

Rodrigo Keigo Lopes Nakagawa

**FLEXIBILIDADE E RESISTÊNCIA TORCIONAL DE
INSTRUMENTOS DE NITÍ E DE AÇO INOXIDÁVEL
UTILIZADOS NA EXPLORAÇÃO
DE CANAIS RADICULARES**

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

2011

Rodrigo Keigo Lopes Nakagawa

**FLEXIBILIDADE E RESISTÊNCIA TORCIONAL DE
INSTRUMENTOS DE NÍTI E DE AÇO INOXIDÁVEL
UTILIZADOS NA EXPLORAÇÃO
DE CANAIS RADICULARES**

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

Área de Concentração - Endodontia

Orientadores: Prof^a Dr^a Maria Guiomar de Azevedo Bahia
Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

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

2011

N163f Nakagawa, Rodrigo Keigo Lopes
2011 Flexibilidade e resistência torcional de instrumentos de NiTi e de aço
T inoxidável utilizados na exploração de canais radiculares / Rodrigo Keigo
Lopes Nakagawa. 2011.
99 f.:il.
Orientadora: Maria Guiomar de Azevedo Bahia
Co-orientador: Vicente Tadeu Lopes Buono
Dissertação (Mestrado)- Universidade Federal de Minas Gerais,
Faculdade de Odontologia.
1.Tratamento do canal radicular - instrumentação – Teses.
2. Instrumentos odontológicos – Teses. I. Bahia, Maria Guiomar de Azevedo.
II. Buono, Vicente Tadeu Lopes. III. Universidade Federal de Minas Gerais.
Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK D047



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

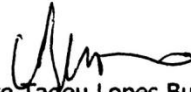


Ata da Comissão Examinadora para julgamento da Dissertação de Mestrado em Odontologia, área de concentração em **Endodontia**, do candidato **Rodrigo Keigo Lopes Nakagawa**.

Aos 30 de junho de 2011, às 09:00 h, na sala de Pós-Graduação (3403) da Faculdade de Odontologia, reuniu-se a Comissão Examinadora, composta pelos professores Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia, Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono, Dr. Estevam Barbosa de Las Casas e Dr. Gustavo André de Deus Carneiro Vianna. A Professora Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia, Orientadora da Dissertação, na qualidade de Presidente da sessão, apresentou a Comissão Examinadora e declarou abertos os trabalhos. Ao candidato foi dado o tempo de até 50 (cinquenta) minutos para fazer a exposição oral sobre o seu trabalho "**Flexibilidade e resistência torcional de instrumentos de NiTi e de aço inoxidável utilizados na exploração de canais radiculares**". Encerrada a exposição, foi iniciada a arguição, dentro do limite de tempo de 30 (trinta) minutos, pelos Professores Dr. Estevam Barbosa de Las Casas, Gustavo André de Deus Carneiro Vianna, Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono e Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia, com limite de 30 (trinta) minutos para a resposta. Terminadas as arguições, a Presidente suspendeu os trabalhos por 10 minutos para que os examinadores pudessem decidir pelo resultado a ser dado ao candidato. A Comissão Examinadora opta pela APPROVAÇÃO do candidato. Para constar, lavrou-se a presente ata, que vai assinada por mim Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia, Presidente e pelos demais membros desta comissão examinadora. Belo Horizonte, 30 de junho de 2011.


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


Dr. Estevam Barbosa de Las Casas
ENG-UFMG


Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono
ENG-UFMG - Co-Orientador


Dr. Gustavo André de Deus Carneiro Vianna
UFF



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE DONTOLOGIA
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Dissertação intitulada "**Flexibilidade e resistência torcional de instrumentos de NiTi e de aço inoxidável utilizados na exploração de canais radiculares**", área de concentração em **Endodontia**, apresentada por **Rodrigo Keigo Lopes Nakagawa**, para obtenção do grau de **Mestre em Odontologia**, **APROVADA** pela Comissão Examinadora constituída pelos seguintes professores:

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

Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono
ENG-UFMG - Co-Orientador

Dr. Estevam Barbosa de Las Casas
ENG-UFMG

Dr. Gustavo André de Deus Carneiro Vianna
UFF

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

Belo Horizonte, 30 de junho de 2011.

Dedicatória

Aos meus pais, **Laura e Keigo**, pelo amor, incentivo, apoio e por me ensinarem que a maior riqueza que um ser humano pode acumular é conhecimento. À **Rafaella**, um grande amor, por ter acreditado, incentivado e apoiado todos os momentos que dediquei a esse trabalho, muito obrigado pelo amor, pelo carinho, pela companhia e pelos inesquecíveis momentos que estivemos juntos. E a **Deus**, por me dar força para seguir e oportunidade de compartilhar momentos especiais ao lado dessas pessoas.

Agradecimentos Especiais

À **Profª. Drª. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**, por ter acreditado e me acompanhado desde os primeiros passos nessa jornada, pela orientação rigorosa e competente que estimulou meu crescimento profissional e pessoal. Agradeço o incentivo, a paciência, os ensinamentos, a preocupação e principalmente por ser uma referência como pesquisadora e professora.

Ao **Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Bueno**, pela gentileza, pelos ensinamentos e paciência, pela disponibilidade em ajudar quando os assuntos da engenharia criavam certo bloqueio, e principalmente pelos agradáveis momentos de bate-papo.

À **Drª. Ana Cecília Diniz Viana**, obrigado por ter transformado meu primeiro contato com a Endodontia em curiosidade e dedicação, pela ajuda e disponibilidade solicitada. Obrigado principalmente por ter me ajudado a encontrar uma iniciação científica e ter me apresentado aos meus orientadores, abrindo assim, de certa forma, as portas da vida acadêmica.

Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. Antônio Paulino Ribeiro Sobrinho**, pelas orientações, ensinamentos e sugestões.

Ao **Prof. Luís Carlos Feitosa Henriques**, por todos os conselhos e dicas ao longo do curso.

Ao amigo, **Juliano**, pela amizade, pelos momentos de diversão, mas principalmente pelo esforço e pelo árduo trabalho em dupla durante todo o processo de desenvolvimento deste projeto.

À **Andressa** e **Kamila**, pelo agradável trabalho em equipe durante todo o trajeto do mestrado.

Ao amigo **Evandro**, por ter estreitado os laços de amizade e pela disponibilidade e atenção em transmitir seus conhecimentos clínicos.

A toda equipe de pesquisa orientada pelos professores *Antônio Paulino* e *Maria Guiomar*, obrigado pelas dicas e sugestões.

Ao **Bruno Lourenço**, pela disponibilidade e competência.

À **Andréia Bicalho Henriques** e **Patrícia Mara Trigueiro** pela boa vontade e ajuda nos laboratórios da Escola de Engenharia.

Aos meus irmãos, em especial **Evandro**, por sempre ser um grande amigo, e um segundo pai.

Ao meu primo **Henrique Miaymoto**, pela amizade e disponibilidade em sempre me ajudar.

Aos meus amigos, em especial, **Henrique Meira** e **Oscar Oliveira** por terem acreditado, incentivado e compreendido os momentos que estive ausente.

Obrigado a todos que contribuíram para a conclusão desse trabalho.

RESUMO

As propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos são afetadas por fatores como diâmetro, *design*, composição química e propriedades físicas. O objetivo desse trabalho foi avaliar a flexibilidade e a resistência torcional dos instrumentos de NiTi PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe destinados ao processo de “*glide path*”, comparando aos instrumentos convencionais de aço inoxidável K-File. A composição química dos instrumentos foi analisada por Espectroscopia de Energia de Raios X (EDS), as fases presentes foram identificadas por Difração de Raios X (DRX) e as temperaturas de transformação determinadas por Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC). Imagens longitudinais dos instrumentos e imagens das seções transversais foram empregadas para determinar o diâmetro e área a 3 mm da ponta (D_3 e A_3), posição onde as solicitações mecânicas se concentram durante o uso clínico. O comportamento mecânico foi avaliado através de ensaios de flexão e torção até a ruptura, de acordo com especificação ISO 3630-1. Todos os instrumentos apresentaram características geométricas dentro dos limites de tolerância, os instrumentos RaCe ISO 10/.02 E Scout RaCe 15 e 20 *taper* .02 apresentaram mudança do desenho da seção transversal, de triangular para quadrangular, possivelmente no intuito de aumentar a resistência torcional. Os instrumentos de NiTi foram significativamente mais flexíveis que os instrumentos de aço inoxidável, embora a resistência torcional tenha sido inferior. Clinicamente os instrumentos de NiTi PathFile, RaCe ISO 10 Scout representam uma opção mais compatível com a proposta do “*glide path*”. Embora tenham apresentando menor resistência em torção que os instrumentos K-File, esses instrumentos podem resultar em melhor manutenção do trajeto original do canal radicular.

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

ABSTRACT

FLEXIBILITY AND TORSIONAL RESISTENCE OF NITI AND STAINLESS STEEL INSTRUMENTS USED IN THE EXPLORATION OF ROOT CANAL

The mechanical properties of endodontic instruments are affected by factors such as diameter, design, chemical composition and physical properties. The aim of this study was to evaluate the flexibility and torsional resistance of PathFile, ISO 10 RaCe and Scout RaCe NiTi rotary instruments intended for the "glide path", in comparison with that of conventional stainless steel K-File instruments. The chemical composition of the instruments was analyzed by X-ray Energy Dispersive Spectroscopy (EDS), the phases were identified by X-ray Diffraction (XRD) and the transformation temperatures were determined by Differential Scanning Calorimetry (DSC). Longitudinal and cross sectional images of the instruments were used to measure their diameter and area at 3 mm from the tip (D_3 and A_3), the position where mechanical loads are concentrated during clinical use. The mechanical behavior was evaluated by bending and torsion tests, in accordance with specification ISO 3630-1. All instruments showed geometric features within the tolerance limits, but RaCe ISO 10/.02 and Scout RaCe 15 and 20 .02 taper instruments showed changes in cross-sectional design, triangular to square, possibly to increase their torsional resistance. NiTi instruments were significantly more flexible than the stainless steel ones, although their torsional resistance was lower. Clinically, PathFile, RaCe ISO 10 and Scout RaCe NiTi instruments represent a most compatible choice with the proposal of the "glide path". Although presenting less torsional resistance than the K-File instruments, the use of these NiTi instruments may maintain the original way of root canal better than the stainless steel instruments.

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

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros r e α	21
Figura 2.	Modelo simplificado da transformação martensítica Fonte: Otsuka e Wayman, 1998.....	23
Figura 3.	Representação esquemática da transformação martensítica e reversa Fonte: Kuhn et al., 2001.....	25
Figura 4.	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 e Zadno, 1990.....	26
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 e Liaw, 2000.....	27
Figura 6.	Esquema ilustrando a redução do ângulo de transição e alteração da ponta entre os instrumentos K-File (a) e PathFile (b).....	30
Figura 7.	Esquema ilustrando a análise do diâmetro em instrumento Protaper Universal F5 (a) imagem do instrumento, (b) linhas tangentes perpendiculares ao eixo longitudinal, (c) escala de 1000 microns a partir da ponta e (d) diâmetro D_1 , D_2 e D_3	37
Figura 8.	Esquema ilustrando a análise do comprimento da parte ativa (a) e distância das lâminas de corte (b) em instrumento rotatório de NiTi.....	37

Figura 9.	Esquema ilustrando a análise do ângulo de ponta em instrumento rotatório de NiTi.....	38
Figura 10.	Dispositivo de bancada para ensaio de flexão a 45°.....	41
Figura 11.	Dispositivo de bancada para ensaio de torção.....	42
Figura 12.	Valores médios dos diâmetros a cada milímetro da ponta dos instrumentos K-File (a), PathFile (b), RaCe ISO 10 (c) e Scout RaCe (d).....	44
Figura 13.	Valores médios do comprimento entre as lâminas de corte (<i>pitch</i>) dos instrumentos K-File (a), PathFile (b), RaCe ISO 10 (c) e Scout RaCe (d).....	49
Figura 14.	Imagens da seção transversal dos instrumentos K-File (a), PathFile (b), RaCe ISO 10 (c) e Scout RaCe (d).....	52
Figura 15.	Esquema de dois instrumentos endodônticos com mesmo diâmetro e seções transversais com geometria diferente, ilustrando a diferença do núcleo central.....	54
Figura 16.	Correlação linear entre área e diâmetro a 3 mm da ponta (A_3 e D_3) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.....	54
Figura 17.	Difratogramas obtidos por DRX em instrumentos PathFile (a) e RaCe (b), mostrando os picos de maior intensidade da austenita (fase β).....	56
Figura 18.	Curvas e temperaturas médias de transformação de fase obtidas em ensaios de DSC dos instrumentos PathFile (a) e RaCe (b).....	56
Figura 19.	Valores médios do momento de dobramento (M_D) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, submetidos a ensaios de flexão a 45°.....	58

Figura 20.	Correlação linear entre os momentos de dobramento a 45° (M_D) e diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) (a) e área a 3 mm da ponta (A_3) (b) para instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.....	60
Figura 21.	Valores médios de torque máximo (M_T) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, ensaiados em torção até a ruptura.....	66
Figura 22.	Correlação linear entre os valores médios de torque máximo e diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) (a) e área a 3 mm da ponta (A_3) (b), para instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.....	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Comparação entre algumas propriedades das ligas NiTi de composição aproximadamente equiatômica e do aço inoxidável.....	29
Tabela 2.	Valores médios (desvio padrão) do diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.....	45
Tabela 3.	Valores médios (desvio padrão) do comprimento da parte ativa dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe	47
Tabela 4.	Valores médios (desvio padrão) do ângulo de ponta dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.....	50
Tabela 5.	Valores médios (desvio padrão) da área a 3 mm da ponta (A_3) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.....	51
Tabela 6.	Valores médios (desvio padrão) de Microdureza Vickers dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.....	55
Tabela 7.	Composição química dos instrumentos PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, obtida por análise semiquantitativa através de espectroscopia de energia de raios X (EDS).....	57
Tabela 8.	Valores médios (desvio padrão) do momento de dobramento (M_D) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.....	59
Tabela 9.	Valores médios (desvio padrão) do torque máximo e deflexão angular até a fratura dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, ensaiados em torção até a ruptura.....	65
Tabela 10.	Valores médios de diâmetro e área a 3 mm da ponta (D_3 e A_3), momento de dobramento (M_D) e microdureza Vickers (MHV) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, agrupados conforme a semelhança dos valores de diâmetro.....	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

α	Ângulo de curvatura
A₃	Área a 3 mm da ponta
ADA	<i>American Dental Association</i>
ANOVA	Analysis of Variance
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
Af	<i>Austenite finish</i>
As	Austenite start
B2	Fase austenítica da liga NiTi
B19'	Fase martensítica da liga NiTi
D₃	Diâmetro a 3 mm da ponta
DRX	Difratometria de Raio-X
DSC	Calorimetria Diferencial Exploratória
EDS	Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raio-X
EFM	Efeito Memória de Forma
FDI	<i>Federation Dentaire International</i>
ICDD	<i>International Committee for Diffraction Data.</i>
ISO	<i>International Standards Organization</i>
Md	Temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão
Mf	<i>martensite finish</i>
Ms	<i>martensite start</i>
MHV	Microdureza Vickers
M_D	Momento do dobramento
M_T	Torque máximo até a fratura
NiTi	Níquel -Titânio
OMS	Organização Mundial de Saúde
r	Raio de curvatura
RaCe	Reamer with Alternate Cutting Edges
SCR	Sistema de canais radiculares
Rpm	Rotações por minuto
SE	Superelasticidade
TM	Transformação martensítica
TR	Transformação reversa

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	18
2.	REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1.	Anatomia do Sistema de Canais Radiculares.....	20
2.2.	Instrumentos Endodônticos de Aço Inoxidável.....	21
2.3.	Propriedades da Liga NiTi: Transformações Martensítica e Reversa, Efeito Memória de Forma e Superelasticidade.....	23
2.4.	Instrumentos Endodônticos de NiTi.....	28
2.4.1.	Sistema PathFile.....	29
2.4.2.	Sistema RaCe.....	30
2.5.	Flexibilidade dos Instrumentos Endodônticos.....	31
2.6.	Fratura por torção.....	33
3.	OBJETIVOS	35
3.1.	Objetivo Geral.....	35
3.2.	Objetivo Específicos.....	35
4.	METODOLOGIA	38
4.1	Caracterização Geométrica e Dimensional dos Instrumentos.....	38
4.1.1	Análise do diâmetro, comprimento da parte ativa e das lâminas de corte (<i>pitch</i>) e ângulo de ponta dos instrumentos.....	38
4.1.2	Análise da área da secção transversal dos instrumentos.....	38
4.2.	Caracterização das Propriedades Físicas e Químicas dos Instrumentos.....	39
4.2.1.	Análise das propriedades físicas.....	39
4.2.2.	Análise das propriedades químicas	40
4.3.	Ensaio Mecânicos dos Instrumentos.....	40
4.3.1.	Ensaio de flexão a 45°	40
4.3.2.	Ensaio de torção.....	41
4.4.	Análise dos Dados.....	42
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	43
5.1	Características Geométricas e Dimensionais dos Instrumentos.....	43
5.1.1	Análise do diâmetro, comprimento da parte ativa e das lâminas de corte (<i>pitch</i>) e do ângulo de ponta dos instrumentos.....	43

5.1.2.	Análise da área da seção transversal dos instrumentos.....	50
5.2.	Características das Propriedades Físicas e Químicas dos Instrumentos.....	55
5.2.1	Análise das propriedades físicas.....	55
5.2.2	Análise das propriedades químicas.....	57
5.3.	Ensaio Mecânicos dos Instrumentos.....	57
5.3.1.	Ensaio de flexão a 45°	57
5.3.2.	Ensaio de Torção.....	64
6.	CONCLUSÃO	72
7.	REFERÊNCIAS	73
8.	ANEXOS	84

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 pelos tecidos pulpare, que objetiva manter e/ou restabelecer o reparo tecidual e conseqüentemente a função.

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. Estes sistemas foram 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 uma propriedade denominada superelasticidade, caracterizada pela recuperação do metal à sua forma original quando submetido a deformações aparentemente permanentes. Entretanto, fraturas inesperadas decorrentes de sobrecarga de torção ou fadiga flexural e torcional 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. Assim, uma forma de reduzir o risco de fratura é realizar a exploração e negociação do canal radicular seguidas de dilatação inicial, 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 mecânica do SCR.

O processo de exploração e negociação são realizados até o presente momento, prioritariamente com os instrumentos manuais de aço inoxidável de menor diâmetro. Todavia, considerando a superior flexibilidade e a possibilidade do acionamento a motor dos instrumentos de NiTi, quando comparados aos de aço inoxidável, recentemente foram propostos novos sistemas rotatórios: PathFile (Dentsply-Maillefer), RaCe ISO 10 e Scout RaCe (FKG Dentaire), destinados exclusivamente à realização do “*glide path*”.

Todavia, não há nenhum registro na literatura que descreva o comportamento mecânico destes instrumentos e ofereça bases científicas suficientes para o uso clínico previsível e seguro dos mesmos. Sendo assim, é fundamental a avaliação do comportamento mecânico destes sistemas de NiTi em comparação aos instrumentos de aço-inoxidável, considerando os parâmetros geométricos, físicos e químicos de cada instrumento.

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 descrito 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).

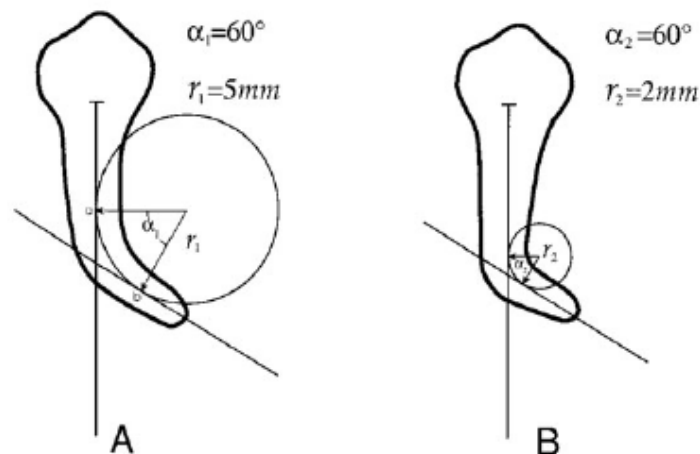


Figura 1. Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros r e α

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 ser rígidos o suficiente para terem ação de corte e resistirem às condições mecânicas que os predispõem 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 muitas vezes 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 data de 1875. Basicamente eram confeccionados a mão a partir de finos fios de aço farpado e em razão do baixo nível de sofisticação e pesquisa científica na época, pouca atenção era direcionada à etapa de

limpeza mecânica dos canais radiculares, resultando assim em uma infinidade de instrumentos com características distintas e fabricados por diversas empresas sem nenhum critério técnico pré-estabelecido.

Com o avanço das pesquisas, principalmente no campo da microbiologia, maior atenção foi dada à necessidade de limpeza mecânica das paredes dos canais radiculares e a partir de então surgiu a necessidade de padronizar tanto os métodos de limpeza do sistema de canais radiculares assim como todo o arsenal de instrumentos. Diversas sugestões foram propostas por Grove (1930), Jasper (1933), Green (1957) entre tantos outros profissionais, mas somente Ingle (1961) propôs de forma convincente a padronização internacional referente aos instrumentos endodônticos durante a Segunda Conferência Internacional de Endodontia na Filadélfia, Estados Unidos.

Em 1976, a *International Standards Organization* (ISO), uma comissão mundial que, na Odontologia, congrega 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 estabelecia a classificação de diversas normas referentes às características químicas, físicas e geométricas (MCKENDRY & KRELL, 1997). Em relação ao material usado na confecção dos instrumentos, durante muito tempo o aço-carbono foi amplamente utilizado, formado por uma mistura de ferro puro ou ferrita (93,31%) e um composto carbônico (6,69%). Atualmente, os instrumentos são confeccionados a partir de fios de aço inoxidável, uma liga composta de ferro puro (74%), cromo (18%), responsável por prevenir a corrosão, e níquel (8%), que confere elasticidade à liga; oferecendo clinicamente melhores condições de trabalho que o aço carbono (CRAIG, 1963).

Quanto as 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 D_1 , e o diâmetro no final da parte ativa, denominado D_{16} , definindo, portanto que a diferença do diâmetro entre D_1 e D_{16} fosse sempre 0,32mm em todos os instrumentos, e a progressão de D_1 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 D_1 e D_{16} , 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 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 e 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 e WAYMAN, 1998). Assim, quando o material é resfriado abaixo de uma

determinada temperatura, a T_M 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 e DUNNE, 1981; OTSUKA e WAYMAN, 1998).

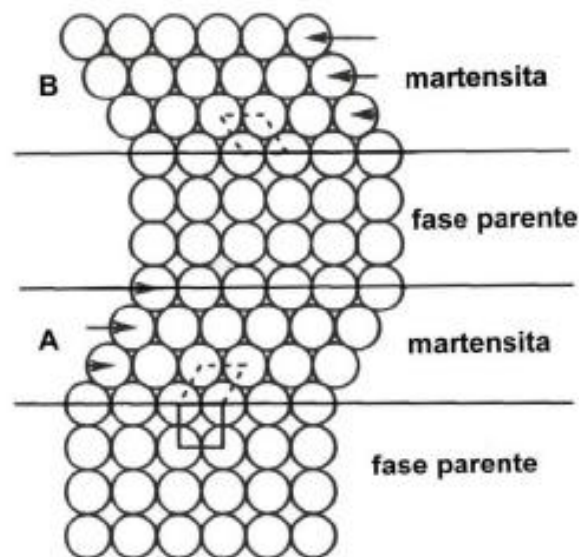


Figura 2. Modelo simplificado da transformação martensítica

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 e 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 T_M 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 e 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* (As) e torna-se completamente austenítico na temperatura *austenite finish* (Af). Entre As e Af, ambas martensita e austenita estão presentes (KUHN *et al.*, 2001). O intervalo entre as temperaturas de transformação Mf e Af 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 Af (Figura 3).

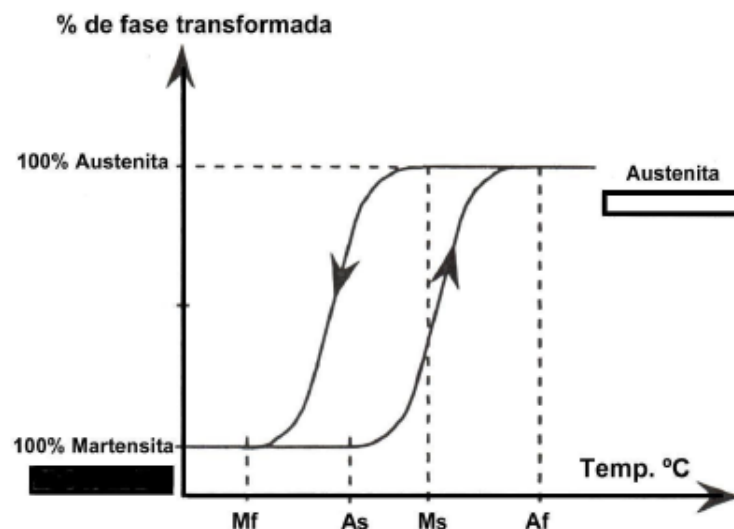


Figura 3. Representação esquemática da transformação martensítica e reversa

Fonte: Kuhn *et al.*, 2001

Numa faixa de temperatura acima de Ms, a TM também ocorre pela aplicação de tensão. A temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão é chamada Md. 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 e DUERIG, 1990; OTSUKA e WAYMAN, 1998; OTSUKA e REN, 2005) (Figura 4). A superelasticidade só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de Md e acima de As. De fato, para a expressão completa da superelasticidade é necessário a aplicação da tensão em uma temperatura acima de Af. Entre Ms e Af a martensita é induzida por tensão, porém em uma condição de estabilidade; entre Af e Md 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 e ZADNO, 1990).

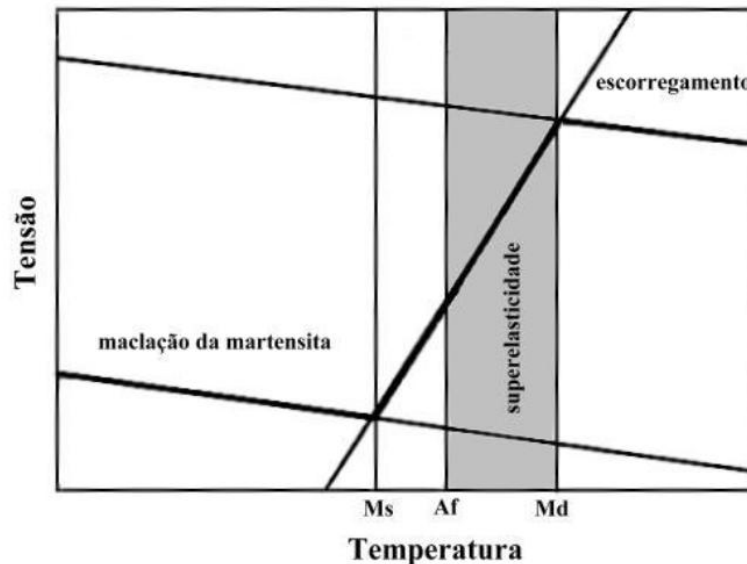


Figura 4. Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura em que ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas A_f e M_d . Abaixo da temperatura M_s , a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de M_d a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento.

Fonte: Duerig e 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 A_f (Figura 5 (a)). A austenita instável em temperaturas abaixo de M_s , 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 A_f a austenita transforma-se para martensita pela aplicação de tensão, e sofre grandes deformações em uma tensão constante (A-B). Durante a descarga, a martensita induzida por tensão reverte à austenita em nível de tensão inferior, com completa recuperação da deformação, caracterizando a superelasticidade (Figura 5 (c)) (WILKES e 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 e REN, 2005).

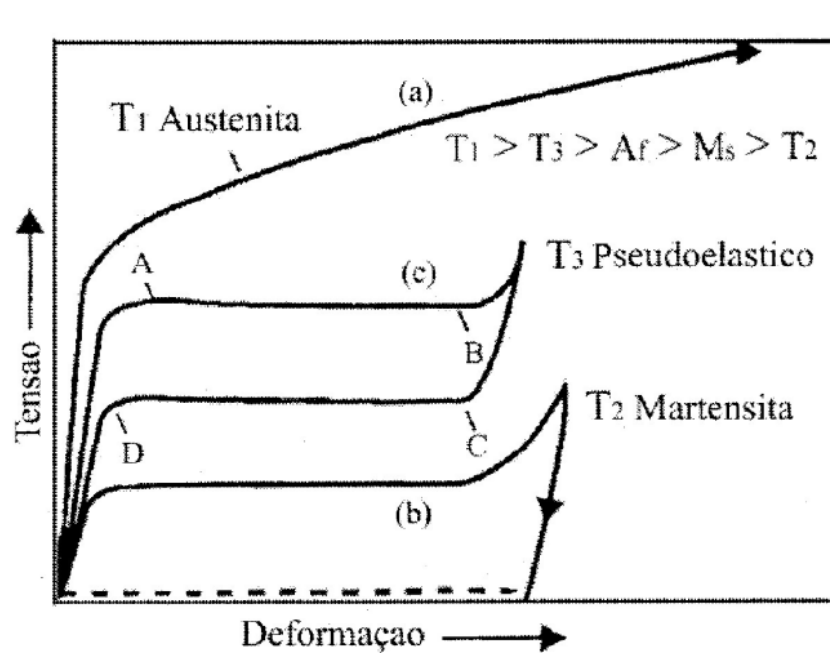


Figura 5. Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita induzida por temperatura, e (c) martensita induzida por tensão, onde A-B é a deformação sofrida pelo material durante a transformação de fase e C-D a recuperação da forma original com a transformação reversa.

Fonte: Wilkes e 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 e 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, além de 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 produzidos 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 ³	8,03/cm ³
Magnetismo	Não	Sim
Limite de resistência	1240 MPa	760 MPa
Resistividade elétrica	80 – 100 $\mu\Omega\text{cm}$	80 – 100 $\mu\Omega\text{cm}$

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 e VLASSIS, 2004). São também comercializados de acordo com o propósito para o qual foram planejados, que vão desde indicações para retratamento e formatação, e mais recentemente para a etapa de negociação e pré-dilatação 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). Até então, este estágio da terapia endodôntica era convencionalmente realizado com os instrumentos de aço inoxidável da série K-File # 06, 08, 10 e 15. Contudo, considerando a superior flexibilidade e resistência mecânica dos instrumentos de NiTi comparados aos instrumentos de aço inoxidável, diferentes sistemas rotatórios foram propostos 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, que aumenta a resistência torcional destes

instrumentos. 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).

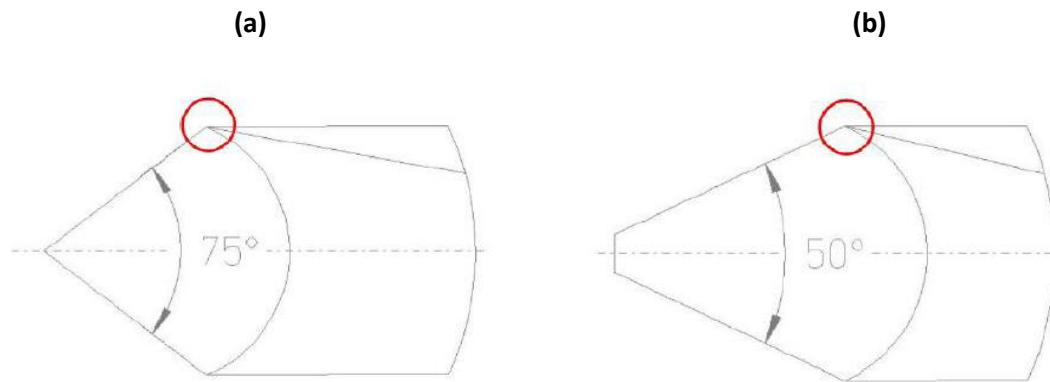


Figura 6. Esquema ilustrando a redução do ângulo de transição e alteração da ponta entre os instrumentos K-File (a) e PathFile (b)

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 (BERUTTI *et al.*, 2009).

2.4.2. Sistema RaCe

Outro sistema comercialmente disponível e com um número considerável de estudos a respeito é o sistema RaCe (FKG Dentaire). RaCe 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 e 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 microtrincas, o que conseqüentemente 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 subseqüentemente, 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*, entretanto, recentemente foram lançados duas séries destinadas 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.

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). Embora já esteja bem reportado o comportamento mecânico de diversos instrumentos de NiTi, pouco se sabe a respeito desta nova linha destinada à etapa do *glide path*.

2.5. Flexibilidade dos Instrumentos Endodônticos

A flexibilidade dos instrumentos endodônticos é determinada por testes de flexão a 45° segundo a especificação ISO 3630-1, através dos valores de momento de dobramento, que é o esforço requerido para flexionar o instrumento a 45° de inclinação em relação ao seu longo eixo. Um baixo valor de momento de dobramento é um indicativo de que o instrumento é extremamente flexível, o que clinicamente é desejável. A habilidade dos instrumentos de NiTi de seguirem a curvatura de canais radiculares é facilitada pelas

características de dobramento e resistência torcional (KIM *et al.*, 2009). Instrumentos muito flexíveis levam a menores mudanças indesejáveis no trajeto do canal radicular do que aqueles que possuem grande rigidez à flexão. As propriedades metalúrgicas, tais como composição química da liga e tratamento termomecânico a que são submetidos, além das características geométricas, são fatores que influenciam diretamente na flexibilidade dos instrumentos endodônticos (TURPIN *et al.*, 2000; SCHÄFER e TAPPEL, 2001; SCHÄFER, 2003).

Em um estudo recente, YAHATA e colaboradores (2009) reportaram que o tratamento térmico ao qual as ligas NiTi são submetidas aumentam as temperaturas de transformação Ms e Af e como consequência ocorre um aumento da proporção de fase martensítica presente na liga à temperatura ambiente. Uma vez que o módulo de elasticidade da fase martensítica é inferior à da fase austenítica, a flexibilidade da liga contendo martensítica seria aumentada. Assim, instrumentos de NiTi com altas temperaturas de transformação apresentam menor carregamento em flexão em comparação àqueles com baixas temperaturas de transformação, para uma mesma deflexão angular (YAHATA *et al.*, 2009).

O *design* e, conseqüentemente, a área da seção transversal, por sua vez, expressam uma importante correspondência com a rigidez dos instrumentos (SCHÄFER *et al.*, 2003). Quanto maior o valor de área da seção transversal, menor a flexibilidade, assim como o aumento do calibre de ponta e *taper* dos instrumentos. (MIYAI *et al.*, 2006, TRIPI *et al.*, 2006; MELO *et al.*, 2008). Portanto, pequenas variações nas características geométricas e dimensionais, representam mudanças significativas nas suas propriedades mecânicas (MISERENDINO, 1991).

Viana e colaboradores (2010) avaliou a influencia do uso clínico simulado na flexibilidade de instrumentos rotatórios dos sistemas *ProTaper Universal (PTU)*, *K3* e *EndoSequence (ES)*. Foram utilizadas técnicas para avaliação de propriedades físicas, composição química, e caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos analisados. A flexibilidade foi avaliada em ensaios de flexão realizados conforme a especificação ISO 3630-1. Após obtenção da vida em fadiga (NCF) dos instrumentos avaliados, instrumentos novos foram submetidos a carregamento cíclico em fadiga flexural até 1/4 e 3/4 da sua vida em fadiga. Outro grupo de instrumentos novos foi submetido a 20 ciclos de carregamento em torção de zero a 180°. Posteriormente, todos os instrumentos tiveram sua flexibilidade reavaliada. Os instrumentos *K3* foram os menos flexíveis, seguidos pelos instrumentos *PTU* e *ES*. Embora sua composição química não tenha variado, as temperaturas de transformação de fase dos instrumentos *K3* foram mais baixas do que as dos demais, possivelmente devido a diferenças nos tratamentos termomecânicos a que são submetidos. Esses instrumentos

apresentaram apenas a fase austenítica à temperatura ambiente, enquanto que nos instrumentos *PTU* e *ES* havia também martensita. A presença de uma pequena quantidade de martensita favorece a transformação martensítica induzida por tensão, o que contribui para aumentar a flexibilidade do instrumento. O carregamento cíclico torcional não causou diferenças significativas no momento de dobramento dos instrumentos avaliados. Já para os ensaios de fadiga flexural interrompida, diferenças significativas na flexibilidade de alguns grupos de instrumentos foram observadas e identificadas como sendo uma melhoria na flexibilidade, que ocorreu tanto na condição de baixo quanto na de alto número prévio de ciclos. Logo, o uso clínico simulado não foi capaz de induzir efeitos deletérios na flexibilidade dos instrumentos avaliados.

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 sobrecarga torcional ou fadiga 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).

2.6. 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 e BARBAKOW, 2002; YARED, 2004).

A resistência à fratura por torção é avaliada através das medidas de torque máximo e deflexão angular até a fratura, entre outras palavras, é analisada pelo resultado do produto de uma unidade de força e uma unidade de distância, normalmente expresso em N.cm ou N.mm (BOLGER e GOUGH, 1985). Caso o nível de torque aplicado ao instrumento seja igual ou superior ao valor de torque máximo, o instrumento poderá se deformar e/ou romper no interior do canal (GAMBARINI, 2001; PETERS e BARBAKOW, 2002; YARED e SLEIMAN, 2002; BAHIA *et al.*, 2006).

Os valores de torque gerados durante o preparo dos canais dependem de vários fatores, dentre eles a extensão da área de contato entre o instrumento e as paredes dentinárias,

cuja resistência à remoção da dentina é alta, principalmente em canais curvos e/ou calcificados, e a força apical exercida, que aumenta simultaneamente durante o preparo desse tipo de canais (BOOTH *et al.*, 2003, BAHIA *et al.*, 2006).

As velocidades de rotação também podem 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 sobre o instrumento, aumentando assim o risco de travamento e conseqüentemente de fratura (GAMBARINI, 2001; YARED e SLEIMAN, 2002; RUDDLE, 2003).

Muitos outros fatores afetam a resistência à torção dos instrumentos endodônticos, tais como diâmetro, conicidade (*taper*), geometria da secção transversal, modo de fabricação e direção de rotação do instrumento (HILT *et al.*, 2000; GAMBARINI, 2001; BAHIA *et al.*, 2006). É importante ressaltar que o torque máximo aumenta de acordo com o aumento do diâmetro e da área da seção transversal do instrumento, ou seja, os instrumentos mais calibrosos são mais resistentes à torção que instrumentos de menor diâmetro (WOLCOTT & HIMEL, 1997; YARED *et al.*, 2003; ULMANN e 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 e CALAS, 2004). YARED (2004), BAHIA e colaboradores (2006) e VIEIRA e colaboradores. (2009) sugerem que a fadiga flexural, gerada pelo uso dos instrumentos em canais curvos, 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. Por outro lado, 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, 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, tornando o processo de limpeza e formatação mais rápida, segura e previsível. É sabido que fatores geométricos tanto inerentes aos instrumentos quanto ao canal radicular podem afetar o comportamento mecânico dos mesmos, entretanto, até agora nenhuma investigação tem abordado o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos de NiTi, destinados à fase de exploração e dilatação inicial dos canais radiculares.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo Geral

- Avaliar e comparar as características físicas, químicas, geométricas e dimensionais dos instrumentos endodônticos de NiTi PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe e dos de aço inoxidável da série K-File, correlacionando-as à flexibilidade e resistência à torção.

3.2. Objetivo Específicos

Os objetivos aqui descritos são referentes aos instrumentos de NiTi PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe e aos instrumentos de aço inoxidável K-File, abordados no presente estudo.

- Avaliar as propriedades físicas, químicas e estruturais dos instrumentos, em termos de composição química, fases presentes e temperaturas de transformação de fase;
- Avaliar as características geométricas e dimensionais dos instrumentos, através da área da seção transversal, ângulo de ponta, comprimento da parte ativa e de *pitch* e do diâmetro a cada milímetro da ponta;
- Avaliar a flexibilidade dos instrumentos em ensaios de flexão a 45°, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1;
- Avaliar a resistência à torção dos instrumentos em ensaios de torção até a ruptura, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1.

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) calibres de ponta 08, 10 e 15, *taper* .02
- PathFile (Dentsply-Maillefer) calibres de ponta 13, 16 e 19, *taper* .02
- RaCe ISO 10 (FKG Dentaire) calibre de ponta 10, *taper* .02, .04 e .06
- Scout RaCe (FKG Dentaire) calibres de ponta 10, 15 e 20, *taper* .02

4.1. Caracterização Geométrica e Dimensional dos Instrumentos

4.1.1. Análise do diâmetro, comprimento da parte ativa e das lâminas de corte (*pitch*) e ângulo de ponta dos instrumentos

Para mensurar o diâmetro da parte ativa dos instrumentos a cada milímetro a partir da ponta, 10 instrumentos ($n=10$) de cada calibre e *taper* dos seguintes sistemas K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, foram selecionados aleatoriamente e fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital de alta resolução Canon EOS 20D (Canon Inc., Tóquio, Japão). As imagens obtidas foram analisadas e mensuradas individualmente através do software ImagePro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, 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).

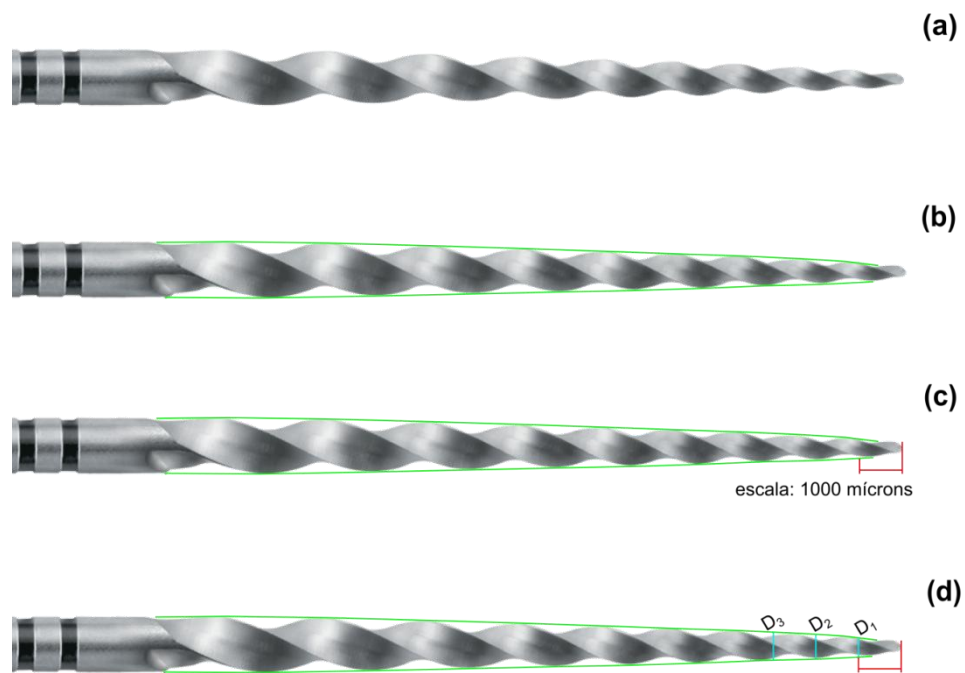


Figura 7. Esquema ilustrando a medida do diâmetro a cada milímetro dos instrumentos analisados: (a) imagem do instrumento, (b) linhas tangentes paralelas ao eixo longitudinal, (c) escala de 1000 microns a partir da ponta e (d) diâmetro D_1 , D_2 e D_3 .

O comprimento da parte ativa foi medido traçando uma linha paralela ao longo eixo do instrumento, desde a ponta até a borda da última lâmina de corte (Figura 8a). 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 8b).

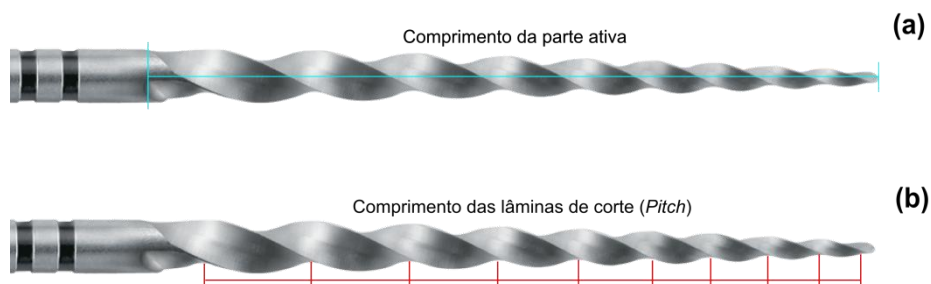


Figura 8. Esquema ilustrando a análise do comprimento da parte ativa (a) e das lâminas de corte (b) nos instrumentos analisados.

O ângulo de ponta, por sua vez, foi mensurado com uma ferramenta específica no software acima citado. Uma vez determinado o vértice no ponto de interesse sobre a imagem do

instrumento, duas semi-retas foram traçadas com união no vértice e o resultado era gerado automaticamente pelo programa (Figura 9). Todos os valores dos parâmetros descritos acima foram expressos em uma planilha gerada pelo próprio programa, baseado em uma escala de 500 microns previamente regulada.

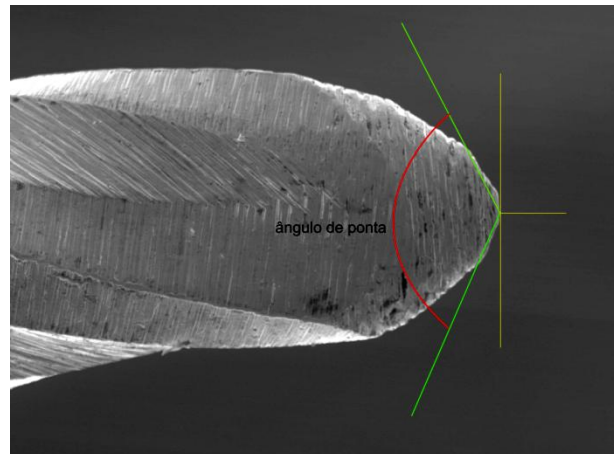


Figura 9. Esquema ilustrando a análise do ângulo de ponta nos instrumentos analisados.

4.1.2. Análise da área da seção transversal dos instrumentos

Para mensurar a área da seção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos, foram selecionados aleatoriamente três instrumentos de cada calibre e *taper* dos seguintes sistemas K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe. Inicialmente, todos os instrumentos tiveram o comprimento total, desde a ponta até o início do cabo, medidos em milímetros através de um microscópio óptico equipado com um micrômetro digital (TM Mitutoyo, Japão) com um aumento de 30x. Em seguida, cada instrumento foi embutido em resina acrílica (Epofix Buehler, IL, EUA) e seccionado a aproximadamente 2,5 mm da ponta, utilizando um equipamento de corte metalográfico (ISOMET 1000, Buehler, IL, EUA). O acabamento da superfície foi realizado com lixas de granulação 1000 seguido de polimento específico para materiais não-ferrosos em polideiras de granulação 900, 600 e 300. Posteriormente, uma nova medida do comprimento de cada instrumento, com o objetivo de confirmar o corte a aproximadamente 2,5 mm da ponta, foi realizado como descrito anteriormente. As imagens da seção transversal foram captadas por Microscópio Eletrônico de Varredura - MEV (JSM 6360LV, Jeol, Tóquio, Japão) com aumento de 150x.

O valor da área de cada instrumento foi mensurado usando uma ferramenta específica do software ImagePro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, EUA). Depois de traçado o contorno da área, o programa registrava automaticamente o valor em microns, de acordo com uma escala previamente regulada. Por fim, o valor da área a exatamente 3 mm da

ponta do instrumento foi obtida por interpolação linear dos valores de cada tipo de instrumento analisado.

4.2. Caracterização das Propriedades Físicas e Químicas dos Instrumentos

4.2.1. Análise das propriedades físicas

Os ensaios de Microdureza Vickers (MHV) foram realizados na parte ativa de cinco instrumentos de maior calibre e taper dos seguintes instrumentos K-File, PathFile e RaCe (ISO 10 e Scout), submetidos a um Microdurômetro (FM-1, Future-Tech, Tóquio, Japão) com uma carga de 100gf. A força aplicada sobre a superfície da parte ativa do instrumento resultava em uma impressão microscópica de formato losangular, na qual os valores eram calculados a partir das medidas das diagonais dos losangos. Trinta medidas foram realizadas em cada instrumento, obtendo o valor médio de cada amostra.

As fases presentes na liga NiTi utilizada na fabricação dos instrumentos PathFile e RaCe (ISO 10 e Scout) foram analisadas por Difratomia de Raio-X – DRX (PW 1710, Philips Analytical, Almelo, Holanda). Para cada sistema rotatório de NiTi mencionado anteriormente foram selecionados 6 instrumentos de maior calibre e *taper*, posicionados lado a lado de forma fixa e ensaiados utilizando radiação Cu Ka, cristal monocromador de grafita, varredura por passo entre 10° e $120^\circ 2\theta$ e passo de $0,01^\circ 2\theta$ por segundo. Os picos de difração obtidos foram indexados com base nas fichas eletrônicas do ICDD – *International Committee for Diffraction Data*.

Para caracterizar as temperaturas de transformação de fase da liga, amostras de aproximadamente 5 mm de cada instrumento de NiTi (PathFile e RaCe) foram analisadas por Calorimetria Diferencial Exploratória – DSC (DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão). Os cabos dos instrumentos foram removidos para evitar qualquer tipo de equívoco nos resultados. Cada amostra, com aproximadamente 30 miligramas, pesada em uma balança de alta precisão (Mettler 54, Mettler, Zurique, Suíça), foi ensaiada por dois ciclos consecutivos, em intervalos de temperatura de -80° a 80°C , com taxa de aquecimento/resfriamento de $10^\circ\text{C}/\text{minuto}$. Através de um software específico do equipamento (TA-60WS, Shimadzu, Kyoto, Japão) as curvas foram analisadas para determinar as temperaturas de transformação martensítica inicial e final (M_s e M_f) e as temperaturas de transformação reversa inicial e final (A_s e A_f).

4.2.2. Análise das propriedades químicas

A análise semi-quantitativa da composição química da liga NiTi, utilizada na fabricação dos seguintes instrumentos PathFile e RaCe (ISO 10 e Scout), foi realizada por Espectroscopia de Energia de Raio-X - EDS (Quest, Thermo Noran, Middleton, EU) associado a um Microscópio Eletrônico de Varredura - MEV (JSM 6360LV, Jeol, Tóquio, Japão). Para tal, foram selecionados 10 áreas nos instrumentos de maior calibre e *taper* de cada sistema analisado.

4.3. Ensaios Mecânicos dos Instrumentos

Foram selecionados 10 instrumentos (n=10) de cada calibre e *taper* dos seguintes sistemas rotatórios de NiTi PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe e dos instrumentos de aço inoxidável K-File para serem submetidos aos ensaios mecânicos descritos adiante de acordo com a especificação ISO 3630-1 (*International Organization for Standardization*, 1992).

4.3.1. Ensaios de flexão a 45°

Cada instrumento avaliado no presente estudo foi submetido a ensaios de flexão a 45° em dispositivo de bancada específico para a análise da flexibilidade (Análogica Ltda, Belo Horizonte, MG, Brasil) (Figura 10). Todos os instrumentos foram selecionados no ponto de união entre a haste e o cabo, a ponta foi posicionada a uma distância de 3 mm limitada por um batente usinado na parte inferior da garra de apreensão do dispositivo e a haste permaneceu apoiada sobre o pino de acionamento denominado braço de alavanca. Acoplada à garra de apreensão se encontra a célula de carga que registra a força requerida para flexionar o instrumento a 45° de inclinação em relação ao seu longo eixo. Iniciado o ensaio, o instrumento era movimentado perpendicularmente ao longo do seu eixo, a uma velocidade de rotação angular de 0,5 rpm no sentido horário, até ser dobrado em 45°, e em seguida voltava à posição inicial. Por fim, o momento de dobramento gerado pela célula de carga, expresso em N.cm, foi registrado no software acoplado ao dispositivo.

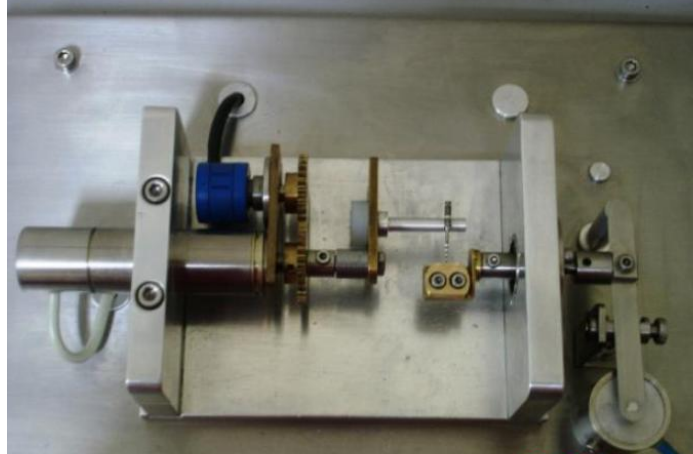


Figura 10. Dispositivo de bancada para ensaio de flexão a 45°.

4.3.2. Ensaio de torção

Os ensaios de torção foram realizados em uma máquina de torção para testes em bancada de acordo com a Especificação nº28 da ANSI/ADA (Analgica Ltda, Belo Horizonte, MG, Brazil). 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 (Figura 11). 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 e deflexão angular foram realizados por um programa

específico que faz a comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação.

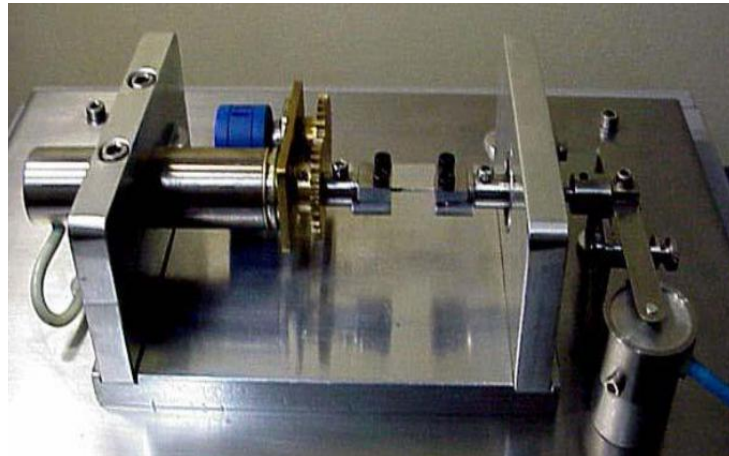


Figura 11. Dispositivo de bancada para ensaio de torção até a ruptura.

4.4. Análise dos Dados

Todos os resultados dos parâmetros analisados referentes aos diferentes instrumentos foram tabulados em planilhas digitais, analisados isoladamente e comparados entre si. Os resultados referentes as características geométricas e dimensionais foram correlacionados com os valores de momento de dobramento e torque máximo até a fratura. 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 $\alpha = 95\%$.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. Características Geométricas e Dimensionais dos Instrumentos

5.1.1. Análise do diâmetro, comprimento da parte ativa e das lâminas de corte (*pitch*) e do ângulo de ponta dos instrumentos

As características geométricas e dimensionais dos instrumentos endodônticos têm uma estreita relação com seu comportamento mecânico, influenciando de forma negativa ou positiva a flexibilidade, resistência torcional e à 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*), a forma geométrica e área da seção transversal, o ângulo de ponta e, por fim, a presença ou ausência de plano radial (BERUTTI *et al.*, 2003; DIEMER e CALAS 2004; MIAYI *et al.*, 2006; TRIPI *et al.*, 2006; XU e ZENG 2006; RAY *et al.*, 2007).

Sustentada pela necessidade de estabelecer padrões para a fabricação de produtos odontológicos consistentes e confiáveis, a Especificação nº 101 da ANSI/ADA estabelece parâmetros referentes aos instrumentos endodônticos manuais e acionados a motor, que possuam geometria, dimensões ou materiais não contemplados nas Especificações da ANSI/ADA nº28 e 58, ou seja, inclui 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 valores médios de diâmetro a cada milímetro da parte ativa dos 10 instrumentos de cada calibre e *taper* dos sistemas abordados estão ilustrados na Figura 12 e descritos detalhadamente no Apêndice A. Foi observado que todos os instrumentos avaliados apresentaram valores de diâmetro dentro do padrão de tolerância determinado pelas Especificações acima citadas. Pode ser observado um aumento gradual de conicidade desde a ponta até o final da parte ativa, resultando em instrumentos com maior diâmetro em sua porção próxima à haste.

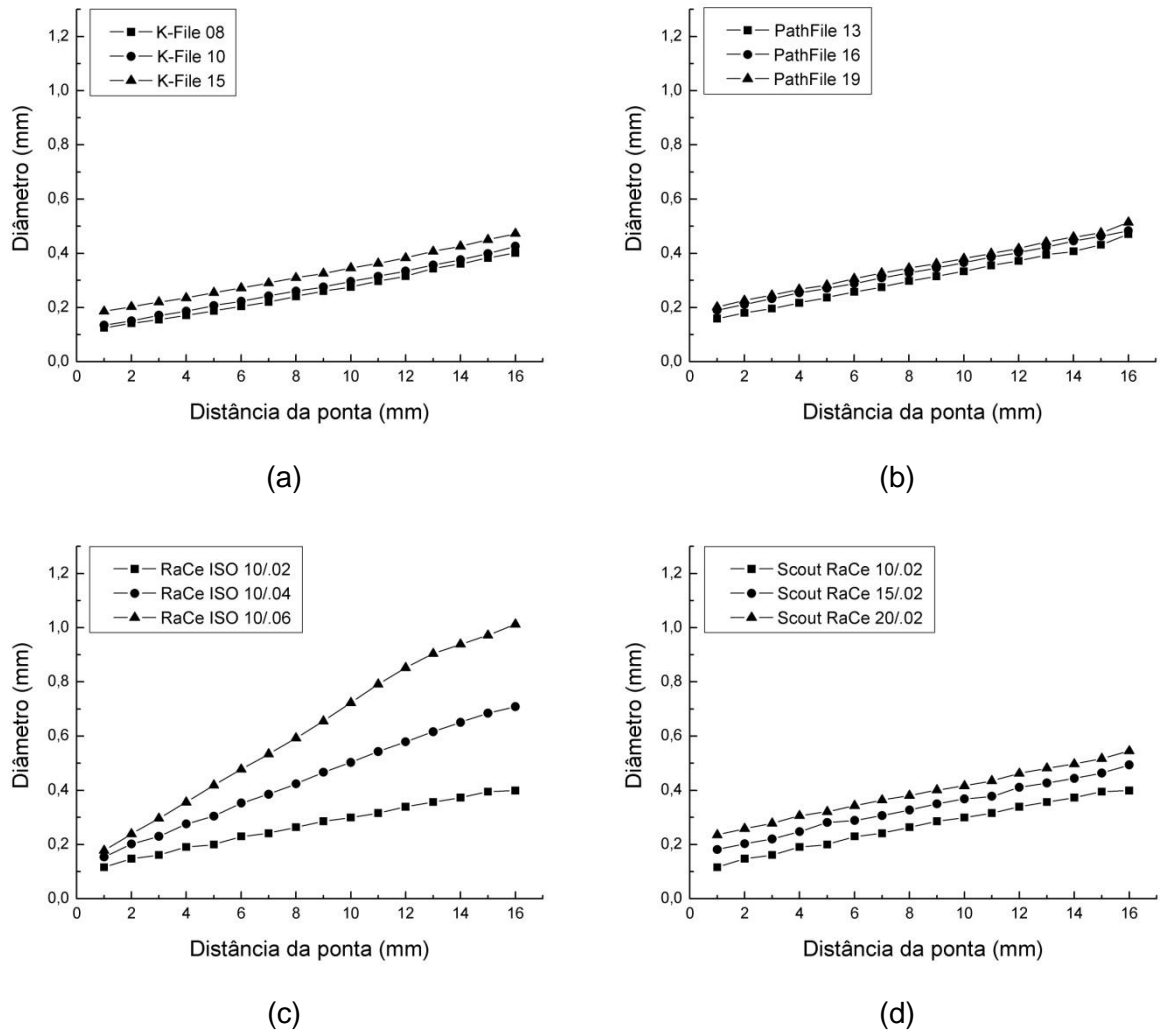


Figura 12: Valores médios dos diâmetros a cada milímetro da ponta dos instrumentos K-File (a), PathFile (b), RaCe ISO 10 (c) e Scout RaCe (d).

A Tabela 2 mostra os valores médios e desvio padrão do diâmetro a 3 milímetros da ponta (D_3), região determinada pela Especificação ISO 3630-1 para a realização de testes de flexibilidade e resistência à torção, uma vez que é a região onde normalmente estão concentradas as maiores tensões durante o uso clínico, para todos os instrumentos analisados.

Tabela 2: Valores médios (desvio padrão) do diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

Instrumentos	Diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) (mm)
K-File 08	0,155 (0,007)
K-File 10	0,171 (0,006)
K-File 15	0,220 (0,006) a
PathFile 13/.02	0,196 (0,007)
PathFile 16/.02	0,233 (0,007) b
PathFile 19/.02	0,246 (0,009)
RaCe ISO 10/.02	0,161 (0,006) c
RaCe ISO 10/.04	0,230 (0,010) b
RaCe ISO 10/.06	0,296 (0,009)
Scout RaCe 10/.02	0,161 (0,006) c
Scout RaCe 15/.02	0,220 (0,007) a
Scout RaCe 20/.02	0,278 (0,013)

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

A análise estatística realizada entre os pares de instrumentos analisados não apresentou diferença estatisticamente significativa na comparação entre os pares de instrumentos PathFile 16/.02 - RaCe ISO 10/.04 ($p = 0,472$), K-File 15 – Scout RaCe 15/.02 ($p = 1,000$) e RaCe ISO 10/.02 - Scout RaCe 10/.02 ($p = 1,000$). Os dois últimos resultados eram previsíveis, uma vez que são instrumentos com características geométricas e dimensionais idênticas.

Não foi encontrado na literatura nenhum estudo abordando as características geométricas e dimensionais associadas ao comportamento mecânico dos instrumentos de NiTi usados no presente estudo. Entretanto, quanto aos instrumentos de aço inoxidável, resultados semelhantes foram encontrados por Zinelis e colaboradores (2002), mostrando que os instrumentos K-File 08, 10 e 15 estão acima dos valores nominais, embora dentro dos limites de tolerância.

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 conseqüentemente 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). Provavelmente, 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 $\pm 0,02$ 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 resultado clínico seria observado no que se refere à obtenção da forma na instrumentação (ZINELLIS *et al.*, 2002). Existe ainda a situação em que 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 (ROANE *et al.*, 1985; WILDEY *et al.*, 1992; KYOMEN *et al.*, 1994; ZINELLIS *et al.*, 2002).

Em relação ao comprimento da parte ativa, foram observadas diferenças entre os sistemas avaliados, mais precisamente entre os instrumentos fabricados pelas diferentes empresas. Os instrumentos da série K-File e PathFile (*Dentsply-Malleifer*) apresentaram em média 16mm e 17mm de parte ativa, respectivamente, enquanto os instrumentos RaCe ISO 10 e Scout (*FKG Dentaire*) apresentaram 17mm em média. Os valores médios do comprimento da parte ativa estão relacionados na Tabela 3 e os valores de todos os instrumentos analisados estão detalhados no Apêndice A.

Tabela 3: Valores médios (desvio padrão) do comprimento da parte ativa dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

Instrumentos	Comprimento da parte ativa (mm)
K-File 08	16,134 (0,225)
K-File 10	16,258 (0,267)
K-File 15	16,326 (0,109)
PathFile 13/.02	16,719 (0,387)
PathFile 16/.02	16,928 (0,354)
PathFile 19/.02	16,922 (0,379)
RaCe ISO 10/.02	17,031 (0,227)
RaCe ISO 10/.04	17,390 (0,146)
RaCe ISO 10/.06	17,232 (0,271)
Scout RaCe 10/.02	17,031 (0,006)
Scout RaCe 15/.02	17,393 (0,267)
Scout RaCe 20/.02	17,321 (0,380)

Os valores médios do comprimento das lâminas de corte (*pitch*) estão ilustrados na Figura 13 e descritos detalhadamente no Apêndice A. 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, semelhantes aos instrumentos K-File.

Por sua vez, todos os instrumentos Scout RaCe e os RaCe ISO 10 *taper* .02 e .04 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 *Reamer with 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.

Os instrumentos RaCe ISO 10/.06, por outro lado, apresentaram um aumento grande e gradual nos comprimentos de *pitch*, desde a ponta até o final da parte ativa, contrapondo portanto, as características acima mencionadas, comuns no sistema RaCe. O maior comprimento de *pitch* 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. A medida que o comprimento de *pitch* aumenta a flexibilidade do instrumento aumenta e as tensões torcionais sobre o instrumento também aumentam. Em outras palavras, quanto menor o comprimento de *pitch*, maior a resistência torcional dos instrumentos endodônticos, embora exibam menor flexibilidade (SCHAFER e TEPEL, 2001; MOUNCE, 2003; DIEMER e CALAS, 2004).

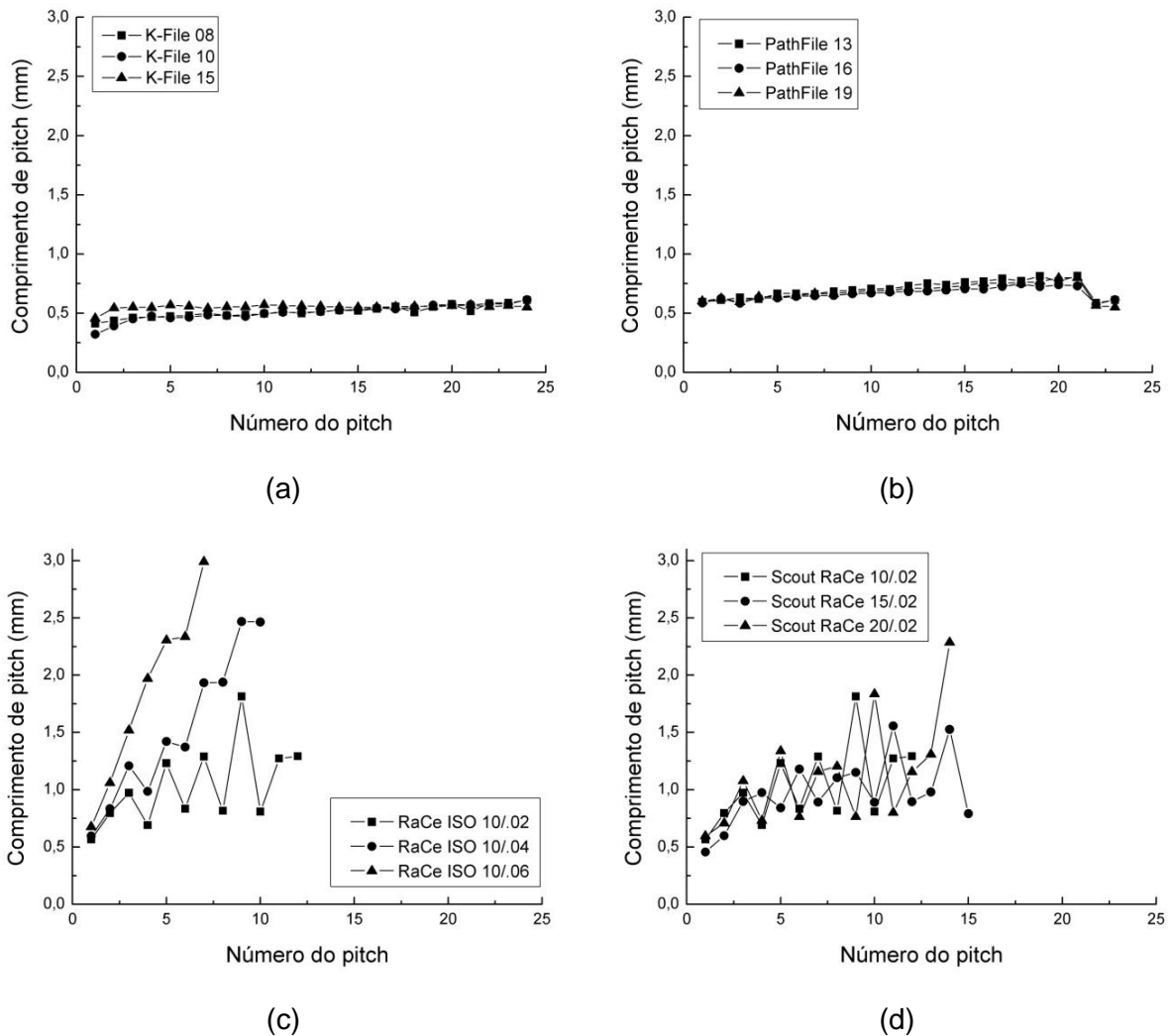


Figura 13: Valores médios do comprimento entre as lâminas de corte (*pitch*) dos instrumentos K-File (a), PathFile (b), RaCe ISO 10 (c) e Scout RaCe (d).

Os dados referentes aos valores de ângulo de ponta dos instrumentos endodônticos não estão disponíveis na literatura, e algumas vezes não são fornecidos pelos fabricantes. Os valores médios e respectivos desvios padrão encontrados no presente trabalho estão detalhados na Tabela 4. Como observado, os instrumentos PathFile tiveram uma redução do ângulo de ponta quando comparados aos instrumentos K-File. Dados técnicos de divulgação dos instrumentos PathFile informam que os mesmos foram planejados com uma redução média do ângulo de transição de 75° para 50° , em relação aos instrumentos K-File, com o propósito de reduzir o risco de desvio e transporte do canal. Os instrumentos RaCe ISO 10./02 e Scout RaCe 10./02, por sua vez, exibiram um ângulo de aproximadamente 70° , e os demais instrumentos da série ISO 10 e Scout exibiram um ângulo de ponta médio de 62° . É sabido que o valor do ângulo de ponta tem relação com o fato das pontas serem

descritas como ativa ou não, embora nenhuma distinção clara exista entre esses parâmetros (LEONARDO *et al.* 2009).

Tabela 4: Valores médios (desvio padrão) do ângulo de ponta dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

Instrumentos	Ângulo de ponta (°)
K-File 08	78,78 (10,4)
K-File 10	71,48 (3,80)
K-File 15	71,37 (6,50)
PathFile 13/.02	49,55 (3,10)
PathFile 16/.02	50,96 (2,20)
PathFile 19/.02	51,65 (3,90)
RaCe ISO 10/.02	67,70 (7,30)
RaCe ISO 10/.04	63,40 (8,20)
RaCe ISO 10/.06	61,10 (9,10)
Scout RaCe 10/.02	67,70 (7,30)
Scout RaCe 15/.02	64,60 (9,60)
Scout RaCe 20/.02	60,70 (19,8)

5.1.2. Análise da área da seção transversal dos instrumentos

Os valores médios da área da seção transversal a 3 mm da ponta (A_3), para todos os instrumentos analisados, estão listados na Tabela 5. Como mencionado anteriormente, esta posição foi escolhida por ser esta a região onde as solicitações mecânicas mais importantes durante o uso clínico se concentram (BAHIA e BUONO, 2005), além de ser a determinada pela Especificação ISO 3630-1 para a apreensão dos instrumentos endodônticos nos ensaios mecânicos.

Tabela 5: Valores médios (desvio padrão) da área a 3 mm da ponta (A_3) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

Instrumentos	Área a 3 mm da ponta (A_3)
	(mm ²)
K-File 08	0,012
K-File 10	0,015
K-File 15	0,022
PathFile 13/.02	0,022
PathFile 16/.02	0,028
PathFile 19/.02	0,033
RaCe ISO 10/.02	0,016
RaCe ISO 10/.04	0,020
RaCe ISO 10/.06	0,031
Scout RaCe 10/.02	0,016
Scout RaCe 15/.02	0,031
Scout RaCe 20/.02	0,044

A análise das imagens dos instrumentos mostrou seções transversais quadrangulares para os instrumentos K-File, PathFile e Scout RaCe, estando de acordo com os dados técnicos. Entretanto, os instrumentos RaCe ISO 10 *taper* .02, que também apresentaram seção transversal quadrangular, contrapõem à característica geométrica dos instrumentos da série RaCe, que apresentam seção transversal triangular. Em contraste, os instrumentos RaCe ISO 10 *taper* .04 e .06 mantiveram a seção transversal triangular convencional. Estes dados podem ser confirmados pelas imagens obtidas por MEV apresentadas na Figura 14.

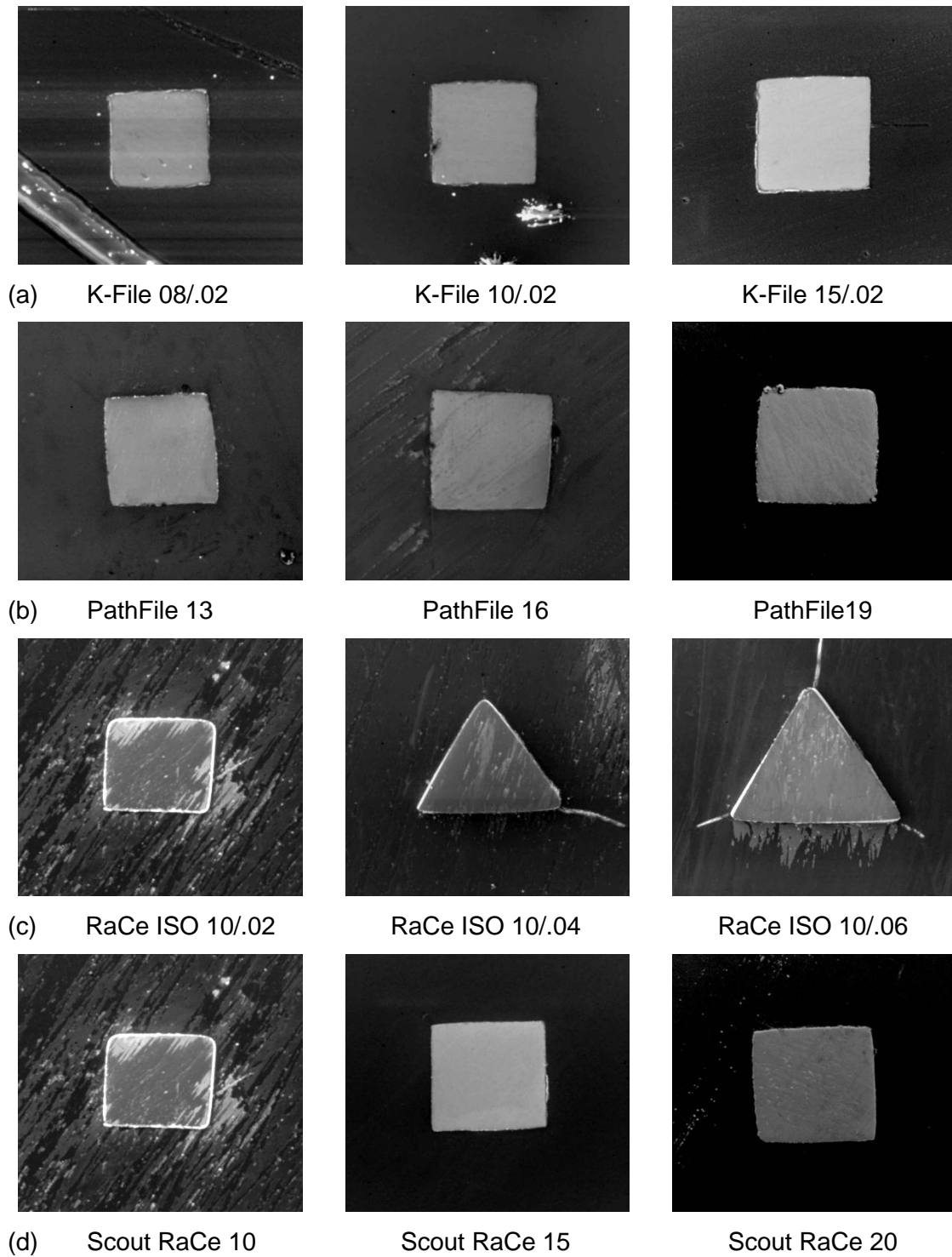


Figura 14: Imagens da seção transversal dos instrumentos K-File (a), PathFile (b), RaCe ISO 10 (c) e Scout RaCe (d).

Em particular, a geometria da seção transversal tem sido identificada como um fator decisivo que influencia diretamente a flexibilidade e o comportamento em torção dos instrumentos endodônticos (CAMPS *et al.*, 1995; TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; XU *et al.*,

2006; MELO *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009). A dimensão do instrumento, em todos seus aspectos, associada às características geométricas do canal radicular, governam a magnitude das tensões torcionais e flexurais durante o uso clínico (PETERS *et al.*, 2003; BAHIA e BUONO, 2005; BAHIA *et al.*, 2006). Sendo assim, instrumentos de pequena conicidade podem se prender em áreas constrictas e, como consequência, o torque necessário para rotacionar o instrumento e realizar o corte da dentina é excedido, podendo levar à separação do mesmo em um ponto de pequeno diâmetro e normalmente localizado próximo à ponta (PETERS *et al.*, 2003).

Considerando que a geometria da seção transversal agrega diversos fatores que irão influenciar na distribuição das tensões sobre o instrumento tais como a área da seção, o momento polar de inércia, a profundidade das lâminas de corte, a presença de planos radiais e a extensão do núcleo central do instrumento (KIM *et al.*, 2009), é plausível a mudança da seção transversal triangular para quadrangular nos instrumentos RaCe ISO 10/02 e Scout RaCe, no sentido de aumentar a resistência torcional dos mesmos (XU *et al.*, 2006; MELO *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009). Corroborando as ponderações anteriores está o fato de que, os instrumentos analisados no presente estudo são de pequena conicidade e trabalham em canais radiculares ainda pouco dilatados, daí a necessidade de uma maior resistência em torção.

Zhang e colaboradores (2010) já haviam mostrado que instrumentos endodônticos de seção transversal triangular são mais susceptíveis à fratura por torção, ditado pela seguinte relação: o nível de tensão sobre a superfície do instrumento é inversamente proporcional ao raio do núcleo central da seção transversal, que por sua vez representa a massa interna do instrumento. Esta relação pode ser visualizada pelas linhas pontilhadas em vermelho nos desenhos esquemáticos da Figura 15. Essa relação do raio do núcleo central com a parte mais externa do instrumento governa, portanto, a variação na flexibilidade e resistência torcional dos mesmos durante o uso clínico (LEONARDO *et al.*, 2010).

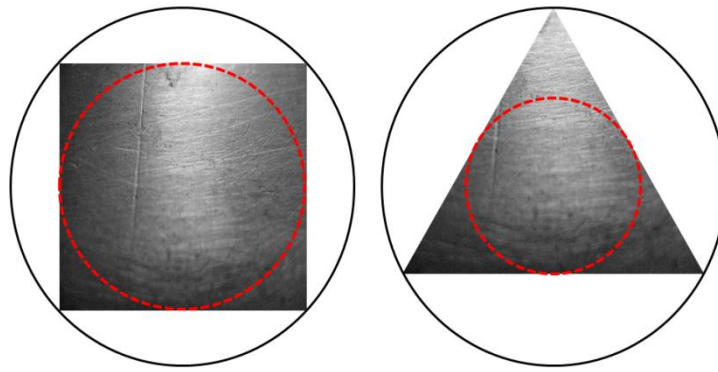


Figura 15: Esquema de dois instrumentos endodônticos com mesmo diâmetro e seções transversais com geometria diferente, ilustrando a diferença do núcleo central.

A Figura 16 mostra a variação da área e diâmetro a 3 mm da ponta para cada instrumento avaliado. Para todos os instrumentos verificou-se um aumento dos valores de área da seção transversal com o aumento do diâmetro a 3 mm da ponta (D_3).

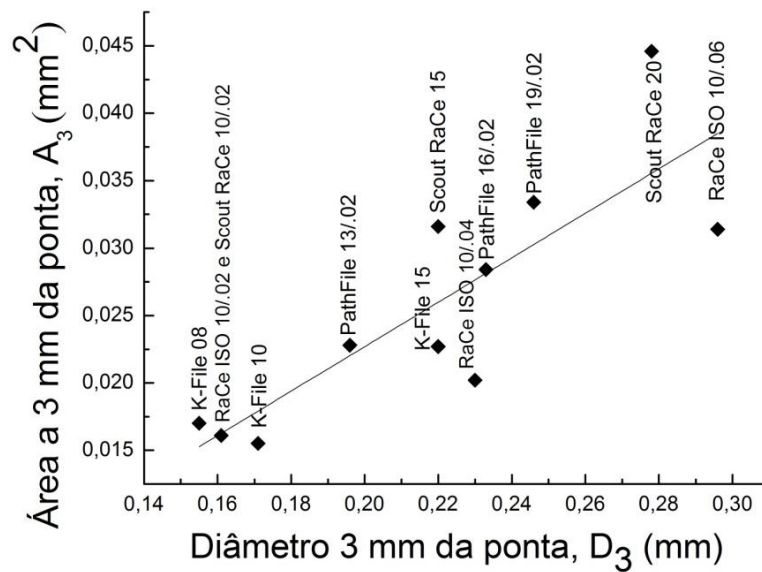


Figura 16: Correlação linear entre área e diâmetro a 3 mm da ponta (A_3 e D_3) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

5.2. Características das Propriedades Físicas e Químicas dos Instrumentos

5.2.1. Análise das propriedades físicas

Os valores médios de Microdureza Vickers (MHV) e os respectivos desvios padrão estão detalhados na Tabela 6 para todos os instrumentos avaliados neste estudo. Os resultados encontrados indicam dureza estatisticamente superior dos instrumentos RaCe quando comparados aos instrumentos PathFile ($p \leq 0,001$). Como esperado, por se tratar de fios de aço inoxidável, os instrumentos K-File mostraram dureza significativamente superior aos instrumentos de NiTi avaliados ($p \leq 0,001$).

Tabela 6: Valores médios (desvio padrão) de Microdureza Vickers dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

Instrumentos	Microdureza Vickers (MHV)
K-File	580,3 (25,9)
PathFile	375,9 (11,3)
RaCe	415,5 (15,8)

As análises por difração de Raios-X (DRX) confirmaram que, à temperatura ambiente, todos os instrumentos de NiTi analisados apresentaram como principal constituinte a austenita ou fase β , de estrutura cúbica de corpo centrado ordenada, designada como B2 (OTSUKA e WAYMAN, 1998). A Figura 17 mostra os difratogramas obtidos para cada instrumento avaliado e os picos de maior intensidade da fase β .

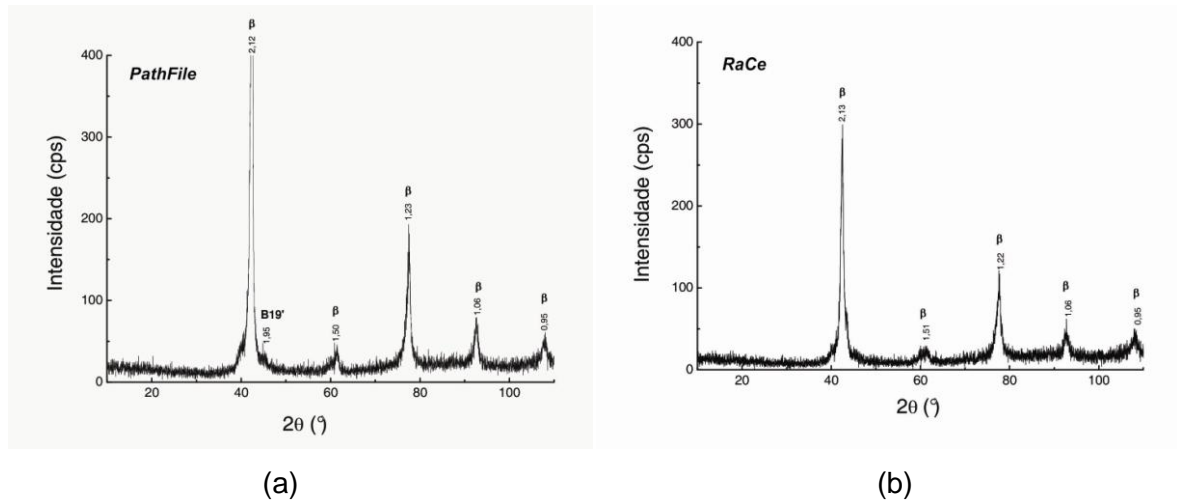


Figura 17: Difratogramas obtidos por DRX em instrumentos PathFile (a) e RaCe (b) mostrando os picos de maior intensidade da austenita (fase β).

Os valores médios das temperaturas de transformação de fase (A_s , A_f , M_s e M_f) e as curvas típicas obtidas nos ensaios de Calorimetria Diferencial Exploratória (DSC) dos instrumentos analisados são mostrados na Figura 18. A temperatura A_f média dos instrumentos PathFile foi de $21,7^\circ\text{C}$ e de $24,5^\circ\text{C}$ para os instrumentos RaCe. Estes resultados, somados aos resultado de DRX confirmam que a liga é predominantemente austenítica na temperatura ambiente, com características favoráveis a exibir o efeito superelástico sob condições clínicas, de acordo com os achados de Kuhn e Jordan (2002) e Bahia (2004), para diferentes sistemas de NiTi analisados.

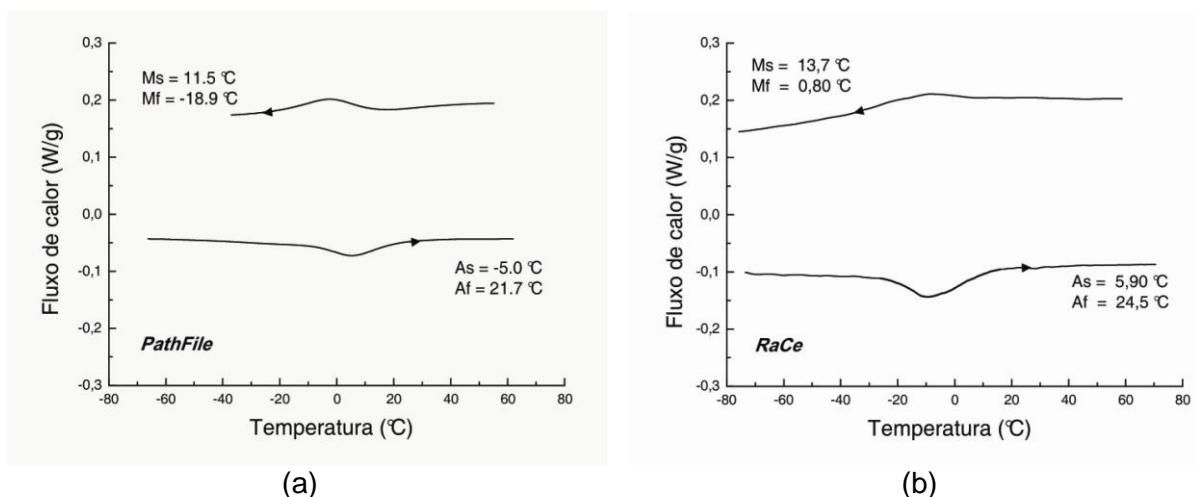


Figura 18: Curvas e temperaturas médias de transformação de fase obtidas em ensaios de DSC dos instrumentos PathFile (a) e RaCe (b).

5.2.2. Análise das propriedades químicas

A análise semi-quantitativa da composição química da liga NiTi utilizada na fabricação dos instrumentos PathFile e RaCe, realizada por Espectroscopia de Energia de Raios-X – EDS, mostrou que, em média, os instrumentos avaliados continham 49,1% Ti – 50,9%Ni em percentagem atômica, ou seja 44%Ti-56%Ni em percentagem em peso. Fica claro que as ligas NiTi analisadas apresentaram composição química aproximadamente equiatômica entre os principais componentes, correspondendo aos resultados obtidos para diversos sistemas endodônticos confirmados previamente pela literatura (THOMPSON 2000; SCHAFER *et al.*, 2003; BAHIA *et al.*, 2005; OUNSI *et al.*, 2008; PEIXOTO *et al.*, 2010).

Os resultados relativos à composição química de cada tipo de instrumento avaliado são apresentados na Tabela 7 e mostram que as ligas NiTi utilizadas na confecção desses instrumentos têm composições químicas similares.

Tabela 7: Composição química dos instrumentos PathFile e RaCe, obtida por análise semiquantitativa, através de espectroscopia de energia de Raios-X (EDS).

Instrumentos	Composição química			
	% Peso		% Atomica	
	Ni	Ti	Ni	Ti
PathFile	56,0	44,0	50,9	49,1
RaCe	55,4	44,6	50,3	49,7

5.3. Ensaio Mecânicos dos Instrumentos

5.3.1. Ensaio de flexão a 45°

A flexibilidade dos instrumentos endodônticos é influenciada por suas propriedades metalúrgicas, assim como pelas características geométricas e dimensionais (TURPIN *et al.*, 2000; SCHAFER *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; PEIXOTO *et al.*, 2010). Os valores médios do momento de dobramento (M_D) a 45° e respectivos desvios padrão para os instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe são apresentados na Figura 19 e Apêndice B.

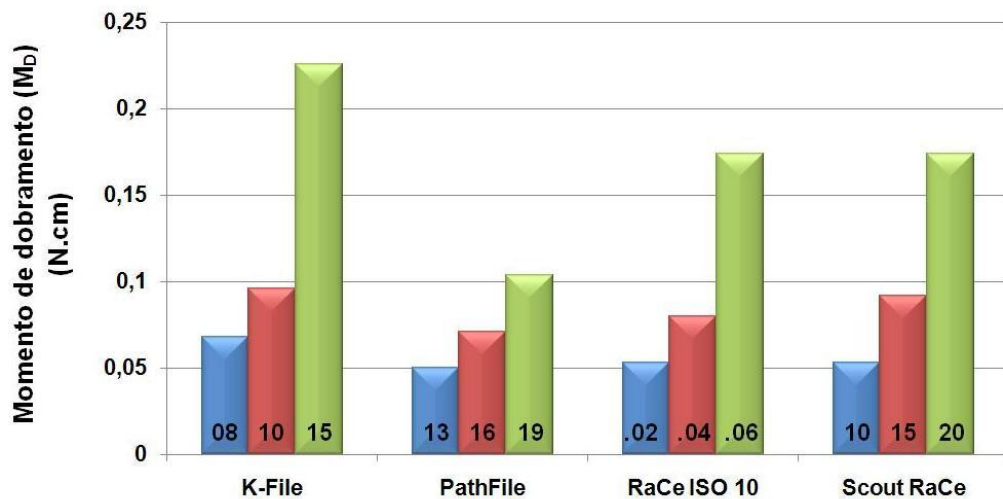


Figura 19: Valores médios do momento de dobramento (M_D) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, submetidos a ensaios de flexão a 45° .

Em geral, foi observado aumento no valor do momento de dobramento, portanto, redução da flexibilidade, com o aumento do diâmetro e da área da seção transversal dos instrumentos ensaiados. O papel crucial do diâmetro e dos parâmetros relacionados ao *design* da seção transversal tem sido ressaltado em diversos trabalhos (CAMPS e PERLOT, 1995; MELO *et al.*, 2008; VIANA *et al.*, 2010). A Tabela 8 apresenta os valores médios de M_D obtidos para todos os instrumentos avaliados.

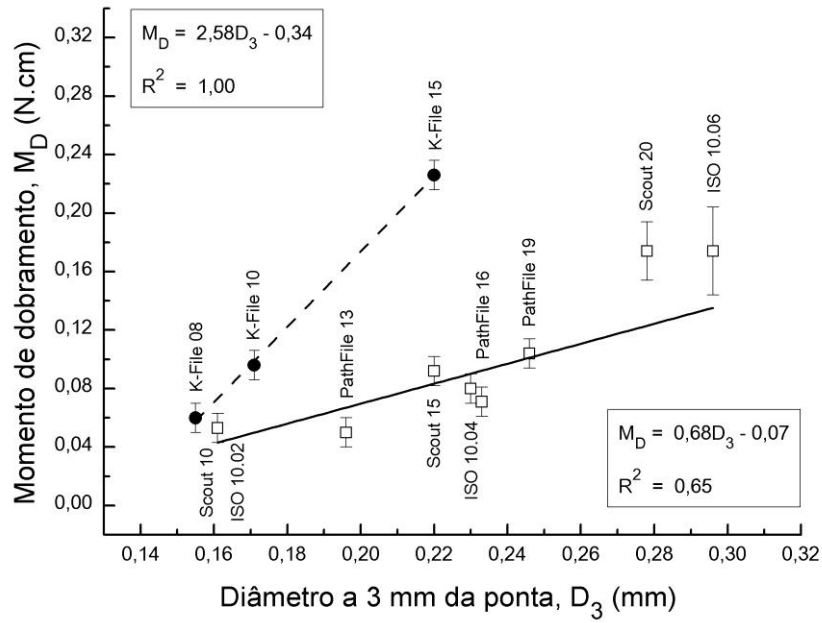
Tabela 8: Valores médios (desvio padrão) do momento de dobramento (M_D) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

Instrumentos	Momento de dobramento (M_D)
	(N.cm)
K-File 08	0,068 (0,01) a
K-File 10	0,096 (0,01) b c
K-File 15	0,226 (0,01) d
PathFile 13/.02	0,050 (0,01) e
PathFile 16/.02	0,071 (0,01) a f
PathFile 19/.02	0,104 (0,01) c
RaCe ISO 10/.02	0,053 (0,01) e
RaCe ISO 10/.04	0,080 (0,01) f
RaCe ISO 10/.06	0,174 (0,03) g
Scout RaCe 10/.02	0,053 (0,01) e
Scout RaCe 15/.02	0,092 (0,01) b
Scout RaCe 20/.02	0,174 (0,02) d g

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

Apesar da diversidade da geometria da seção transversal e da conicidade dos instrumentos endodônticos, o presente estudo considerou que o intervalo de valores de diâmetro e área a 3 mm da ponta, D_3 e A_3 , respectivamente, foi relativamente pequeno para os instrumentos analisados. Baseado no princípio de que o momento de dobramento (M_D) de uma barra cilíndrica é diretamente proporcional ao seu diâmetro elevado a terceira potência, optou-se por buscar uma correlação linear simples entre esse parâmetro geométrico e o momento de dobramento (M_D), com o propósito de obter relações aproximadas que pudessem ser utilizadas para a previsão do comportamento dos instrumentos (MELO *et al.*, 2008). A Figura 20 ilustra a correlação de M_D de acordo com os valores de diâmetro (Fig. 20a) e área (Fig. 20b) a 3 mm da ponta, respectivamente.

(a)



(b)

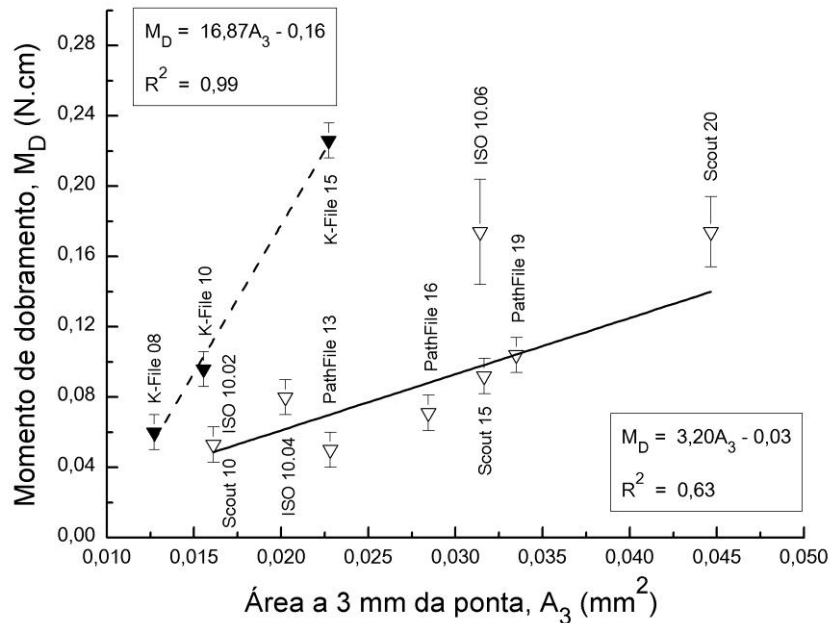


Figura 20: Correlação linear entre os momentos de dobramento a 45° (M_D) e diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) (a) e área a 3 mm da ponta (A_3) (b) para instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

Ao se realizar a análise da relação entre M_D versus D_3 e A_3 , através deste modelo de correlação linear, foram encontrados valores de coeficientes de correlação altos tanto para diâmetro quanto para área e próximos entre si, sugerindo que ambos os parâmetros possuem uma forte correlação com a flexibilidade dos instrumentos endodônticos. Contudo, o momento de dobramento apresentou maior correlação com o diâmetro ($R^2 = 1,00$ para os instrumentos de aço inoxidável e $R^2 = 0,65$ para os demais instrumentos de NiTi), como pode ser observado na Figura 20.

Na análise estatística realizada entre os instrumentos de cada sistema, todos diferiram significativamente entre si ($p \leq 0,05$). Entretanto, quando os instrumentos de sistemas distintos foram comparados, os seguintes pares não apresentaram diferença estatisticamente significativa: K-File 08 – PathFile 16 ($p = 0,489$), K-File 10 – Scout 15 ($p = 0,371$), K-File 10 – PathFile 19 ($p = 0,123$), K-File 15 – Scout 20 ($p = 0,160$), PathFile 13 – ISO 10.02 ($p = 0,425$), PathFile 13 – Scout 10 ($p = 0,425$), PathFile 16 – ISO 10.04 ($p = 0,072$), Scout 20 – ISO 10.06 ($p = 0,959$) e Scout 10 – ISO 10.02 ($p = 1,000$).

Os instrumentos PathFile 13/02 exibiram flexibilidade semelhante aos correspondentes RaCe ISO 10/02 e Scout RaCe 10/02 ($p = 0,425$), embora apresentem valores médios de D_3 e A_3 superiores em relação aos instrumentos da série RaCe. Estes resultados evidenciam a flexibilidade acentuada dos instrumentos PathFile. Considerando que a composição química dos instrumentos, analisadas através dos ensaios de EDS (Tabela 7) não variou, ambos exibindo uma composição aproximadamente equiatômica entre os principais componentes, as temperaturas transformação de fase dos instrumentos PathFile foram inferiores às dos RaCe (Fig. 18). Foi evidenciada a influência das propriedades físicas da liga NiTi na flexibilidade dos instrumentos endodônticos, associada às características geométricas (MIAYAI *et al.*, 2006). Na ocorrência de temperaturas M_s mais altas, valores mais baixos de tensão são necessários para indução da transformação martensítica. Isso significa que a presença de uma pequena quantidade de martensita na liga, observada nos difratogramas dos instrumentos PathFile (B19'), favorece a transformação martensítica induzida por tensão, e esta ocorre com menores valores de tensão contribuindo para o aumento a flexibilidade dos instrumentos (HAYASHI *et al.*, 2007). Possivelmente, embora os instrumentos RaCe tenham apresentado valores mais altos de M_s , a presença de martensita na liga dos instrumentos PathFile tenha favorecido a transformação martensítica, refletindo na flexibilidade maior dos instrumentos desta série, considerando os parâmetros geométricos e dimensionais.

Os instrumentos PathFile 16/02 e RaCe ISO 10/04 não apresentaram diferença significativa quanto ao valor de M_D ($p = 0,072$), resultado plausível uma vez que, embora os valores de D_3 se mostraram próximos, os valores de A_3 foram significativamente maiores para os instrumentos PathFile (Fig. 20). Os instrumentos RaCe ISO 10/06 e Scout RaCe 20/02 também apresentaram flexibilidade semelhante ($p = 0,959$), embora o valor referente a D_3 dos instrumentos ISO 10/06 tenha sido significativamente superior, o valor de A_3 foi menor, o que supostamente seja reflexo do desenho triangular da seção transversal dos instrumentos RaCe ISO 10/06, diferente dos instrumentos Scout que apresentaram desenho quadrangular. Camps e colaboradores (1995) já haviam observado que instrumentos de seção quadrangular apresentavam valores de momento de dobramento significativamente maiores que os instrumentos de seção triangular. Diversos autores têm demonstrado essa forte relação entre a flexibilidade e os parâmetros relacionados às dimensões e ao *design* da seção transversal (TURPIN *et al.*, 2000; SCHAFER *et al.*, 2003; BERUTTI *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; CÂMARA *et al.*, 2009; VIANA *et al.*, 2010). É possível que a diferença entre ambos os parâmetros, D_3 e A_3 , resulte na compensação de uma variável sobre a outra resultando em flexibilidade semelhante dos instrumentos RaCe ISO 10/06 e Scout RaCe 20/02. Entretanto, nosso estudo não avaliou tal compensação.

Quanto aos instrumentos manuais de aço inoxidável K-File, no presente estudo foi possível observar valores de momento de dobramento significativamente superiores quando comparados aos instrumentos de NiTi com valores de D_3 semelhantes. Na comparação estatística entre a flexibilidade de instrumentos de aço inoxidável e de NiTi, os seguintes pares de instrumentos não apresentaram diferença estatisticamente significativa: K-File 08 – PathFile 16 ($p = 0,489$), K-File 10 – Scout 15 ($p = 0,371$), K-File 10 – PathFile 19 ($p = 0,123$) e K-File 15 – Scout 20 ($p = 0,160$). Pode ser observado, pela análise das Tabelas 2 e 5, que todos os instrumentos de NiTi, nos pares acima citados, apresentaram valores médios tanto de diâmetro quanto de área a 3 mm da ponta significativamente superiores aos instrumentos de aço inoxidável, sendo assim confirmada a superior flexibilidade da liga NiTi. Esses achados estão de acordo com os resultados encontrados por Kazemi *et al.* (2000) que descreveram um valor de torque superior para flexionar a 45° instrumentos de aço inoxidável quando comparados a instrumentos de NiTi, fabricados com a mesma geometria de seção transversal e calibre de ponta.

Ressalta-se a maior flexibilidade dos instrumentos de NiTi quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável, conseqüência do baixo módulo de elasticidade da liga NiTi, em torno de 48GPa, enquanto o aço inoxidável apresenta valores bem superiores, de 193 GPa (Tabela 1). Decorrente da alta flexibilidade dos instrumentos de NiTi, as tensões sobre

a superfície dos instrumentos durante o preparo do canal radicular são reduzidas, com conseqüente redução da possibilidade de fratura (CAMPS e PERTOT, 1995) e ocorrência de transporte e desvio durante o uso clínico (SCHAFER *et al.*, 2003).

Baseado nos achados do presente estudo, quando comparados instrumentos de diâmetros muito próximos como K-File 15, PathFile 16/.02, RaCe ISO 10/.04 e Scout RaCe 15 (Tabela 10), foi observado que os instrumentos PathFile apresentaram o menor valor de M_D , refletindo sua maior flexibilidade seguidos pelos instrumentos RaCe ISO 10/.04, Scout RaCe 15 e por fim os instrumentos K-File 15. Os instrumentos K-File 15 apresentaram valores médios de M_D significativamente maiores que os demais, justificado principalmente em razão do alto módulo de elasticidade do aço inoxidável em adição à superelasticidade do NiTi. Quanto aos instrumentos da série RaCe, embora os valores de diâmetro sejam próximos, os instrumentos ISO 10/.04 foram mais flexíveis que os instrumentos Scout 15, provavelmente em conseqüência da menor área apresentada, uma vez que sua seção transversal triangular exibe menor massa interna com conseqüente reflexo na flexibilidade do instrumento. Seguindo o mesmo raciocínio os instrumentos PathFile 19/.02 mostraram-se mais flexíveis que os instrumentos Scout RaCe 20. Quando se compara os instrumentos K-File 10, RaCe ISO 10/.02 e Scout RaCe 10, de mesmo calibre de ponta e taper com valores de diâmetro a 3 mm da ponta próximos, fica ressaltada, uma vez mais, a superior flexibilidade da liga NiTi (Tabela 10).

A instrumentação dos canais radiculares visa produzir um preparo cônico e contínuo, mantendo o forame tão pequeno quanto possível e sem desvio do seu trajeto original (SCHILDER, 1974). Entretanto, os maiores desafios para se alcançar esses objetivos são a localização, acesso e pré-alargamento sem quaisquer erros de procedimento e, conseqüente manutenção do comprimento de trabalho do canal radicular (PETERS, 2004).

Historicamente, a instrumentação tem utilizado instrumentos manuais de aço inoxidável, em especial os da série K-File, mas devido à alta rigidez principalmente dos instrumentos mais calibrosos, existe a tendência dos mesmos retornarem à sua forma original reta, resultando em remoção excêntrica de dentina no terço apical de canais curvos (ROANE *et al.*, 1985, SONG *et al.*, 2004). Dessa forma, o transporte do canal pode resultar em limpeza e formatação inadequadas e redução da previsibilidade do tratamento endodôntico (PETERS, 2004).

Clinicamente, considerando que a exploração inicial ou *glide path* representa uma via de acesso sem interferências em todo o trajeto do canal, os resultados do presente estudo

suportam que os instrumentos de aço inoxidável apresentam elevada rigidez quando comparados aos instrumentos de NiTi, podendo resultar em transporte, e mesmo outras iatrogenias durante essa etapa da terapia endodôntica. Esse achado está de acordo com outras investigações que encontraram maior incidência de desvio e transporte do canal com instrumentos manuais de aço inoxidável comparados aos instrumentos rotatórios de NiTi (COLEMANN *et al.*, 1995; PARK, 2001; SCHAFER e FLOREK, 2003). Soma-se ainda o trabalho de Gergi e colaboradores (2010) onde os instrumentos PathFile seguidos de instrumentos ProTaper Universal resultaram em menor transporte e melhor manutenção do trajeto original do canal que os instrumentos de aço inoxidável.

Em 2009, Berutti *et al.* observaram que os instrumentos PathFile resultaram em menor alteração radicular nas porções coronária e média e menor desvio na região apical que os instrumentos de aço inoxidável. Somados aos resultados do presente estudo, referentes à flexibilidade, pode se esperar que os instrumentos rotários de NiTi, destinados à confecção do *glide path*, representam uma forma segura e previsível de trabalhar nessa etapa inicial da terapia endodôntica, resultando em melhor manutenção do trajeto original quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável da série K-File. Além de serem instrumentos mais flexíveis e de proporcionarem maior amplitude do espaço do canal, possibilitam um trajeto mais livre para os instrumentos rotatórios de formatação, prevenindo assim possíveis fraturas dos mesmos (BERUTTI *et al.*, 2004, PATIÑO *et al.*, 2005). Todavia, com relação aos instrumentos de exploração da série RaCe, não existe na literatura nenhum trabalho clínico ou que simule condições clínicas relativo às propriedades mecânicas e/ou ao desempenho na prática endodôntica.

5.3.2. Ensaio de Torção

Os resultados da resistência em torção dos instrumentos avaliada através dos valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura são apresentados na Tabela 9 e descritos detalhadamente no Apêndice B.

Tabela 9: Valores médios (desvio padrão) do torque máximo e deflexão angular até a ruptura dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, ensaiados em torção até a ruptura.

Instrumentos	Torque máximo (N.cm)	Deflexão angular (°)
K-File 08	0,069 (0,01) b	761,8 (167,8)
K-File 10	0,093 (0,02) a	746,3 (91,30)
K-File 15	0,190 (0,03)	671,8 (140,2)
PathFile 13/.02	0,092 (0,01) a	722,0 (99,20)
PathFile 16/.02	0,164 (0,03) c	671,5 (69,00)
PathFile 19/.02	0,216 (0,02)	679,5 (83,80)
RaCe ISO 10/.02	0,078 (0,01) b	668,7 (109,1)
RaCe ISO 10/.04	0,127 (0,02)	576,9 (49,00)
RaCe ISO 10/.06	0,247 (0,04)	382,6 (38,20)
Scout RaCe 10/.02	0,078 (0,01) b	668,7 (109,1)
Scout RaCe 15/.02	0,168 (0,02) c	548,3 (41,50)
Scout RaCe 20/.02	0,286 (0,03)	609,9 (93,40)

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

A observação da Figura 21 permite uma análise comparativa facilitada da resistência torcional de todos os instrumentos avaliados, em testes de torção até a ruptura, neste estudo.

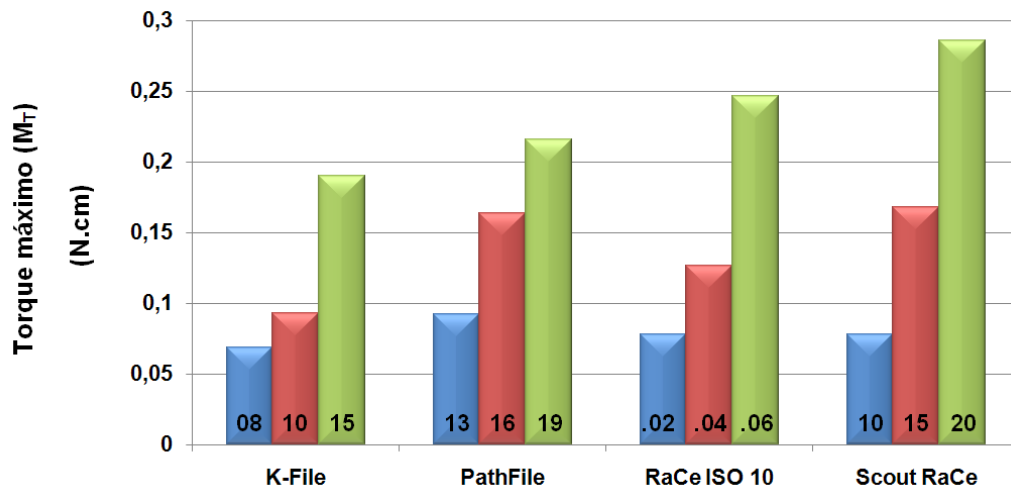
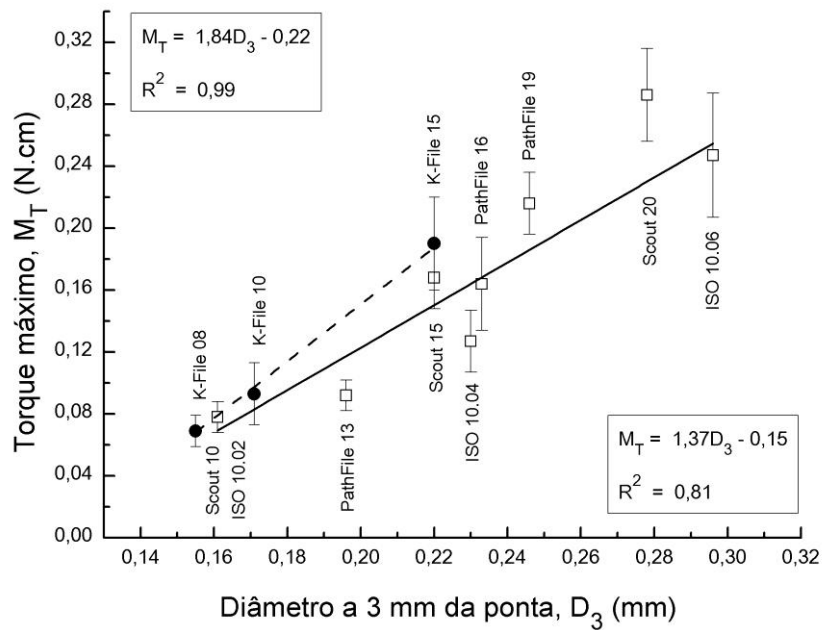


Figura 21: Valores médios de torque máximo (M_T) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, ensaiados em torção até a ruptura.

Da análise da Figura 22 verifica-se a tendência dos valores médios do torque máximo aumentar com o aumento do diâmetro para todos os tipos de instrumentos avaliados (SATTAPAN *et al.*, 2000; PETERS e BARBAKOW, 2002; BAHIA *et al.*, 2006; VIEIRA *et al.*, 2009).

Uma correlação direta entre os valores médios de torque máximo (M_T) e aqueles de diâmetro e área a 03 mm da ponta (D_3 e A_3), pode ser observada a partir da Figura 22 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). O coeficiente de correlação linear simples obtida entre os parâmetros D_3 , A_3 e M_T sugerem que ambos os parâmetros geométricos possuem uma forte correlação com a resistência em torção dos instrumentos, embora a correlação de M_T com A_3 tenha sido maior para os instrumentos de aço inoxidável que para aqueles de NiTi (Figura 22b). O mesmo fato foi observado na correlação entre os valores médios de D_3 , A_3 e M_D , onde mais uma vez foi obtida uma melhor correlação para os instrumentos de aço inoxidável (Fig. 20).

(a)



(b)

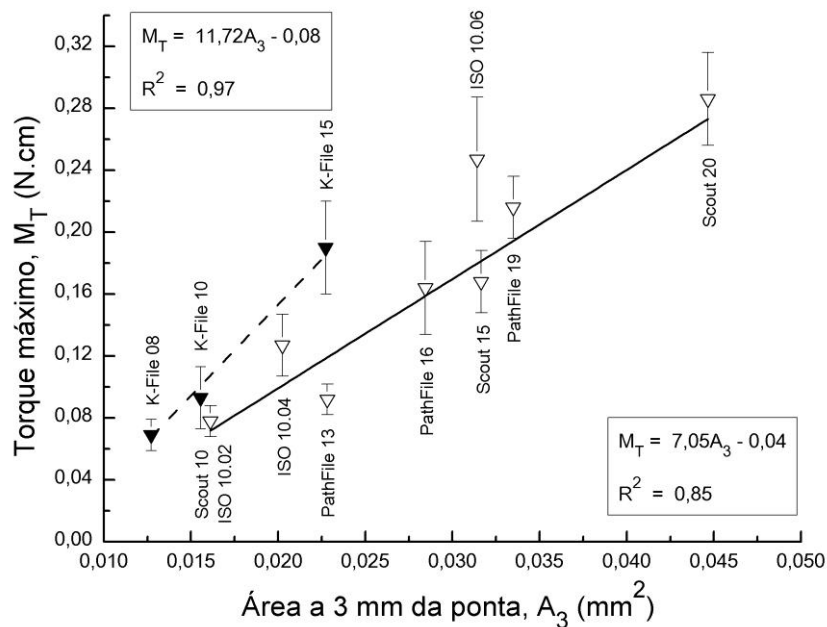


Figura 22: Correlação linear entre os valores médios de torque máximo e diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) (a) e área a 3 mm da ponta (A_3) (b), para instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe.

Considerando as mesmas características físicas, químicas e geométricas apresentadas pelos instrumentos Scout RaCe 10/.02 e RaCe ISO 10/.02, é evidente a ausência de diferença estatisticamente significativa na resistência em torção entre eles. Já que os valores de torque máximo gerados pelo instrumento, assim como sua flexibilidade, dependem do diâmetro, da geometria da seção transversal e da liga da qual são confeccionados (PETERS e BARBAKOW, 2002; PETERS *et al.*, 2003), é razoável o comportamento em torção apresentado. Da mesma forma, o fato dos instrumentos PathFile 16/.02 e Scout RaCe 15/.02 não apresentarem diferença significativa ($p = 0,708$) nos valores de torque máximo, se justifica porque, embora os valores de D_3 dos instrumentos PathFile 16 tenham sido superiores aos dos instrumentos Scout 15, os seus valores de A_3 foram consideravelmente inferiores (Figura 22).

A forte relação entre A_3 e M_T é ainda mais evidente quando se observa que os instrumentos RaCe ISO 10 *taper* .04 e .06 apresentaram valores de M_T inferiores aos instrumentos Scout RaCe 15 e 20, respectivamente. Embora os diâmetros da série ISO 10 tenham sido superiores aos da série Scout, os valores de A_3 foram inferiores, em razão da mudança de seção triangular para quadrangular nos instrumentos Scout. Considerando que o valor de microdureza foi o mesmo, uma vez que são instrumentos fabricados a partir do mesmo fio de NiTi (CAMPS *et al.*, 1995), associado às características geométricas o conseqüente aumento da resistência torcional se justifica. É interessante ainda observar que os instrumentos Scout 15 e ISO 10 *taper* .06, embora tenham apresentado valores de A_3 muito próximos, os instrumentos ISO .06 exibiram resistência torcional maior, provavelmente em função da maior média no valor de D_3 . Fica assim evidenciado que, apesar da forte relação com a área, o diâmetro também exerce importante influencia sob a resistência torcional dos instrumentos.

Os resultados referentes aos instrumentos de aço inoxidável estão em desacordo com o trabalho clássico de Walia e colaboradores (1988), no qual foi relatado que instrumentos “experimentais” de NiTi foram mais resistentes em torção que os instrumentos de aço inoxidável de mesmo *design* e diâmetro, fabricados pelo mesmo processo de usinagem. Os resultados obtidos no presente estudo mostraram que os instrumentos de aço inoxidável foram mais resistentes em torção que os instrumentos de NiTi com valores de diâmetro e área semelhantes.

Para facilitar a análise comparativa, a Tabela 10 apresenta um resumo dos valores médios de diâmetro e área a 3 mm da ponta, flexibilidade, resistência torcional e microdureza

Vickers dos instrumentos avaliados neste estudo, agrupados segundo a semelhança dimensional.

Tabela 10: Valores médios de diâmetro e área a 3 mm da ponta (D_3 e A_3), momento de dobramento (M_D), torque máximo (M_T) e microdureza Vickers (MHV) dos instrumentos K-File, PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe, agrupados conforme a semelhança dos valores de diâmetro.

Instrumentos	D_3 (mm)	A_3 (mm²)	M_D (N.cm)	M_T (N.cm)	MHV
K-File 10	0,171	0,0155	0,096	0,093	580
PathFile 13/.02	0,196	0,0220	0,050	0,092	376
RaCe ISO 10/.02	0,161	0,0161	0,053	0,078	416
Scout RaCe 10/.02	0,161	0,0161	0,053	0,078	416
K-File 15	0,220	0,0227	0,226	0,190	580
PathFile 16/.02	0,233	0,0284	0,071	0,164	376
RaCe ISO 10/.04	0,230	0,0202	0,080	0,127	416
Scout RaCe 15/.02	0,220	0,0316	0,092	0,168	416
PathFile 19/.02	0,246	0,0334	0,104	0,216	376
Scout RaCe 20/.02	0,278	0,0446	0,172	0,286	416

Embora os instrumentos K-File 08 tenham exibido comportamento em torção semelhante ao dos instrumentos RaCe ISO 10/.02 e Scout RaCe 10/.02, os primeiros apresentaram menores valores de A_3 e D_3 (Tabela 10). A superior resistência torcional do aço inoxidável também é observada pela comparação entre os instrumentos K-File 10, RaCe ISO 10/.02 e Scout RaCe 10, que apresentaram valores médios de área a 3 mm da ponta muito próximos e os instrumentos K-File suportaram maiores cargas de torção. De forma semelhante, os instrumentos PathFile 13/.02 e K-File 10 não apresentaram diferença significativa ($p = 0,966$) nos valores de torque máximo, embora os instrumentos PathFile 13 tenham apresentado valores de D_3 e A_3 significativamente superiores (Tabela 10).

Quando se analisa os instrumentos K-File 15, PathFile 16, RaCe ISO 10/.04 e Scout RaCe 15, de diâmetros próximos, se observa que os instrumentos K-File foram os mais

resistentes, ou seja, apresentaram os maiores valores de torque máximo, seguido dos instrumentos RaCe ISO 10/.04, Scout RaCe e por fim PathFile. Embora a área dos instrumentos RaCe ISO 10/.04 tenha sido menor que a dos instrumentos PathFile 16, seu valor médio de torque máximo foi superior, provavelmente em função do maior valor de microdureza dos instrumentos RaCe (Tabela 10). Soma-se ainda a menor resistência torcional dos instrumentos PathFile 19, quando comparados aos instrumentos Scout Race 20/.02. Fica, portanto, caracterizada neste trabalho, uma menor resistência em torção da liga NiTi.

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 máxima e o diâmetro dos instrumentos avaliados em testes de torção até a ruptura (Tabela 9). Resultados semelhantes foram encontrados por diversos autores (BAHIA *et al.*, 2006, MELO *et al.*, 2008, VIEIRA *et al.*, 2009).

Enfim, o comportamento em torção dos instrumentos endodônticos é afetado por uma variedade de fatores, como o diâmetro e área da seção transversal (PETERS e BARBAKOW, 2002; BAHIA *et al.* 2006; CÂMARA *et al.*, 2009), composição química, processo termomecânico aplicado durante a fabricação e temperaturas de transformação de fase (KUHN e JORDAN, 2002; BAHIA *et al.*, 2005; MIAYI *et al.*, 2006). Está estabelecida a forte influência que o *design* da seção transversal exerce sobre o padrão de distribuição de tensões sobre os instrumentos, bem como sua resistência à torção (TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009). Em outras palavras, de acordo com a literatura os valores de torque máximo aumentam proporcionalmente com os valores de D_3 e principalmente com os valores de A_3 (SCHAFER *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; VIANA, 2010). Em geral, as características geométricas, físicas e químicas dos instrumentos endodônticos são parâmetros importantes na previsibilidade sobre o comportamento mecânico dos mesmos.

O conhecimento da resistência mecânica dos instrumentos endodônticos é de extrema importância, pois a fratura dos mesmos faz parte da prática clínica e os estudos têm demonstrado que o índice de fratura dos instrumentos está relacionado, na maioria dos casos, com o uso incorreto ou com o tempo de vida útil dos mesmos (SATTAPAN *et al.*, 2000; GAMBARINI, 2001).

Apesar dos instrumentos de aço inoxidável serem mais resistentes a torção, como mostraram os resultados do presente estudo, a frequência de fratura de instrumentos de aço

inoxidável é superior àqueles de NiTi (GAMBARINI, 2001; YARED *et al.*, 2002; PARASHOS e MESSER, 2006), embora seja importante ressaltar que as causas estão relacionadas a diversos fatores.

Considerando o propósito dos instrumentos endodônticos abordados no presente estudo e as condições clínicas a que são submetidos, fica evidente a superior resistência torcional dos instrumentos de aço inoxidável. Por outro lado, os resultados deixaram clara a superior flexibilidade apresentada pelos instrumentos de NiTi, sugerindo melhores resultados na obtenção do *glide path* e subsequente manutenção do trajeto original, além da redução segura do tempo de trabalho representada pela exploração mecanizada do canal radicular.

É importante salientar que o presente trabalho avaliou somente a flexibilidade e o comportamento em torção de instrumentos novos, sem o objetivo de sugerir um sistema ou prever condições de reutilização dos instrumentos na prática clínica.

6. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho deram suporte às seguintes conclusões:

- Todos os instrumentos avaliados apresentaram características dimensionais consistentes com as informações fornecidas, exceto os instrumentos RaCe ISO 10/.06, nos quais os comprimentos de *pitch* não foram condizentes com a descrição do fabricante.
- Todos os instrumentos de NiTi avaliados apresentaram composições químicas similares, aproximadamente equiatômicas, apropriadas para o desenvolvimento da superelasticidade. As análises de DRX e de DSC confirmaram que esses instrumentos apresentaram a austenita como principal constituinte à temperatura ambiente. A microdureza dos instrumentos de NiTi foi menor do que a dos instrumentos de aço inoxidável.
- Os instrumentos de NiTi apresentaram menores valores de momento de dobramento em relação aos de aço inoxidável, confirmando sua superior flexibilidade. Os instrumentos PathFile foram os mais flexíveis quando comparados aos instrumentos RaCe ISO 10 e Scout RaCe, que por sua vez apresentaram comportamento semelhante.
- Os instrumentos de aço inoxidável foram os mais resistentes em torção, quando comparados aos instrumentos de NiTi com dimensões semelhantes.
- Considerando a superior flexibilidade dos instrumentos de NiTi, o uso dos sistemas PathFile, RaCe ISO 10 e Scout RaCe pode resultar em melhor manutenção do trajeto original do canal.

7. REFERÊNCIAS

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

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.; 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 comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but different radius when bound at the tip. *Journal of Endodontics*, v.29, p.55-57, 2003.

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.267-273, 1995.

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.

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

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

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.

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.

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

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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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

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.

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.

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.

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.

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.

SCHAFER, 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.

SCHAFER, 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.199-207, 2003.

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

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

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.

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

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.

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

Apêndice A

Valores de diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)

Instrumentos K-File

K-File 08												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,127	0,125	0,125	0,119	0,119	0,125	0,115	0,128	0,154	0,114	0,125	0,010	0,1
0,148	0,15	0,145	0,13	0,145	0,14	0,135	0,139	0,164	0,125	0,142	0,010	0,12
0,163	0,155	0,155	0,161	0,145	0,155	0,145	0,154	0,17	0,151	0,155	0,007	0,14
0,173	0,17	0,165	0,166	0,161	0,18	0,155	0,17	0,186	0,187	0,171	0,009	0,16
0,193	0,195	0,185	0,187	0,187	0,19	0,17	0,185	0,196	0,187	0,188	0,007	0,18
0,204	0,21	0,2	0,208	0,203	0,205	0,185	0,201	0,212	0,208	0,204	0,007	0,2
0,229	0,23	0,202	0,229	0,224	0,22	0,205	0,216	0,228	0,218	0,220	0,009	0,22
0,25	0,245	0,235	0,244	0,244	0,235	0,225	0,237	0,244	0,25	0,241	0,007	0,24
0,26	0,265	0,255	0,26	0,265	0,265	0,245	0,257	0,255	0,276	0,260	0,007	0,26
0,285	0,275	0,275	0,281	0,281	0,275	0,255	0,273	0,281	0,281	0,276	0,008	0,28
0,306	0,3	0,29	0,302	0,302	0,295	0,275	0,299	0,287	0,312	0,297	0,010	0,3
0,321	0,32	0,31	0,317	0,312	0,315	0,305	0,319	0,319	0,322	0,316	0,005	0,32
0,352	0,35	0,335	0,333	0,349	0,375	0,32	0,34	0,34	0,349	0,344	0,013	0,34
0,367	0,375	0,355	0,354	0,364	0,355	0,345	0,36	0,351	0,385	0,361	0,011	0,36
0,392	0,4	0,375	0,375	0,385	0,38	0,365	0,376	0,372	0,406	0,383	0,012	0,38
0,367	0,43	0,39	0,406	0,411	0,415	0,385	0,407	0,393	0,406	0,401	0,016	0,4

K-File 10												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,14	0,145	0,139	0,139	0,122	0,132	0,13	0,14	0,131	0,127	0,135	0,006	0,12
0,156	0,161	0,159	0,144	0,142	0,148	0,145	0,16	0,151	0,142	0,151	0,007	0,14
0,177	0,177	0,175	0,175	0,158	0,163	0,175	0,175	0,166	0,168	0,171	0,006	0,16
0,197	0,187	0,195	0,19	0,178	0,183	0,185	0,185	0,181	0,183	0,186	0,005	0,18
0,218	0,213	0,211	0,201	0,204	0,204	0,21	0,21	0,207	0,193	0,207	0,006	0,2
0,224	0,239	0,226	0,226	0,214	0,219	0,22	0,22	0,227	0,219	0,223	0,006	0,22
0,25	0,244	0,247	0,232	0,244	0,234	0,245	0,25	0,247	0,234	0,243	0,006	0,24
0,265	0,265	0,268	0,252	0,26	0,26	0,255	0,27	0,257	0,25	0,260	0,006	0,26
0,286	0,291	0,283	0,273	0,265	0,275	0,265	0,28	0,277	0,265	0,276	0,008	0,28
0,307	0,302	0,309	0,293	0,285	0,28	0,29	0,305	0,298	0,29	0,296	0,009	0,3
0,333	0,322	0,319	0,304	0,306	0,311	0,315	0,32	0,318	0,306	0,315	0,008	0,32
0,349	0,343	0,335	0,329	0,331	0,326	0,33	0,335	0,338	0,326	0,335	0,007	0,34
0,364	0,364	0,355	0,355	0,352	0,357	0,355	0,365	0,353	0,346	0,357	0,006	0,36
0,39	0,39	0,376	0,366	0,362	0,367	0,37	0,39	0,373	0,372	0,376	0,010	0,38
0,406	0,411	0,402	0,391	0,392	0,387	0,395	0,405	0,399	0,403	0,399	0,007	0,4
0,432	0,437	0,412	0,422	0,423	0,418	0,43	0,42	0,449	0,418	0,426	0,010	0,42

K-File 15												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,186	0,186	0,176	0,186	0,188	0,188	0,183	0,183	0,183	0,197	0,186	0,005	0,17
0,202	0,212	0,191	0,207	0,199	0,204	0,204	0,204	0,198	0,213	0,203	0,006	0,19
0,217	0,227	0,202	0,227	0,219	0,219	0,219	0,219	0,222	0,224	0,220	0,006	0,21
0,232	0,247	0,222	0,237	0,234	0,234	0,234	0,234	0,232	0,244	0,235	0,006	0,23
0,247	0,252	0,242	0,257	0,255	0,255	0,26	0,255	0,252	0,27	0,255	0,007	0,25
0,262	0,277	0,262	0,272	0,27	0,27	0,27	0,275	0,267	0,291	0,272	0,008	0,27
0,287	0,298	0,272	0,287	0,29	0,29	0,29	0,29	0,292	0,307	0,290	0,008	0,29
0,313	0,308	0,292	0,313	0,316	0,311	0,306	0,311	0,302	0,328	0,310	0,008	0,31
0,328	0,333	0,313	0,323	0,321	0,326	0,326	0,326	0,326	0,338	0,326	0,006	0,33
0,348	0,348	0,333	0,353	0,341	0,345	0,341	0,346	0,341	0,359	0,346	0,007	0,35
0,368	0,368	0,353	0,368	0,367	0,352	0,357	0,362	0,361	0,369	0,363	0,006	0,37
0,383	0,383	0,363	0,383	0,392	0,392	0,372	0,387	0,386	0,39	0,383	0,008	0,39
0,409	0,414	0,399	0,409	0,413	0,403	0,398	0,403	0,401	0,416	0,407	0,006	0,41
0,444	0,439	0,409	0,419	0,433	0,413	0,423	0,423	0,42	0,432	0,426	0,010	0,43
0,449	0,449	0,434	0,454	0,459	0,454	0,454	0,449	0,45	0,447	0,450	0,006	0,45
0,489	0,464	0,464	0,489	0,474	0,469	0,464	0,479	0,46	0,479	0,473	0,010	0,47

Apêndice A

Valores de diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)

Instrumentos PathFile

PathFile 13/02												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,147	0,165	0,158	0,160	0,160	0,171	0,155	0,160	0,165	0,147	0,159	0,007	0,15
0,176	0,180	0,168	0,190	0,180	0,192	0,180	0,180	0,180	0,171	0,180	0,007	0,17
0,196	0,200	0,193	0,200	0,200	0,213	0,195	0,185	0,185	0,196	0,196	0,007	0,19
0,215	0,215	0,219	0,225	0,215	0,229	0,220	0,205	0,220	0,210	0,217	0,006	0,21
0,225	0,240	0,244	0,240	0,230	0,250	0,235	0,230	0,240	0,235	0,237	0,007	0,23
0,250	0,255	0,260	0,275	0,255	0,271	0,265	0,255	0,250	0,245	0,258	0,009	0,25
0,259	0,270	0,275	0,280	0,265	0,296	0,280	0,265	0,285	0,274	0,275	0,010	0,27
0,284	0,31	0,295	0,305	0,295	0,312	0,305	0,290	0,300	0,289	0,298	0,008	0,29
0,308	0,320	0,311	0,315	0,315	0,317	0,325	0,305	0,320	0,313	0,315	0,005	0,31
0,328	0,320	0,336	0,330	0,335	0,343	0,330	0,330	0,345	0,333	0,333	0,007	0,33
0,352	0,350	0,357	0,365	0,355	0,359	0,350	0,355	0,355	0,352	0,355	0,004	0,35
0,362	0,360	0,377	0,380	0,375	0,390	0,365	0,360	0,375	0,372	0,372	0,009	0,37
0,377	0,395	0,398	0,400	0,395	0,390	0,400	0,400	0,395	0,392	0,394	0,006	0,39
0,372	0,415	0,413	0,410	0,405	0,411	0,410	0,405	0,420	0,411	0,407	0,012	0,41
0,436	0,425	0,428	0,435	0,430	0,432	0,430	0,430	0,435	0,431	0,431	0,003	0,43
0,544	0,525	0,449	0,455	0,475	0,458	0,445	0,440	0,460	0,455	0,471	0,032	0,45

PathFile 16/02												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,190	0,195	0,203	0,183	0,178	0,192	0,193	0,199	0,190	0,173	0,190	0,008	0,18
0,210	0,215	0,224	0,204	0,209	0,213	0,209	0,224	0,210	0,193	0,211	0,008	0,2
0,245	0,235	0,244	0,229	0,229	0,224	0,234	0,229	0,235	0,224	0,233	0,007	0,22
0,255	0,250	0,270	0,255	0,260	0,250	0,255	0,260	0,250	0,234	0,254	0,008	0,24
0,280	0,265	0,281	0,265	0,265	0,270	0,270	0,290	0,270	0,255	0,271	0,009	0,26
0,300	0,275	0,302	0,285	0,285	0,296	0,280	0,306	0,275	0,275	0,288	0,011	0,28
0,315	0,305	0,322	0,306	0,306	0,317	0,301	0,316	0,310	0,295	0,309	0,007	0,3
0,330	0,330	0,343	0,331	0,321	0,328	0,316	0,326	0,330	0,311	0,327	0,008	0,32
0,355	0,340	0,349	0,346	0,341	0,354	0,336	0,362	0,345	0,336	0,346	0,008	0,34
0,385	0,360	0,369	0,362	0,362	0,364	0,362	0,372	0,375	0,352	0,366	0,008	0,36
0,395	0,385	0,395	0,382	0,398	0,380	0,382	0,387	0,390	0,362	0,386	0,009	0,38
0,410	0,390	0,416	0,403	0,403	0,406	0,413	0,408	0,410	0,372	0,403	0,012	0,4
0,430	0,420	0,421	0,413	0,423	0,421	0,418	0,438	0,425	0,408	0,422	0,008	0,42
0,450	0,435	0,468	0,443	0,443	0,442	0,464	0,443	0,445	0,428	0,446	0,011	0,44
0,465	0,460	0,479	0,454	0,464	0,463	0,459	0,469	0,465	0,449	0,463	0,007	0,46
0,485	0,465	0,500	0,475	0,479	0,489	0,489	0,489	0,480	0,474	0,483	0,009	0,48

PathFile 19/02												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,209	0,199	0,19	0,192	0,191	0,214	0,216	0,21	0,202	0,201	0,202	0,009	0,21
0,234	0,219	0,21	0,216	0,215	0,229	0,242	0,23	0,232	0,23	0,226	0,009	0,23
0,239	0,25	0,245	0,23	0,24	0,244	0,262	0,26	0,242	0,245	0,246	0,009	0,25
0,275	0,27	0,26	0,259	0,254	0,26	0,273	0,275	0,277	0,264	0,267	0,007	0,27
0,29	0,285	0,275	0,283	0,274	0,28	0,288	0,28	0,292	0,279	0,283	0,006	0,29
0,306	0,306	0,3	0,302	0,303	0,311	0,319	0,31	0,318	0,299	0,307	0,006	0,31
0,326	0,321	0,33	0,322	0,328	0,336	0,34	0,32	0,323	0,323	0,327	0,006	0,33
0,346	0,357	0,34	0,331	0,338	0,352	0,35	0,335	0,353	0,343	0,345	0,008	0,35
0,367	0,367	0,35	0,36	0,357	0,357	0,376	0,36	0,373	0,348	0,362	0,008	0,37
0,382	0,377	0,37	0,375	0,382	0,387	0,391	0,38	0,388	0,382	0,381	0,006	0,39
0,403	0,403	0,395	0,394	0,397	0,408	0,407	0,395	0,404	0,397	0,400	0,005	0,41
0,418	0,413	0,41	0,413	0,416	0,408	0,433	0,41	0,449	0,411	0,418	0,012	0,43
0,438	0,433	0,44	0,432	0,46	0,433	0,458	0,43	0,444	0,451	0,442	0,010	0,45
0,464	0,459	0,46	0,451	0,455	0,454	0,458	0,465	0,469	0,46	0,460	0,005	0,47
0,469	0,469	0,46	0,48	0,465	0,469	0,489	0,475	0,494	0,475	0,475	0,010	0,49
0,505	0,5	0,495	0,538	0,54	0,505	0,515	0,5	0,52	0,524	0,514	0,014	0,51

Apêndice A

Valores de diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)

Instrumentos RaCe ISO 10

RaCe ISO 10/02												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,125	0,120	0,122	0,117	0,113	0,128	0,112	0,113	0,102	0,110	0,116	0,007	0,120
0,151	0,160	0,148	0,158	0,153	0,139	0,148	0,149	0,132	0,145	0,148	0,008	0,140
0,171	0,170	0,153	0,158	0,158	0,170	0,158	0,159	0,153	0,160	0,161	0,006	0,160
0,192	0,200	0,193	0,183	0,188	0,190	0,193	0,185	0,193	0,190	0,191	0,004	0,180
0,208	0,210	0,204	0,188	0,203	0,206	0,204	0,185	0,199	0,190	0,200	0,008	0,200
0,234	0,235	0,229	0,234	0,232	0,226	0,229	0,237	0,219	0,225	0,230	0,005	0,220
0,255	0,245	0,244	0,239	0,247	0,242	0,239	0,237	0,229	0,235	0,241	0,006	0,240
0,281	0,265	0,270	0,250	0,272	0,257	0,270	0,252	0,255	0,270	0,264	0,009	0,260
0,291	0,290	0,290	0,265	0,292	0,293	0,295	0,268	0,301	0,275	0,286	0,011	0,280
0,302	0,310	0,301	0,301	0,306	0,309	0,295	0,278	0,301	0,290	0,299	0,009	0,300
0,322	0,325	0,311	0,306	0,321	0,314	0,321	0,309	0,311	0,315	0,316	0,006	0,320
0,338	0,345	0,346	0,316	0,346	0,345	0,352	0,335	0,331	0,335	0,339	0,009	0,340
0,369	0,340	0,372	0,357	0,356	0,360	0,372	0,350	0,336	0,355	0,357	0,011	0,360
0,385	0,375	0,382	0,362	0,376	0,376	0,372	0,366	0,362	0,370	0,373	0,007	0,380
0,395	0,415	0,413	0,387	0,391	0,396	0,398	0,381	0,392	0,380	0,395	0,011	0,400
0,411	0,445	0,341	0,392	0,420	0,407	0,398	0,427	0,398	0,355	0,399	0,028	0,420

RaCe ISO 10/04												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,160	0,149	0,150	0,165	0,159	0,161	0,160	0,148	0,148	0,141	0,154	0,007	0,140
0,180	0,201	0,210	0,195	0,216	0,186	0,280	0,193	0,168	0,191	0,202	0,028	0,160
0,240	0,221	0,240	0,235	0,247	0,222	0,220	0,234	0,217	0,222	0,230	0,010	0,180
0,275	0,268	0,280	0,280	0,299	0,262	0,289	0,270	0,257	0,282	0,276	0,011	0,200
0,310	0,309	0,310	0,300	0,329	0,303	0,300	0,306	0,287	0,292	0,305	0,010	0,220
0,350	0,350	0,350	0,370	0,381	0,343	0,355	0,352	0,346	0,333	0,353	0,012	0,240
0,365	0,396	0,380	0,380	0,412	0,383	0,390	0,382	0,386	0,373	0,385	0,012	0,260
0,415	0,427	0,420	0,420	0,443	0,424	0,430	0,418	0,415	0,424	0,424	0,008	0,280
0,470	0,469	0,470	0,470	0,484	0,464	0,460	0,449	0,465	0,464	0,467	0,008	0,300
0,510	0,489	0,500	0,520	0,515	0,484	0,510	0,489	0,514	0,494	0,503	0,012	0,320
0,540	0,489	0,560	0,540	0,556	0,545	0,560	0,540	0,564	0,535	0,543	0,020	0,340
0,575	0,582	0,590	0,550	0,608	0,535	0,610	0,581	0,574	0,585	0,579	0,021	0,360
0,610	0,634	0,620	0,570	0,649	0,596	0,640	0,612	0,613	0,616	0,616	0,020	0,380
0,660	0,675	0,650	0,640	0,680	0,636	0,660	0,637	0,643	0,626	0,651	0,016	0,400
0,680	0,690	0,680	0,680	0,701	0,686	0,710	0,683	0,673	0,666	0,685	0,012	0,420
0,695	0,711	0,700	0,700	0,721	0,717	0,750	0,693	0,703	0,697	0,709	0,016	0,440

RaCe ISO 10/06												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,183	0,187	0,185	0,158	0,180	0,165	0,188	0,175	0,180	0,175	0,178	0,009	0,160
0,255	0,234	0,240	0,204	0,240	0,240	0,260	0,230	0,250	0,235	0,239	0,014	0,180
0,306	0,296	0,300	0,285	0,290	0,280	0,311	0,290	0,300	0,300	0,296	0,009	0,200
0,377	0,359	0,360	0,367	0,340	0,330	0,387	0,345	0,340	0,355	0,356	0,016	0,220
0,428	0,416	0,420	0,428	0,410	0,410	0,433	0,410	0,430	0,405	0,419	0,009	0,240
0,489	0,484	0,470	0,459	0,460	0,490	0,479	0,475	0,490	0,470	0,477	0,011	0,260
0,530	0,546	0,540	0,520	0,520	0,520	0,566	0,540	0,530	0,530	0,534	0,013	0,280
0,581	0,593	0,600	0,581	0,580	0,590	0,637	0,585	0,600	0,585	0,593	0,015	0,300
0,653	0,640	0,660	0,642	0,640	0,650	0,688	0,650	0,670	0,660	0,655	0,014	0,320
0,714	0,718	0,740	0,714	0,710	0,700	0,755	0,705	0,730	0,745	0,723	0,017	0,340
0,795	0,796	0,810	0,785	0,790	0,760	0,816	0,760	0,798	0,810	0,792	0,018	0,360
0,877	0,849	0,870	0,857	0,860	0,810	0,877	0,825	0,850	0,845	0,852	0,020	0,380
0,938	0,906	0,930	0,908	0,880	0,880	0,928	0,890	0,900	0,880	0,904	0,020	0,400
0,969	0,963	0,970	0,938	0,900	0,930	0,954	0,925	0,940	0,905	0,939	0,023	0,420
1,010	1,026	1,000	0,979	0,930	0,950	0,964	0,940	0,990	0,930	0,972	0,031	0,440
1,020	1,052	1,020	1,051	1,020	1,000	0,994	0,985	0,980	1,005	1,013	0,023	0,460

Apêndice A

Valores de diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)

Instrumentos Scout RaCe

Scout RaCe 10/.02												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,125	0,120	0,122	0,117	0,113	0,128	0,112	0,113	0,102	0,110	0,116	0,007	0,120
0,151	0,160	0,148	0,158	0,153	0,139	0,148	0,149	0,132	0,145	0,148	0,008	0,140
0,171	0,170	0,153	0,158	0,158	0,170	0,158	0,159	0,153	0,160	0,161	0,006	0,160
0,192	0,200	0,193	0,183	0,188	0,190	0,193	0,185	0,193	0,190	0,191	0,004	0,180
0,208	0,210	0,204	0,188	0,203	0,206	0,204	0,185	0,199	0,190	0,200	0,008	0,200
0,234	0,235	0,229	0,234	0,232	0,226	0,229	0,237	0,219	0,225	0,230	0,005	0,220
0,255	0,245	0,244	0,239	0,247	0,242	0,239	0,237	0,229	0,235	0,241	0,006	0,240
0,281	0,265	0,270	0,250	0,272	0,257	0,270	0,252	0,255	0,270	0,264	0,009	0,260
0,291	0,290	0,290	0,265	0,292	0,293	0,295	0,268	0,301	0,275	0,286	0,011	0,280
0,302	0,310	0,301	0,301	0,306	0,309	0,295	0,278	0,301	0,290	0,299	0,009	0,300
0,322	0,325	0,311	0,306	0,321	0,314	0,321	0,309	0,311	0,315	0,316	0,006	0,320
0,338	0,345	0,346	0,316	0,346	0,345	0,352	0,335	0,331	0,335	0,339	0,009	0,340
0,369	0,340	0,372	0,357	0,356	0,360	0,372	0,350	0,336	0,355	0,357	0,011	0,360
0,385	0,375	0,382	0,362	0,376	0,376	0,372	0,366	0,362	0,370	0,373	0,007	0,380
0,395	0,415	0,413	0,387	0,391	0,396	0,398	0,381	0,392	0,380	0,395	0,011	0,400
0,411	0,445	0,341	0,392	0,420	0,407	0,398	0,427	0,398	0,355	0,399	0,028	0,420

Scout RaCe 15/.02												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,179	0,181	0,190	0,181	0,170	0,196	0,185	0,177	0,175	0,185	0,182	0,007	0,17
0,204	0,194	0,209	0,213	0,203	0,209	0,198	0,201	0,206	0,198	0,203	0,005	0,19
0,222	0,225	0,228	0,225	0,203	0,224	0,222	0,226	0,213	0,216	0,220	0,007	0,21
0,246	0,250	0,247	0,250	0,241	0,254	0,253	0,238	0,238	0,247	0,247	0,005	0,23
0,259	0,256	0,260	0,275	0,253	0,366	0,365	0,262	0,253	0,259	0,281	0,259	0,25
0,290	0,300	0,291	0,300	0,285	0,291	0,290	0,262	0,294	0,284	0,289	0,284	0,27
0,303	0,325	0,310	0,313	0,310	0,317	0,315	0,293	0,300	0,284	0,307	0,011	0,29
0,333	0,325	0,335	0,331	0,310	0,335	0,327	0,323	0,325	0,321	0,327	0,007	0,31
0,352	0,369	0,348	0,350	0,340	0,369	0,352	0,354	0,331	0,340	0,350	0,011	0,33
0,364	0,388	0,367	0,375	0,354	0,380	0,364	0,360	0,350	0,377	0,368	0,011	0,35
0,377	0,419	0,338	0,381	0,373	0,392	0,383	0,366	0,369	0,383	0,378	0,019	0,37
0,401	0,431	0,411	0,419	0,411	0,411	0,420	0,402	0,400	0,401	0,411	0,009	0,39
0,420	0,438	0,447	0,425	0,430	0,437	0,430	0,415	0,419	0,407	0,427	0,011	0,41
0,444	0,450	0,449	0,444	0,430	0,456	0,457	0,451	0,438	0,426	0,444	0,009	0,43
0,451	0,481	0,462	0,488	0,445	0,487	0,469	0,457	0,435	0,463	0,464	0,016	0,45
0,469	0,556	0,443	0,525	0,448	0,513	0,574	0,451	0,469	0,488	0,494	0,042	0,47

Scout RaCe 20/.02												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV	ISO
0,219	0,244	0,231	0,220	0,232	0,237	0,244	0,244	0,234	0,247	0,235	0,009	0,220
0,247	0,275	0,263	0,253	0,250	0,253	0,259	0,269	0,246	0,272	0,259	0,009	0,240
0,264	0,300	0,275	0,278	0,268	0,283	0,254	0,282	0,279	0,298	0,278	0,013	0,260
0,292	0,325	0,300	0,290	0,299	0,316	0,306	0,314	0,310	0,308	0,306	0,010	0,280
0,309	0,338	0,319	0,296	0,323	0,329	0,325	0,337	0,317	0,321	0,321	0,011	0,300
0,326	0,358	0,344	0,337	0,329	0,349	0,350	0,346	0,354	0,340	0,343	0,009	0,320
0,343	0,375	0,369	0,370	0,354	0,368	0,369	0,359	0,367	0,364	0,364	0,009	0,340
0,360	0,388	0,388	0,377	0,372	0,382	0,394	0,378	0,386	0,383	0,381	0,009	0,360
0,368	0,394	0,400	0,407	0,396	0,421	0,400	0,404	0,411	0,407	0,401	0,013	0,380
0,405	0,406	0,413	0,407	0,409	0,434	0,419	0,436	0,418	0,414	0,416	0,010	0,400
0,427	0,438	0,431	0,426	0,433	0,441	0,438	0,436	0,438	0,438	0,435	0,005	0,420
0,433	0,469	0,487	0,463	0,445	0,461	0,463	0,468	0,462	0,475	0,462	0,014	0,440
0,455	0,494	0,506	0,469	0,463	0,480	0,481	0,487	0,494	0,493	0,482	0,014	0,460
0,478	0,513	0,519	0,488	0,488	0,500	0,513	0,454	0,506	0,516	0,497	0,019	0,480
0,517	0,512	0,531	0,500	0,506	0,526	0,531	0,523	0,519	0,506	0,517	0,010	0,500
0,539	0,550	0,563	0,549	0,537	0,546	0,538	0,551	0,532	0,549	0,545	0,008	0,520

Apêndice A

Valores de comprimento da parte ativa (mícrons)

	KFile 08	KFile 10	KFile 15	Path 13	Path 16	Path 19	ISO 10 .02	ISO 10 .04	ISO 10 .06	Scout 10	Scout 15	Scout 20
1	16045	16000	16265	16350	17062	16752	17060	17253	16860	17060	17400	17111
2	16242	16120	16365	16540	16510	16979	16580	17333	17122	16580	16829	17350
3	16045	16220	16420	16540	16127	17270	17025	17449	16740	17025	17259	17350
4	15820	16220	16355	16660	17072	17552	17035	17588	17381	17035	17818	17923
5	16020	16654	16200	16525	17113	17347	17040	17327	17320	17040	17544	17259
6	16085	16654	16420	16560	16945	16696	16710	17212	17381	16710	17425	16353
7	15990	16644	16200	16958	16833	16529	17120	17531	17458	17120	17570	17570
8	16180	16015	16305	17677	17175	17177	17185	17232	17684	17185	17671	17450
9	16201	16060	16195	17051	17473	16375	17110	17649	17061	17110	17185	17450
10	16715	15998	16541	16330	16979	16544	17445	17333	17320	17445	17235	17400
Média	16134	16259	16327	16719	16929	16922	17031	17391	17233	17031	17394	17322
Des Pad	225,0	267,7	109,2	387,6	354,8	379,9	227,3	146,8	271,4	227,3	267,8	380,8

Apêndice A

Valores de comprimento entre as lâminas de corte (*pitch*) (mícrons)

Instrumentos K-File

	K-File 08										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	322,9	390,0	474,0	376,3	412,3	438,8	454,1	458,3	458,3	347,0	413,2	47,22
2	401,0	380,0	479,0	479,4	425,7	469,4	357,1	479,2	468,8	449,0	438,9	41,09
3	453,1	439,0	530,3	474,2	474,2	443,9	449,0	427,1	489,6	449,0	462,9	27,32
4	453,1	450,0	500,0	463,9	453,6	474,5	408,2	520,8	500,0	454,1	467,8	29,26
5	505,2	505,0	484,5	469,0	458,7	454,1	500,0	447,9	479,2	438,8	474,2	22,00
6	494,8	445,0	494,8	474,5	479,4	500,0	505,1	500,0	458,3	474,5	482,6	17,98
7	442,1	596,0	525,8	510,3	500,0	459,2	500,0	500,0	510,4	459,2	500,3	39,05
8	463,5	480,0	510,9	438,1	458,7	454,1	520,4	520,8	458,3	500,0	480,5	27,42
9	567,3	475,0	561,9	484,5	453,6	515,3	449,0	427,1	510,4	423,5	486,8	46,45
10	453,1	500,0	474,5	520,6	510,3	474,7	510,2	510,4	510,5	500,0	496,4	19,58
11	500,0	495,0	572,2	510,3	525,7	505,1	474,7	510,4	552,1	489,8	513,5	26,57
12	526,0	485,0	525,8	489,7	474,5	501,1	479,6	479,2	510,4	530,6	500,2	19,58
13	546,9	475,0	546,4	525,7	520,6	479,6	515,3	531,1	531,1	484,7	515,6	24,19
14	510,4	500,0	541,5	515,4	536,1	545,9	530,6	500,0	562,5	515,3	525,8	18,86
15	505,2	530,0	572,5	536,1	494,8	484,7	510,2	562,5	520,8	484,7	520,2	27,58
16	541,1	535,0	556,7	546,4	561,8	476,5	525,5	531,3	562,5	535,7	537,3	22,54
17	578,5	525,0	601,2	546,4	536,1	530,6	607,1	541,7	572,9	535,7	557,5	27,19
18	557,3	540,0	572,2	51,2	582,1	551,0	525,5	541,7	589,3	551,0	506,1	145,68
19	567,1	535,0	618,6	572,1	525,7	535,7	556,1	572,9	552,1	510,2	554,6	27,72
20	531,1	555,0	597,9	571,8	572,1	581,6	581,6	583,3	604,2	602,0	578,1	20,26
21	599,0	555,0	608,1	572,1	561,8	556,1	545,9	52,9	562,5	556,1	517,0	148,59
22	562,5	563,0	634,0	567,0	592,8	602,0	571,4	593,8	572,9	596,0	585,5	20,43
23	557,3	540,0	644,3	603,1	587,6	612,2	561,2	593,8	625,0	556,1	588,1	30,70
24	645,0	590,0	644,3	577,3	582,4	591,8	637,8	604,2	645,8	591,8	611,0	25,89

	K-File 10										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	212,1	313,1	409,0	287,8	308,0	282,8	336,7	316,3	357,1	391,8	321,470	51,33
2	363,6	348,5	429,2	257,5	449,4	449,5	433,7	321,4	474,4	403,0	393,020	62,08
3	429,2	464,6	459,6	383,8	454,5	429,2	448,9	479,6	430,7	535,7	451,580	35,86
4	515,1	474,7	510,1	454,5	454,5	462,7	479,5	469,3	484,6	438,5	474,350	21,96
5	474,7	469,7	464,6	464,6	464,6	459,6	459,1	464,2	443,8	455,1	462,000	7,62
6	444,4	469,7	484,8	439,3	459,6	429,2	454,0	510,2	479,5	500,0	467,070	24,06
7	515,1	454,5	444,4	479,8	474,7	500,0	484,6	589,8	469,3	448,9	486,110	38,57
8	439,3	469,7	515,1	494,9	505,0	459,6	479,5	459,1	494,9	479,5	479,660	21,14
9	454,5	449,4	459,6	454,5	459,6	469,7	469,3	540,8	484,7	484,6	472,670	24,29
10	540,4	580,0	469,7	469,7	510,6	469,7	464,2	464,2	500,0	505,1	497,360	34,93
11	505,0	484,8	530,3	520,2	510,1	484,8	535,7	510,2	448,8	551,0	508,090	26,73
12	505,1	484,8	515,1	510,1	510,1	520,2	469,3	510,2	530,7	494,9	505,050	16,12
13	520,2	525,2	505,0	484,8	474,7	489,9	535,7	535,7	525,5	535,7	513,240	20,81
14	515,1	525,2	535,3	484,8	555,5	515,1	505,1	535,7	520,4	556,1	524,830	19,88
15	530,3	540,4	515,1	545,4	530,3	580,0	525,5	530,6	510,2	515,3	532,310	18,20
16	543,5	530,3	555,5	510,1	589,9	545,4	535,7	551,0	561,2	545,9	546,850	18,86
17	530,3	481,0	550,5	515,1	545,4	570,7	576,5	525,5	500,0	571,4	536,640	29,07
18	575,7	540,4	555,5	550,5	510,1	505,0	551,0	576,5	566,3	571,4	550,240	23,01
19	540,4	570,0	555,5	530,3	555,5	536,3	586,7	561,2	581,3	666,3	568,350	35,34
20	501,0	550,5	621,2	585,0	540,4	588,8	576,5	591,8	581,3	583,7	572,020	30,17
21	575,7	570,7	585,8	550,0	540,4	575,7	617,3	602,0	583,1	532,6	573,330	23,95
22	585,8	575,7	585,8	560,0	626,2	520,2	561,2	610,2	612,2	556,1	579,340	28,71
23	585,9	570,7	601,0	506,8	545,4	550,5	612,2	612,2	556,1	617,3	575,810	32,82
24	580,9	580,9	626,2	565,5	666,6	661,6	596,9	612,2	617,3	642,8	615,090	31,40

mm	K-File 15										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	319,1	591,4	265,3	416,3	531,5	436,8	600,0	660,0	286,5	474,2	458,110	125,21
2	553,1	531,9	535,7	540,8	552,6	557,9	510,0	560,0	533,5	567,0	544,250	15,45
3	521,2	574,4	581,3	545,9	584,2	547,3	560,0	490,0	520,8	594,0	551,910	30,23
4	585,1	553,1	520,4	551,0	557,8	573,6	510,0	530,0	526,9	567,0	547,490	22,35
5	627,6	617,0	500,0	561,2	557,8	568,4	560,0	570,0	588,5	536,0	568,650	33,35
6	553,1	563,8	571,4	540,8	584,2	557,8	540,0	560,0	572,9	545,3	558,930	13,22
7	563,8	574,4	500,0	520,4	526,3	584,2	500,0	560,0	552,8	530,9	541,280	27,15
8	542,5	531,9	612,2	551,0	584,2	563,1	580,0	500,0	536,4	530,9	553,220	29,30
9	574,4	565,8	540,8	551,0	573,6	578,9	500,0	520,0	557,2	572,1	553,380	23,64
10	638,3	595,7	561,2	551,0	605,2	542,1	570,0	580,0	551,2	530,9	572,560	29,69
11	553,1	585,1	612,2	551,0	536,8	594,1	530,0	540,0	578,1	556,7	563,710	24,65
12	553,1	595,7	530,6	581,3	589,4	573,6	530,0	530,0	583,3	551,5	561,850	23,49
13	574,4	553,1	551,0	551,0	568,4	563,1	540,0	550,0	562,5	572,1	558,560	10,13
14	574,4	565,1	551,0	530,6	552,6	573,6	530,0	520,0	572,9	525,7	549,590	19,49
15	574,4	574,4	540,8	561,2	553,1	557,8	550,0	530,0	536,4	520,5	549,860	16,31
16	617,0	517,0	530,6	551,0	552,6	557,8	530,0	550,0	546,8	551,5	550,430	24,18
17	542,5	553,8	591,8	551,0	563,1	589,4	520,0	510,0	583,3	536,0	554,090	25,55
18	595,7	574,4	520,4	520,4	584,2	563,1	553,0	560,0	536,4	583,4	559,100	24,04
19	542,5	574,4	551,0	561,2	589,4	547,3	553,0	540,0	571,1	536,0	556,590	15,53
20	531,9	563,8	581,3	581,3	552,6	557,8	590,0	550,0	583,3	551,5	564,350	17,05
21	563,8	574,4	571,4	530,6	678,9	578,9	550,0	540,0	567,7	530,9	568,660	38,57
22	585,1	574,4	520,4	571,4	547,3	557,8	530,0	530,0	531,4	597,9	554,571	24,24
23	606,3	617,0	530,6	520,4	578,9	584,2	540,0	590,0	562,5	520,6	565,050	32,15
24	617,0	553,1	530,6	561,2	568,4	573,6	540,0	460,0	583,3	536,8	552,400	37,32

Apêndice A

Valores de comprimento entre as lâminas de corte (*pitch*) (mícrons)

Instrumentos PathFile

	PathFile 13/02										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	622,4	591,8	580,0	632,5	637,1	552,1	599,0	530,0	614,5	615,6	597,5	31,61
2	632,7	561,2	640,0	622,4	614,6	562,5	653,5	580,0	619,8	622,9	611,0	29,03
3	612,2	673,5	580,0	642,9	645,8	677,1	618,8	630,0	630,2	627,5	633,8	25,82
4	653,1	612,2	630,0	602,0	614,6	625,0	584,2	605,0	666,6	598,0	619,1	22,94
5	642,9	693,9	680,0	714,3	718,8	677,1	643,6	600,0	687,5	602,9	666,1	38,20
6	693,9	632,7	680,0	693,9	635,4	666,7	678,2	650,0	677,0	652,0	666,0	20,27
7	632,7	683,7	600,0	653,0	739,6	697,9	599,0	690,0	666,6	671,6	663,4	39,78
8	724,5	693,9	640,0	693,9	697,9	697,9	693,1	665,0	708,3	642,2	685,7	25,07
9	683,7	673,5	730,0	704,1	697,9	708,3	648,5	680,0	750,0	671,6	694,8	27,04
10	734,7	724,5	700,0	704,1	739,6	718,8	683,2	685,0	708,3	686,3	708,5	18,57
11	693,9	704,1	710,0	714,3	687,5	739,6	712,9	695,0	671,8	705,9	703,5	16,46
12	734,7	744,9	710,0	704,1	770,8	770,8	742,6	705,0	750,0	686,3	731,9	26,46
13	734,7	765,3	700,0	744,9	770,8	750,0	698,0	755,0	802,0	802,0	752,3	32,35
14	755,1	755,1	740,0	795,9	760,4	718,8	712,9	690,0	739,5	735,3	740,3	26,46
15	734,7	775,5	750,0	724,5	781,3	791,7	732,7	765,0	796,8	774,5	762,7	23,28
16	758,7	775,5	770,0	806,1	822,9	843,8	752,5	720,0	750,0	686,3	768,6	42,53
17	775,5	775,5	790,0	775,5	843,8	791,7	777,2	765,0	869,7	769,6	793,4	31,58
18	816,3	744,9	750,0	795,9	770,8	770,8	787,1	790,0	770,8	735,3	773,2	22,65
9	795,9	846,9	830,0	816,3	822,9	822,9	767,3	835,0	807,2	803,9	814,8	20,43
20	836,7	744,9	770,0	836,7	843,8	506,3	806,9	765,0	828,1	774,5	771,3	90,09
21	785,7	806,1	830,0	759,9	927,1	822,9	767,3	825,0	890,6	745,5	816,0	51,99

	PathFile 16/02										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	540,0	585,9	600,0	612,2	596,9	588,5	612,2	581,6	568,6	581,6	586,8	19,41
2	650,0	616,2	645,0	632,7	617,3	635,4	612,2	581,6	598,0	653,1	624,2	21,08
3	600,0	631,3	595,0	312,2	596,9	635,4	642,9	622,4	598,0	612,2	584,6	88,02
4	620,0	621,2	625,0	622,4	627,6	666,7	653,1	632,4	588,2	632,7	628,9	18,82
5	640,0	606,1	600,0	653,1	648,0	625,0	632,7	642,9	627,5	622,4	629,8	15,64
6	640,0	656,6	675,0	637,8	632,7	666,7	612,2	632,7	607,0	663,3	642,4	20,61
7	640,0	636,4	630,0	663,3	658,2	625,0	704,1	632,7	627,8	653,1	647,1	21,73
8	650,0	636,4	630,0	653,1	653,1	677,1	632,7	673,5	637,3	642,9	648,6	14,72
9	700,0	646,5	640,0	663,3	653,1	698,0	653,1	693,9	617,6	683,7	664,9	25,22
10	660,0	686,9	710,0	658,2	668,4	687,5	683,7	642,9	656,9	642,9	669,7	19,68
11	700,0	702,0	635,0	693,9	663,3	697,9	683,7	653,1	656,9	693,9	678,0	21,58
12	670,0	631,3	685,0	668,4	704,9	687,5	714,3	724,5	666,7	673,5	682,6	24,52
13	700,0	671,7	660,0	729,6	678,6	718,8	653,1	704,1	656,9	704,1	687,7	24,61
14	710,0	727,3	695,0	683,7	683,7	770,8	673,5	642,9	666,7	683,7	693,7	32,13
15	700,0	707,1	675,0	683,7	734,7	677,1	724,5	744,9	666,7	734,7	704,8	25,87
16	730,0	676,8	695,0	704,1	704,1	687,5	704,1	734,7	696,1	704,1	703,7	15,88
17	760,0	702,0	710,0	714,3	704,1	781,3	734,8	714,3	715,7	714,3	725,1	23,57
18	720,0	737,4	755,0	775,5	724,5	791,7	826,5	734,7	686,3	734,7	748,6	36,28
9	730,0	737,4	705,0	719,4	755,1	729,2	693,9	693,9	725,5	744,9	723,4	18,68
20	720,0	707,1	730,0	750,0	755,1	770,8	693,9	795,9	715,7	755,1	739,4	28,48
21	734,7	712,1	750,0	734,7	734,7	729,2	755,1	714,3	696,1	744,9	730,6	16,60

	PathFile 19/02										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	642,9	590,0	602,0	596,2	612,0	612,2	550,0	588,0	645,8	578,4	601,8	25,99
2	622,4	650,0	642,9	596,2	632,7	642,9	630,0	578,2	625,0	627,5	624,8	19,96
3	622,4	580,0	612,2	586,5	581,6	622,4	570,0	578,4	625,0	588,2	596,7	19,29
4	632,7	660,0	642,9	615,4	614,3	642,9	670,0	637,3	697,9	598,2	641,2	26,51
5	693,9	620,0	632,7	605,8	622,4	653,1	630,0	686,3	635,4	598,0	637,8	28,59
6	642,9	650,0	673,5	625,0	612,2	683,7	630,0	686,3	687,5	607,8	649,9	28,12
7	693,9	680,0	693,9	615,4	683,7	673,0	670,0	607,8	677,1	666,7	666,2	27,31
8	663,3	690,0	673,5	634,6	724,5	693,9	610,0	627,5	718,8	617,6	665,4	37,62
9	693,9	600,0	673,5	711,5	683,7	683,7	720,0	656,9	739,6	647,1	681,0	36,20
10	724,5	690,0	704,1	615,4	673,5	755,1	660,0	686,3	750,0	666,7	692,6	38,68
11	704,1	700,0	693,9	634,6	714,3	663,3	780,0	647,0	697,9	666,7	690,2	37,22
12	724,5	710,0	673,5	711,5	744,9	724,5	660,0	735,3	750,0	676,5	711,1	28,32
13	744,9	690,0	704,1	615,4	704,1	734,7	750,0	676,5	739,6	735,3	709,5	37,52
14	734,7	740,0	693,9	633,5	724,5	744,9	690,0	725,5	812,5	676,5	717,6	43,42
15	755,1	760,0	755,1	644,2	734,7	734,7	790,0	725,5	750,0	715,7	736,5	34,86
16	744,9	740,0	714,3	721,2	826,5	816,3	740,0	696,1	791,7	745,1	753,6	39,45
17	836,7	720,0	755,1	701,9	724,5	765,3	750,0	774,5	802,1	715,7	754,6	38,05
18	755,1	780,0	734,7	711,5	795,9	755,1	780,0	725,5	801,1	705,9	754,5	31,09
9	785,7	750,0	775,5	682,7	795,9	760,0	780,0	784,3	812,5	764,7	769,1	31,91
20	816,5	840,0	775,1	730,8	836,7	785,7	800,0	774,5	833,3	784,3	797,7	31,31
21	785,7	810,0	787,7	740,4	785,7	877,6	820,0	774,5	833,3	794,1	800,9	33,60

Apêndice A

Valores de comprimento entre as lâminas de corte (*pitch*) (mícrons)

Instrumentos RaCe ISO 10

	Race ISO 10/02										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	646	645	495	588	412	699	555	574	626	423	566	87,16
2	719	1175	593	665	562	1087	640	639	1187	694	796	225,58
3	542	640	1227	1258	1206	750	1180	1084	712	1122	972	250,83
4	625	715	732	649	711	658	690	738	667	724	691	35,31
5	1313	1310	1247	1294	804	1337	1230	1208	1318	1250	1231	141,12
6	802	720	814	845	1175	837	815	762	803	776	835	113,17
7	1490	800	1557	1454	1557	801	1475	1505	742	1520	1290	319,36
8	875	750	742	835	876	862	815	797	793	827	817	43,06
9	1760	1680	1701	1845	2536	1750	1745	1658	1753	1709	1814	234,31
10	875	800	928	773	763	776	745	792	808	832	809	50,44
11	1760	1770	753	804	1814	1776	760	822	1687	781	1273	467,20
12	875	760	1784	1804	804	756	1795	1703	848	1796	1293	463,06

	RaCe ISO 10/04										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	888	515	1071	314	420	505	753	432	531	515	594	212,83
2	714	856	1286	799	800	859	854	807	890	480	834	178,79
3	730	1392	1020	1423	1370	1323	1424	1458	1360	582	1208	287,36
4	821	1010	1520	907	960	1010	914	948	1000	770	986	184,39
5	1505	1516	1061	1562	1460	1516	1576	1615	1485	908	1420	214,14
6	1036	1083	2163	1088	1070	1101	2615	1042	1051	1480	1373	507,92
7	2168	2206	2061	2175	2180	1647	1343	2313	2148	1092	1933	380,62
8	1250	2361	1847	2186	2190	1263	2515	2365	1265	2143	1938	452,37
9	2582	2495	2735	1887	3540	2687	2667	2250	2633	1204	2468	550,33
10	2584	1969	2694	2701	990	2627	3303	2292	2776	2694	2463	560,11

	RaCe ISO 10/06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	296	520	660	786	821	663	762	704	786	762	676	144,61
2	1133	1135	1222	1643	776	582	825	824	1643	825	1061	329,30
3	1786	1685	1762	1622	827	1612	1268	1745	1622	1268	1520	277,05
4	2092	1960	2052	2031	1480	1939	2062	2000	2031	2062	1971	161,84
5	2429	2150	2474	2480	2449	2214	1980	2418	2480	1979	2305	186,52
6	2696	2320	2072	2602	2571	1980	2124	2276	2602	2124	2337	236,87
7	3041	2620	3052	3418	3337	2653	2701	2959	3418	2701	2990	287,96

Apêndice A

Valores de comprimento entre as lâminas de corte (*pitch*) (mícrons)

Instrumentos Scout RaCe

	Scout RaCe 10/02										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	646	645	495	588	412	699	555	574	626	423	566	87,16
2	719	1175	593	665	562	1087	640	639	1187	694	796	225,58
3	542	640	1227	1258	1206	750	1180	1084	712	1122	972	250,83
4	625	715	732	649	711	658	690	738	667	724	691	35,31
5	1313	1310	1247	1294	804	1337	1230	1208	1318	1250	1231	141,12
6	802	720	814	845	1175	837	815	762	803	776	835	113,17
7	1490	800	1557	1454	1557	801	1475	1505	742	1520	1290	319,36
8	875	750	742	835	876	862	815	797	793	827	817	43,06
9	1760	1680	1701	1845	2536	1750	1745	1658	1753	1709	1814	234,31
10	875	800	928	773	763	776	745	792	808	832	809	50,44
11	1760	1770	753	804	1814	1776	760	822	1687	781	1273	467,20
12	875	760	1784	1804	804	756	1795	1703	848	1796	1293	463,06

	Scout RaCe 15										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	368	590	722	463	620	319	395	278	309	506	457	135,45
2	456	603	642	613	709	581	580	551	562	684	598	64,68
3	744	1180	1086	1175	1228	663	642	620	556	1076	897	247,00
4	1163	756	840	781	646	1250	1099	1209	1303	709	975	227,86
5	731	1378	1221	713	690	750	741	747	704	734	841	221,99
6	1263	827	815	1256	1285	1213	1272	1285	1210	1380	1180	176,54
7	763	1513	852	806	899	750	840	772	833	899	893	202,70
8	825	853	1482	1544	1525	950	778	785	741	1557	1104	333,53
9	1550	917	642	819	816	1450	1444	1532	1543	797	1151	343,07
10	838	1769	790	794	759	794	778	842	790	746	890	280,74
11	1694	801	1161	1800	1880	1775	1790	1135	1790	1747	1557	341,15
12	813	1795	667	769	842	831	852	772	790	823	895	289,95
13	850	814	901	1794	1747	781	679	823	796	608	979	384,72
14	1788	1788	1704	806	835	1806	1790	1772	1703	1279	1527	364,91
15	756	842	728	806	842	794	765	810	809	759	791	34,17

	Scout RaCe 20										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	610	588	568	630	605	541	620	606	544	656	597	33,45
2	634	663	617	1086	599	588	595	544	669	1081	708	182,32
3	1110	1125	1148	778	1191	1141	1228	1225	1100	725	1077	160,76
4	744	725	704	691	716	647	734	763	756	844	732	46,83
5	1268	1350	1284	1247	1340	1141	1253	1325	1963	1200	1337	207,00
6	805	700	722	790	753	800	734	738	738	869	765	45,60
7	1549	888	827	1980	722	788	822	1713	825	1475	1159	423,16
8	768	1438	1519	815	1543	1400	1506	700	1513	838	1204	333,46
9	744	763	802	716	827	776	772	788	800	663	765	43,21
10	1743	1888	1957	1765	1778	1694	2063	1644	1913	1913	1836	118,59
11	805	763	802	877	802	706	772	906	700	875	801	63,13
12	1781	725	741	1679	741	753	747	1938	788	1663	1155	479,30
13	732	1775	1679	704	1679	1588	1684	663	1750	838	1309	451,62
14	7565	913	840	802	840	871	886	838	8520	775	2285	2752,65

Apêndice B

Valores de Momento de Dobramento (N.cm)

	Momento de dobramento											
	KFile 08	KFile 10	KFile 15	Path 13	Path 16	Path 19	ISO 10 .02	ISO 10 .04	ISO 10 .06	Scout 10	Scout 15	Scout 20
1	0,049	0,100	0,235	0,059	0,079	0,121	0,054	0,084	0,152	0,054	0,098	0,149
2	0,057	0,091	0,216	0,047	0,068	0,114	0,063	0,077	0,209	0,063	0,077	0,182
3	0,079	0,089	0,247	0,058	0,071	0,106	0,064	0,080	0,151	0,064	0,111	0,174
4	0,071	0,083	0,243	0,051	0,051	0,084	0,052	0,087	0,151	0,052	0,085	0,168
5	0,076	0,091	0,225	0,051	0,052	0,109	0,048	0,081	0,180	0,048	0,105	0,187
6	0,076	0,100	0,218	0,040	0,083	0,099	0,054	0,066	0,213	0,054	0,081	0,187
7	0,064	0,108	0,243	0,043	0,069	0,107	0,046	0,065	0,164	0,046	0,096	0,196
8	0,077	0,101	0,21	0,047	0,073	0,078	0,043	0,091	0,157	0,043	0,092	0,169
9	0,062	0,094	0,204	0,055	0,088	0,112	0,047	0,086	0,154	0,047	0,080	0,147
10	0,066	0,105	0,223	0,051	0,078	0,114	0,055	0,086	0,205	0,055	0,097	0,178
Média	0,068	0,096	0,226	0,050	0,071	0,104	0,053	0,080	0,174	0,053	0,092	0,174
Des Pad	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,03	0,01	0,01	0,02

Apêndice B

Valores de Torque Máximo e Deflexão Angular (N.cm)

Torque Máximo												
	KFile 08	KFile 10	KFile 15	Path 13	Path 16	Path 19	ISO 10 .02	ISO 10 .04	ISO 10 .06	Scout 10	Scout 15	Scout 20
1	0,079	0,079	0,195	0,086	0,225	0,226	0,097	0,150	0,311	0,097	0,137	0,307
2	0,079	0,099	0,152	0,086	0,166	0,239	0,076	0,147	0,221	0,076	0,161	0,311
3	0,078	0,081	0,180	0,071	0,186	0,184	0,070	0,084	0,186	0,070	0,174	0,247
4	0,044	0,058	0,206	0,084	0,145	0,234	0,082	0,105	0,223	0,082	0,182	0,273
5	0,086	0,082	0,172	0,091	0,101	0,223	0,070	0,119	0,266	0,070	0,128	0,288
6	0,070	0,098	0,231	0,090	0,175	0,240	0,081	0,121	0,252	0,081	0,190	0,313
7	0,076	0,099	0,194	0,107	0,180	0,217	0,103	0,124	0,302	0,103	0,179	0,304
8	0,061	0,122	0,215	0,099	0,144	0,198	0,058	0,125	0,257	0,058	0,177	0,230
9	0,056	0,093	0,152	0,111	0,173	0,196	0,074	0,145	0,219	0,074	0,167	0,263
10	0,063	0,114	0,200	0,096	0,147	0,199	0,068	0,147	0,233	0,068	0,182	0,328
Média	0,069	0,093	0,190	0,092	0,164	0,216	0,078	0,127	0,247	0,078	0,168	0,286
Des Pad	0,01	0,02	0,03	0,01	0,03	0,02	0,01	0,02	0,04	0,01	0,02	0,03

Deflexão Angular												
	KFile 08	KFile 10	KFile 15	Path 13	Path 16	Path 19	ISO 10 .02	ISO 10 .04	ISO 10 .06	Scout 10	Scout 15	Scout 20
1	1092	721	793	565	619	570	595	594	396	595	522	522
2	1040	656	582	636	775	558	546	607	354	546	643	499
3	691	816	613	768	715	684	540	504	348	540	540	498
4	720	648	643	853	655	816	786	540	337	786	517	552
5	745	930	798	816	595	702	672	517	367	672	510	569
6	630	727	648	817	691	673	679	619	390	679	600	637
7	762	678	679	767	781	737	840	655	474	840	534	714
8	685	726	378	637	581	781	582	606	378	582	546	661
9	623	852	697	738	648	637	805	540	385	805	542	745
10	630	709	887	623	655	637	642	587	397	642	529	702
Média	761,8	746,3	671,8	722	671,5	679,5	668,7	576,9	382,6	668,7	548,3	609,9
Des Pad	167,8	91,3	140,2	99,2	69,0	83,8	109,1	49,0	38,2	109,1	41,5	93,4

