

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

Isabella Faria da Cunha Peixoto

**EFICIÊNCIA DE CORTE DE DIFERENTES SISTEMAS
ENDODÔNTICOS DE NITI**

Belo Horizonte
2013

Isabella Faria da Cunha Peixoto

**EFICIÊNCIA DE CORTE DE DIFERENTES SISTEMAS
ENDODÔNTICOS DE NiTi**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito para obtenção do Grau de Doutora em Odontologia.

Linha de pesquisa: Endodontia

Orientadora: Profa.Dra. Maria Guiomar de A. Bahia

Co-Orientador: Prof.Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

Belo Horizonte

2013



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



FOLHA DE APROVAÇÃO

Avaliação da Eficiência de Corte de Diferentes Sistemas Endodônticos de NiTi

ISABELLA FARIA DA CUNHA PEIXOTO

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

Aprovada em 16 de julho de 2013, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Maria Guilomar de Azevedo Bahia - Orientador

UFMG

Prof(a). Vicente Tadeu Lopes Buono

UFMG

Prof(a). Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza

Centro Universitário Newton Paiva

Prof(a). Emílio Akaki

PUC-Minas

Prof(a). Eduardo Henrique Martins Nunes

UFMG

Prof(a). Ana Cecília Diniz Viana Castro

UFMG

Ao **Maurício, Rachel e Júlia** pelo apoio e amor incondicional.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À professora **Dr^a.Maria Guiomar de Azevedo Bahia**, por ser uma referência em minha vida profissional e me acompanhar nas minhas conquistas. As suas palavras sábias e a sua competência em transmitir o conhecimento foram fundamentais para o incentivo, aprendizado e a realização deste trabalho.

Agradeço a amizade e os bons momentos de convivência.

Ao professor **Dr.Vicente Tadeu Lopes Bueno**,

Com quem aprendi superar as dificuldades e enfrentar os desafios. O seu conhecimento e dedicação foram essenciais para a realização deste trabalho.

Obrigada pela paciência e gentileza demonstradas nesta orientação.

AGRADECIMENTOS

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

À Deus, pela fé, força e saúde.

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

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

Ao meu sogro e minha sogra, pelo incentivo, carinho e por compreenderem a minha ausência em muitos momentos.

Aos meus irmãos, cunhados (as), sobrinhos (as), afilhados e madrinha pela colaboração, apoio incondicional, incentivo e amizade.

Aos professores **José Eustáquio, Efigênia, Antônio Paulino, Saul, Isabela e Cássia** pelos ensinamentos e incentivo.

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

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

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

À **Ciça**, pela amizade, conhecimentos transmitidos e colaboração neste trabalho.

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

À **Marta** e **Renata** pela amizade e colaboração contínua, presente em todos os momentos.

Ao **Gustavo** pela disponibilidade, colaboração.

Aos colegas do doutorado e mestrado, **Evandro, Luciana, Luís Carlos, Ricardo, Warley, Lígia, Rafael, Tininha, Rodrigo, Juliano, Zé Léo, Júlia, Camila, Caroline, Alexandre, Wilson, Marcela** pelos bons momentos de convivência.

Aos colegas dos laboratórios da EEUFMG especialmente **Diego e Renata** pela amizade e grande colaboração para a realização deste trabalho pela ajuda e acolhida.

Às funcionárias da EEUFMG, **Patrícia Mara Trigueiro Azevedo e Andréia BicalhoHenriques**. Muito obrigada pelo carinho e acolhida.

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

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

Ao CAPES ao CNPq pelo apoio financeiro.

RESUMO

As características geométricas dos instrumentos de NiTi influenciam diretamente a sua eficiência de corte. Neste estudo avaliou-se o corte de instrumentos rotatórios de NiTi de calibre 20, taper .06, dos sistemas EndoSequence (ES), Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1 (F1). Inicialmente, os instrumentos foram caracterizados com relação ao diâmetro da parte ativa, geometria da seção transversal e ângulos helicoidais e de corte. Os ensaios de eficiência de corte foram realizados em dispositivo de bancada, onde 5 instrumentos de cada tipo foram testados em blocos de acrílico pré-fabricados, contendo um canal artificial previamente explorado com limas manuais #10 e #15. Acionados por um motor endodôntico com velocidade de 300 rpm e torque de 5 Ncm, os instrumentos foram inseridos no canal a uma velocidade constante de 0,09mm/seg. Enquanto uma célula de carga registrava a força axial exercida, um multímetro acoplado ao motor endodôntico registrava o torque requerido pelo instrumento durante seu deslocamento ao longo dos 17 mm do canal artificial. Os instrumentos ES, Mtwo, GTX e RaCe apresentaram menores valores de força axial quando comparados aos instrumentos K3, GT e F1, possivelmente relacionada à seção transversal e aos ângulos helicoidais. Os instrumentos GT e F1 apresentaram maiores valores de torque, quando comparados aos demais instrumentos pesquisados. O torque requerido pelos instrumentos está diretamente relacionado à seção transversal, ângulos de corte e ângulos helicoidais. Instrumentos com menores valores de força axial e menores valores de torque apresentaram melhor eficiência de corte.

Palavras-chave: Instrumentos de NiTi, Eficiência de corte.

ABSTRACT

Cutting efficiency of rotary NiTi instruments

The geometric characteristics of Nickel-Titanium (NiTi) instruments directly influence its cutting efficiency. This study evaluated the cutting of rotary NiTi instruments EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe sizes #20/.06, and PTU F1. Initially, the instruments were characterized with respect to the diameter of the active part, the cross-sectional geometry, *rake angle*, helical and cutting angles. The cutting efficiency tests were performed on bench device where five sets of each type were tested in acrylic blocks prefabricated containing an artificial canal previously explored with manual files # 10 and # 15. The motor was set at a speed of 300 rpm and torque 5 Ncm and the instruments were inserted into the canal at a constant speed of 0.09 mm / sec. While a load cell recorded the axial force exerted, a multimeter recorded the torque required by the instrument along the 17 mm of artificial canal. The instruments ES, Mtwo, GTX and RaCe had lower axial force when compared with K3, GT and F1 instruments, possibly related to the cross-sectional geometry and the helical angles. The instruments GT and F1 showed a greater torque when compared to the others instruments. The torque required by the instruments is directly related to the cross-sectional geometry, cutting angles and helical angles. Instruments with lower axial force values and lower torque values have better cutting efficiency.

Key-words: NiTi instruments, cutting efficiency.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-	Raio e ângulo de curvatura descrito pelos parâmetros r e α	19
FIGURA 2-	Modelo simplificado da transformação martensítica.....	22
FIGURA 3-	Temperaturas características das transformações martensítica e reversa.....	23
FIGURA 4-	Diagrama tensão-temperatura.....	24
FIGURA 5-	Diagrama de fase do sistema NiTi.....	28
FIGURA 6-	Comprimento de <i>pitch</i>	32
FIGURA 7-	Ângulo helicoidal.....	32
FIGURA 8-	Seção transversal de instrumentos endodônticos com plano radial....	33
FIGURA 9-	Visão longitudinal de um instrumento com plano radial.....	34
FIGURA 10 -	Instrumentos endodônticos com <i>rake angle</i> positivo (A), <i>rake angle</i> neutro (B) e <i>rake angle</i> negativo (C).....	35
FIGURA 11 -	Instrumentos K3 (I) e Profile (II) com tangentes determinando o <i>rake angle</i> . Representação esquemática de <i>rake angle</i> positivo (III) e negativo (IV).....	36
FIGURA 12 -	Desenho esquemático de plano de corte (w , p), ângulo das arestas de corte (t , s), ângulo de limpeza (u , r , v , q) de instrumentos com seção transversal triangular e quadrangular.....	37
FIGURA 13 -	Fotografia dos instrumentos para análise da uniformidade dimensional.....	57
FIGURA 14 -	Imagens obtidas com o programa ImagePro Plus 6.0 mostrando as medidas do comprimento total da parte ativa (a), do diâmetro a cada milímetro a partir da ponta (b) comprimento de <i>pitch</i> (c) e do ângulo helicoidal (d) de um instrumento GT.....	58
FIGURA 15 -	Imagem da seção transversal de um instrumento ES exemplificando a medida de área.....	59
FIGURA 16 -	Desenho esquemático de <i>rake angle</i> positivo (a), negativo (b) e neutro de instrumentos de NiTi.....	60
FIGURA 17 -	Desenho esquemático de plano de corte (a), ângulo das arestas de corte (α), superfície de saída (b) de folga (c) e ponto de referência (d) do instrumento.....	61
FIGURA 18 -	Determinação do ângulo de saída: ângulo positivo (a), ângulo negativo (b) e ângulo neutro (c).....	62
FIGURA 19 -	Determinação do ângulo das arestas de corte.....	62
FIGURA 20 -	Equipamento de teste para medir a eficiência de corte de instrumentos rotatórios de NiTi.....	63
FIGURA 21 -	Base de acrílico fixada à máquina de teste com canal artificial de acrílico e peça de mão.....	64
FIGURA 22 -	Dispositivo de teste mostrando o posicionamento correto do instrumento e do bloco de acrílico na bancada de teste durante os ensaios de eficiência de corte. Desenho esquemático destacando a célula de carga (a), suporte de acrílico com canal artificial (b), instrumento de teste (c) e peça de mão endodôntica (d).....	64
FIGURA 23 -	Curva de calibração de torque.....	65
FIGURA 24 -	Detalhe da amostra posicionada durante o ensaio de Microdureza <i>Vickers</i>	66
FIGURA 25 -	Microdurômetro utilizado na realização dos ensaios de Microdureza <i>Vickers</i>	67
FIGURA 26 -	Valores médios dos diâmetros dos instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1.....	69
FIGURA 27 -	Imagem do <i>pitch</i> dos instrumentos analisados.....	71

FIGURA 28 -	Valores médios dos comprimentos de <i>pitch</i> de instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1.....	72
FIGURA 29 -	Imagem do ângulo helicoidal dos instrumentos analisados.....	73
FIGURA 30 -	Valores médios das medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos analisados.....	74
FIGURA 31 -	Valores médios dos ângulos helicoidais e número de <i>pitch</i> dos instrumentos avaliados.....	75
FIGURA 32 -	Imagens das seções transversais dos instrumentos pesquisados.....	77
FIGURA 33 -	Imagens de MEV da seção transversal de instrumentos EndoSequence, MTwo, GT, GTX,K3,RaCe e ProTaper F1, mostrando o <i>rake angle</i>	79
FIGURA 34 -	Imagens de MEV da seção transversal de instrumentos EndoSequence, MTwo, GT, GTX,K3, RaCe e ProTaper F1, mostrando os ângulos de corte dos instrumentos.....	82
FIGURA 35 -	Valores médios de ângulos de corte para os instrumentos avaliados.	83
FIGURA 36 -	Valores de força axial requeridos pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais....	85
FIGURA 37 -	Valores médios de força axial requerido pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais.....	86
FIGURA 38 -	Valores de torque a que foram submetidos os instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais.....	90
FIGURA 39 -	Valores médios de torque a que foram submetidos os instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais.....	91

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Valores médios e desvios-padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) determinados para os instrumentos analisados.....	69
TABELA 2 -	Valores médios do comprimento da parte ativa dos instrumentos.....	70
TABELA 3 -	Valores médios (desvios padrão) de área da seção transversal a 3 mm da ponta (A3) de instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1.....	76
TABELA 4 -	Ângulo de saída (<i>rake angle</i>) dos instrumentos EndoSequence, GT, GTX, K3, Mtwo, RaCe e ProTaper F1.....	80
TABELA 5 -	Valores médios (desvio padrão) dos ângulos de corte dos instrumentos.....	86
TABELA 6 -	Valores médios e desvios padrões do ajuste exponencial da força axial exercida pelos instrumentos no dispositivo de teste durante a penetração nos canais artificiais.....	87
TABELA 7 -	Valores médios de Microdureza <i>Vickers</i> (desvio padrão) determinados em instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e F1.....	94

LISTA DE ABREVIATURAS E NOTAÇÕES

α	Ângulo de curvatura do canal radicular
ϵ_a	Amplitude de deformação
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
Aexp	Ajuste exponencial
Af	Temperatura de final de transformação reversa
As	Temperatura de início de transformação reversa
A3	Área a 3mm da ponta do instrumento endodôntico
B2	Austenita – fase parente com simetria cúbica de corpo centrado
B19'	Martensita – fase produto com simetria tetragonal
D ₀	Diâmetro inicial (de ponta do instrumento)
D3	Diâmetro a 3mm da ponta do instrumento endodôntico
D	Diâmetro do instrumento endodôntico
EMF	Efeito memória de forma
ES	Instrumentos EndoSequence
Fase R	Fase intermediária da transformação martensítica
F _{ax}	Força Axial
F1	Instrumentos ProTaper Universal F1
GT	Instrumentos <i>ProFile</i> GT
GTX	Instrumentos <i>ProFile</i> GT <i>Series X</i>
K3	Instrumentos K3
ISO	International Standards Organization
Md	Temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão
Mf	Temperatura de formação - Martensita final
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MHV	Microdureza <i>Vickers</i>
MIT	Martensita induzida por tensão
Ms	Temperatura de formação - Martensita inicial
NBR	Norma da Associação Brasileira de Normas Técnicas
NiTi	Níquel–Titânio
PTU	Instrumentos <i>ProTaper</i> Universal
RaCe	Instrumentos RaCe
rpm	Rotação por minuto

r	Raio de curvatura do canal radicular
R ²	Coefficiente de correlação
SCR	Sistema de canais radiculares
SE	Superelasticidade
TR	Transformação reversa
TM	Transformação martensítica
#	Calibre de ponta de instrumentos

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1 Tratamento endodôntico.....	18
2.2 Anatomia do sistema de canais radiculares	18
2.3 Propriedades das ligas NiTi.....	20
2.4 Tratamento termomecânico das Ligas NiTi.....	27
2.5. Instrumentos endodônticos de NiTi.....	29
2.5.1 Características Geométricas e Dimensionais dos Instrumentos Endodônticos de NiTi	31
2.5.1.1 Pitch	31
2.5.1.2 Ângulo helicoidal	32
2.5.1.3 Geometria da seção transversal.....	33
2.5.1.4 Plano radial	33
2.5.1.5 Rake Angle	34
2.5.1.6 Ângulo das arestas de corte	36
2.5.2 Sistemas endodônticos de NiTi	37
2.5.2.1 Sistema <i>EndoSequence</i> (ES).....	37
2.5.2.2 O Sistema <i>Mtwo</i>.....	39
2.5.2.3 O Sistema <i>ProFile</i> GT (GT).....	40
2.5.2.4 O Sistema <i>ProFile</i> GT <i>Series X</i> (GTX)	41
2.5.2.5 O Sistema <i>K3</i>	42
2.5.2.6 O sistema <i>RaCe</i>.....	43
2.5.2.7 O sistema <i>ProTaper</i> Universal	44
2.6 Eficiência de corte dos instrumentos endodônticos	45
3 OBJETIVOS	53
3.1 Objetivo geral.....	53
3.2 Objetivos específicos.....	53
4 MATERIAIS E MÉTODOS	55
4.1 Instrumentos endodônticos analisados	55
4.2 Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos	56
4.3 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos	58
4.4 Determinação dos ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos.....	59
4.4.1 Definição dos ângulos do perfil geométrico transversal	59
4.4.2 Determinação dos ângulos	61

4.5 Ensaio de eficiência de corte dos instrumentos	62
4.6 Ensaio de microdureza <i>Vickers</i>	66
4.7 Análise estatística.....	67
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	68
5.1 Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos	68
5.1.1 Medidas dos diâmetros.....	68
5.1.2 Comprimento da parte ativa	70
5.1.3 Medidas das distâncias entre as lâminas de corte	70
5.1.4 Medidas dos ângulos helicoidais.....	73
5.1.5 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos	75
5.2 Ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos	78
5.2.1 Rake angle	78
5.2.2 Ângulos das arestas de corte dos instrumentos	81
5.3 Propriedades mecânicas.....	84
5.3.1 Ensaio de eficiência de corte	84
5.4 Microdureza <i>Vickers</i>	93
6 CONCLUSÕES.....	95
REFERÊNCIAS	96
APÊNDICES	103

1 INTRODUÇÃO

Os instrumentos rotatórios de NiTi, confeccionados a partir de fios superelásticos, trouxeram avanços significativos para a terapia endodôntica. Os resultados da maioria dos estudos têm mostrado que estes instrumentos podem sofrer deformações aparentemente permanentes e retornar à sua forma original. A superelasticidade, associada à transformação martensítica e ao baixo módulo de elasticidade dos instrumentos propicia a manutenção da forma original do canal e minimiza erros inadvertidos durante o preparo, principalmente em canais curvos (THOMPSON, 2000;PETERS, 2004).

A importância do fator geométrico na instrumentação de canais curvos aumenta quando se considera a presença de curvaturas, primária, secundária e terciária, o que torna ainda mais complexa a anatomia do sistema de canais radiculares (WILDEY *et al.*, 1992). Além disto, durante a instrumentação dos canais radiculares, quanto mais abrupta a curvatura, maiores serão as forças contra as paredes do canal (PRUETT *et al.*, 1997).

O preparo mecânico-químico do sistema de canais radiculares é realizado pela ação mecânica dos instrumentos endodônticos e pela utilização de substâncias químicas auxiliares. O corte das paredes do canal pelo instrumento é, portanto, uma etapa importante durante o tratamento, pois contribui para a remoção da dentina e obtenção de um preparo de forma cônico-progressiva, possibilitando melhor ação limpeza e posterior obturação tridimensional.

A capacidade de corte de instrumentos endodônticos é complexa e está relacionada à técnica de instrumentação e à interação de parâmetros como geometria de seção transversal, ângulos de corte, espaço entre as lâminas de corte, ângulo helicoidal, propriedades metalúrgicas e tratamento de superfície dos instrumentos (SCHÄFER, 1999). Entretanto, critérios para avaliação da eficiência de corte e da capacidade de preparo de paredes dentinárias pelos instrumentos rotatórios ainda não estão bem definidos na literatura.

Muitos fabricantes têm desenvolvido e comercializado novos instrumentos endodônticos de NiTi, que apresentam diferentes geometrias de seção transversal, comprimentos de lâminas de corte e ângulos helicoidais, assim como conicidades variadas. A utilização de novos métodos de fabricação e tratamentos térmicos

especiais nos fios de NiTi, proporcionam maior resistência à fadiga e aumento da flexibilidade dos instrumentos (KRAMKOWSKI; BAHCALL, 2009; LARSEN *et al.*, 2009; PEIXOTO *et al.*, 2010). De forma semelhante, foi encontrado que o polimento eletrolítico melhora a qualidade superficial dos instrumentos de NiTi, conferindo-lhes maior eficiência de corte e maior resistência ao desgaste (KOCH; BRAVE, 2004).

Este trabalho tem como objetivo avaliar a eficiência de corte dos instrumentos de NiTi, acionados a motor, *EndoSequence*, *Mtwo*, *GT*, *GTX*, *K3*, *RaCe* e *ProTaper F1*, através da medida da força axial e torque necessários para percorrer a mesma distância em um canal artificial.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tratamento endodôntico

O tratamento endodôntico compreende acesso à cavidade pulpar, seu esvaziamento, limpeza e modelagem e, finalmente, sua obturação tridimensional. A limpeza do sistema de canais radiculares visa à eliminação de irritantes como bactérias, seus produtos, e tecido pulpar degenerado, criando um ambiente propício para a reparação dos tecidos perirradiculares. A limpeza é realizada pela ação mecânica dos instrumentos endodônticos junto às paredes internas do canal radicular, e pela ação química de soluções irrigadoras. À medida que o canal é ampliado, abre-se espaço para que a solução irrigadora penetre mais profundamente no conduto (ESTRELA, 2004).

A limpeza e a modelagem do canal radicular acontecem concomitantemente. Ao trabalhar no conduto efetuando a limpeza mecânica, os instrumentos vão planificando e regularizando as paredes, e modelando o canal de forma a permitir não só a penetração adequada da solução irrigadora, mas também a eficiente inserção do material obturador (PETERS, 2004).

O preparo mecânico tem como objetivo a obtenção de um canal radicular de formato cônico progressivo, com o menor diâmetro apical e o maior em nível coronário. Este formato cônico vai permitir uma correta inserção do material obturador e, conseqüentemente, o vedamento hermético tridimensional da cavidade endodôntica (SCHILDER, 1974).

2.2 Anatomia do sistema de canais radiculares

Para o sucesso do tratamento endodôntico, o canal formatado deve ter uma geometria cônica e contínua em direção ao ápice, com a curvatura natural dos canais preservada e o forame na sua posição original, com o menor diâmetro possível, facilitando a realização de uma obturação tridimensional e hermética

(SCHILDER, 1974). Entretanto, a anatomia dental impõe limitações ao correto preparo do sistema de canais radiculares.

A curvatura radicular é uma ocorrência freqüente na dentição humana, especialmente nos molares, caracterizando a complexidade anatômica do sistema de canais radiculares (SCR) e introduzindo fatores na formatação que, se não controlados, produzem resultados técnicos indesejáveis. A forma da curvatura do canal foi definida de maneira mais exata por Pruett *et al.* (1997), através de dois parâmetros independentes: ângulo e raio de curvatura. O raio de curvatura é o raio de uma circunferência que coincide com o caminho tomado pelo canal na área da curvatura mais abrupta. O ângulo é medido entre os pontos de desvio sobre a circunferência, ou seja, é o ângulo formado entre as linhas perpendiculares às tangentes que se interceptam no centro do círculo. O raio de curvatura indica quão abrupta ou severa, é a mudança de direção do canal, quando seu trajeto se desvia de uma linha reta (FIG. 1). Canais de mesmo ângulo podem ter raios de curvatura diferentes, com algumas curvaturas maiores que outras, quanto menor for o raio (PRUETT *et al.*, 1997).

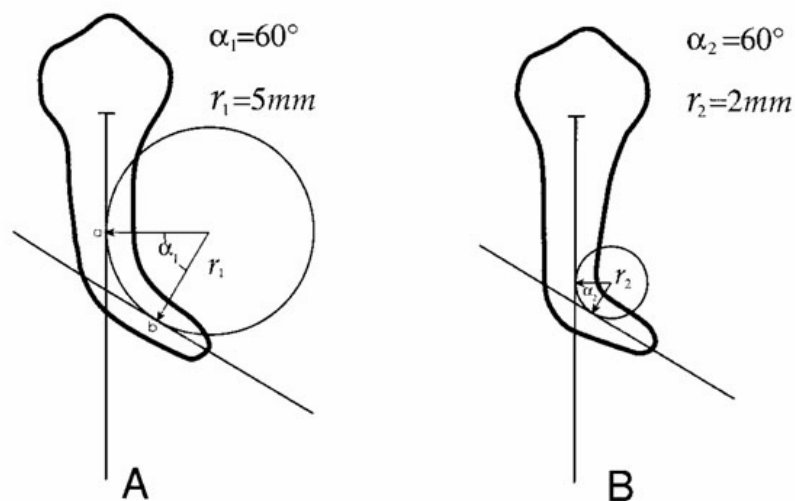


FIGURA 1 - Raio e ângulo de curvatura descrito pelos parâmetros r e α

FONTE: Pruett *et al.*, 1997.

Durante a instrumentação, quanto maior for a curvatura, maior será a força necessária para a flexão e maior será a força contra as paredes do canal. A importância do fator geométrico na flexão e na instrumentação de canais curvos aumenta quando se considera a presença de curvaturas primária, secundária e

terciária, tornando complexa a anatomia do sistema de canais radiculares. Levando em consideração a alta incidência de curvaturas secundárias em molares inferiores humanos (30%), quando radiografias proximais são analisadas, e a sua localização predominante no terço apical, fica claro o papel do raio de curvatura e a conseqüente deformação a que o instrumento endodôntico é submetido, quando fletido nas regiões curvas (CUNNINGHAM; SENIA, 1992).

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

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

2.3 Propriedades das ligas NiTi

As ligas níquel-titânio foram desenvolvidas por William J. Buehler e colaboradores, em 1963, para aplicação em peças e instrumentos dotados de propriedades anti-magnéticas e resistentes à corrosão, destinados ao programa espacial. Estas ligas receberam denominação genérica de “Nitinol”, pois foram elaboradas no Naval Ordnance Laboratory (NOL), centro de pesquisa da Marinha americana (AURICCHIO *et al.*, 1997; THOMPSON, 2000).

A liga NiTi usada na endodontia contém aproximadamente 56% em peso de níquel e 44% de titânio, resultando em uma combinação equiatômica dos principais componentes (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000). Estas ligas são largamente utilizadas devido a duas propriedades especiais: a Superelasticidade (SE) e o Efeito Memória de Forma (EMF), além de possuírem também elevada

resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000). As propriedades mecânicas e o comportamento das ligas variam de acordo com a composição química, métodos de produção e o tratamento termomecânico utilizados durante a sua fabricação (THOMPSON, 2000; KUHN *et al.*, 2001).

As propriedades de superelasticidade (SE) e efeito memória de forma (EMF) permitem ao material retornar à sua forma inicial após sofrer grandes deformações. As ligas que apresentam estas propriedades passam por uma transformação martensítica (TM) induzida por tensão ou por alterações de temperatura, a partir de uma estrutura original que é a austenita. Uma vez liberado o agente desencadeador, a estrutura retorna à fase austenítica, retomando sua forma inicial (OTSUKA; WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000). A transformação martensítica é uma transformação entre uma fase de estrutura cristalina de alta simetria, chamada austenita ou fase parente β (B2) e uma fase de simetria mais baixa, chamada martensita ou fase produto (B19'). A austenita é estável em altas temperaturas e baixos valores de tensão, enquanto a martensita é estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão (AURICCHIO *et al.*, 1997; OTSUKA; WAYMAN, 1998).

O EMF é uma propriedade encontrada em um grupo de materiais metálicos que, após deformações relativamente elevadas, são capazes de recuperar sua forma e/ou dimensões originais, através do aquecimento a uma determinada temperatura, a qual varia de acordo com a composição da liga NiTi. No EMF, a deformação não elástica, na fase de baixa temperatura é recuperada através da transformação reversa, pelo aquecimento a uma temperatura crítica, ligeiramente mais alta, que corresponde à temperatura de transformação da liga (OTSUKA; WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

As ligas NiTi podem ser “programadas”, pela seleção da composição química e emprego de tratamentos termomecânicos apropriados, para que a recuperação de forma se dê apenas com a retirada da tensão, sem necessidade de aquecimento. Este efeito é chamado de superelasticidade e a temperatura de recuperação da forma é menor que a temperatura de transformação. A SE está associada a uma grande deformação (até 8%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. Enquanto o EMF envolve processos térmicos e mecânicos, na SE a força motriz para a transformação é mecânica. O carregamento mecânico

produz uma transformação martensítica a partir da austenita, enquanto a descarga resulta na transformação reversa à fase parente β (OTSUKA; WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

Nas ligas NiTi, a fase parente ou de alta temperatura é chamada austenita e possui simetria cúbica de corpo centrado ordenada, designada B2, enquanto a fase produto, denominada martensita, fase de baixa temperatura, é monoclinica ordenada, designada B19', de simetria inferior. Outro tipo de estrutura é a chamada fase R, trigonal, que aparece em: ligas NiTi ricas em níquel e recozidas em baixas temperaturas; em ligas NiTi aproximadamente equiatômicas que receberam tratamento termomecânico adequado e em ligas ternárias (Ni-Ti-Fe e Ni-Ti-Al). A fase R é uma fase intermediária e a transformação martensítica pode ocorrer no resfriamento de Austenita B2 \rightarrow Fase R e Fase R \rightarrow Martensita B19' (SABURI, 1998).

Quando um material que sofre TM é resfriado abaixo de certa temperatura, a transformação tem início por um mecanismo de cisalhamento, conforme ilustrado na FIGURA 2. As regiões martensíticas em A e B possuem a mesma estrutura cristalina, mas as orientações espaciais dos cristais são diferentes. Estas regiões são chamadas de variantes da martensita. Como a martensita apresenta simetria baixa, muitas variantes podem ser formadas a partir da mesma fase parente (KENNON; DUNNE, 1981; OTSUKA; WAYMAN, 1998).

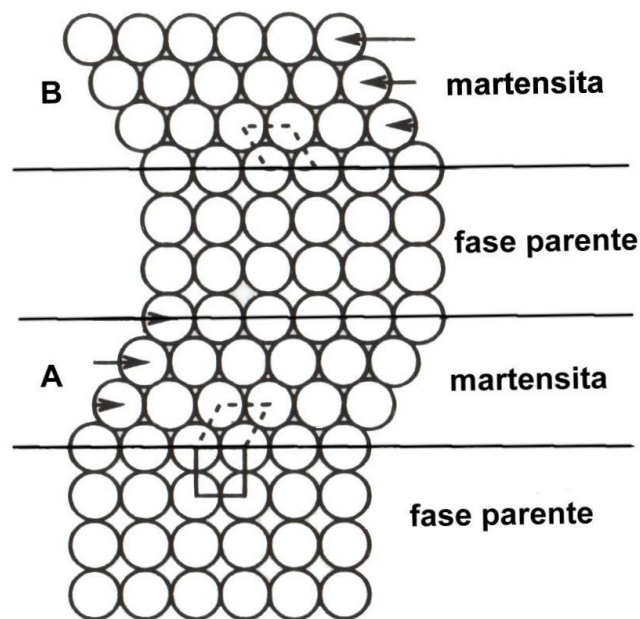


FIGURA 2 - Modelo simplificado da transformação martensítica
 FONTE: Otsuka; Wayman, 1998.

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

No caso da TM induzida por temperatura, com o resfriamento da austenita, a martensita começa a se formar numa temperatura denominada M_s , e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação, denominada M_f . Durante o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, sob tensão zero, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita, denominada temperatura A_s . Entre A_s e A_f , que é a temperatura final da transformação reversa, ambas martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura A_f , a liga é totalmente austenítica, conforme ilustrado na FIGURA 3 (KUHNet *et al.*, 2001).

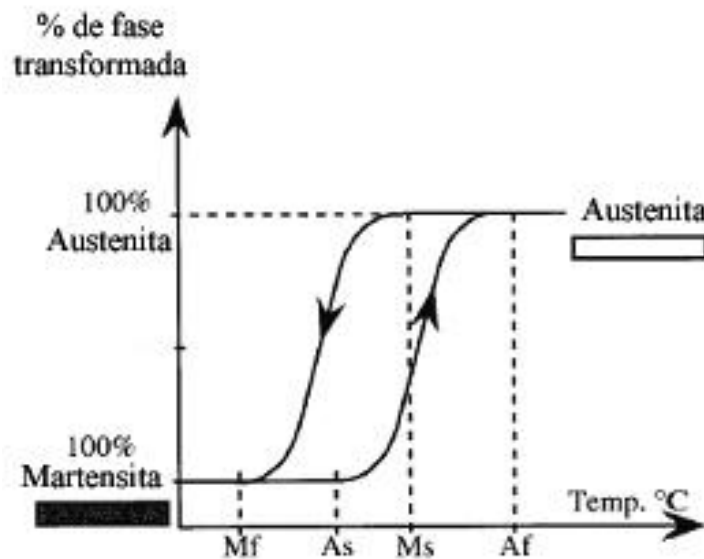


FIGURA 3 - Temperaturas características das transformações martensítica e reversa
 FONTE: Kuhn *et al.*, 2001.

Durante o aquecimento do material deformado, a transformação reversa (TR) ocorre entre A_s e A_f , pela contração das placas que nuclearam e cresceram durante a transformação martensítica, e a recuperação da forma se dá simultaneamente de uma maneira dependente da estrutura deformada. A TR forma

a estrutura de grãos original e, por isso, a forma original do material é recuperada (WAYMAN, 1980).

Em uma faixa de temperatura acima de M_s , a TM também pode ocorrer pela aplicação de tensão. A temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão é chamada M_d . A linha ascendente observada na FIGURA 4 representa a tensão crítica para a indução de martensita, que aumenta proporcionalmente ao aumento da temperatura. A martensita assim formada é chamada martensita induzida por tensão (MIT). Existe uma equivalência entre temperatura e tensão: um decréscimo na temperatura se equivale a um aumento na tensão, ambos estabilizando a martensita. A variação necessária para produzir a MIT aumenta linearmente com a temperatura acima de M_s (WAYMAN; DUERING, 1990; OTSUKA; WAYMAN, 1998).

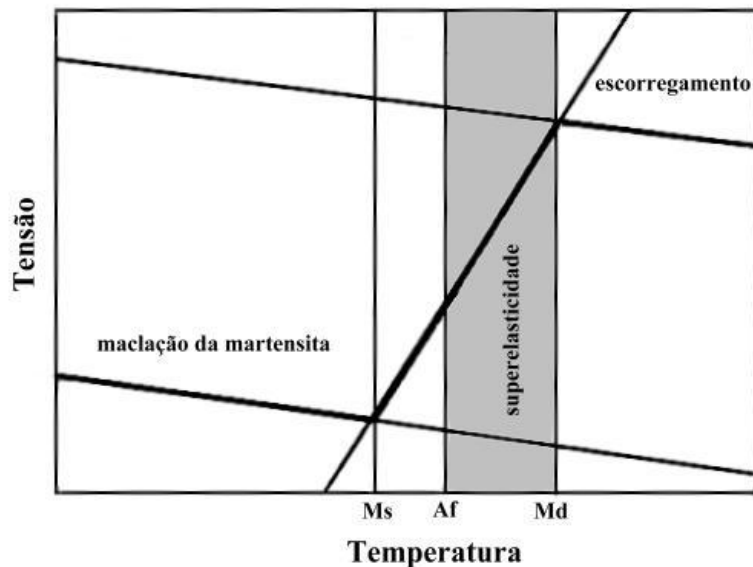


FIGURA 4 - Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura na qual ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas A_f e M_d . Abaixo da temperatura M_s , a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de M_d a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento

FONTE: Duerig; Zadno, 1990.

A superelasticidade só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de M_d e acima de A_f . De fato, para a expressão completa da superelasticidade é necessário a aplicação da tensão em uma temperatura acima de A_f (FIG. 4). Abaixo de M_s , a deformação ocorre por maclação da martensita; entre M_s e A_f a martensita é induzida por tensão, mas uma vez induzida ela é estável;

entre Af e Md a martensita induzida por tensão torna-se instável durante a descarga e a superelasticidade é observada; acima de Md se inicia uma deformação por escorregamento, uma vez que a martensita não pode mais ser induzida por tensão, levando a uma deformação plástica da liga (DUERIG; ZADNO, 1990).

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

Sob condições adequadas é possível recuperar de deformações de 6 a 8% induzidas por dobramento, torção, tração e compressão pelo aumento da temperatura, usualmente de menos de 50°C acima da temperatura de deformação (WAYMAN, 1980; KENNON; DUNNE, 1981; WAYMAN, 1981). No entanto, alguma deformação plástica sempre permanece após a transformação reversa. O teor de níquel, a temperatura de teste e o tipo de ciclagem termomecânica são os principais determinantes da quantidade de deformação residual (OTSUKA; REN, 2005).

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

As temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas em amostras de instrumentos endodônticos *ProFile* de NiTi, foram em média: 18,2°C para Ms; -2,3°C para Mf; 3,4°C para As e 22,9°C para Af. Foi verificado que a liga encontrava-se totalmente austenítica à temperatura ambiente, conseqüentemente apresentando características de superelasticidade (BAHIA, 2004).

Miyai *et al.* (2006) encontraram diferentes temperaturas de transformação em algumas marcas comerciais de instrumentos rotatórios confeccionados em NiTi, o que causou diversidade nas propriedades torsionais e flexurais destes. Os autores indicaram que, numa faixa de temperatura entre a temperatura ambiente e a corporal, alguns instrumentos se encontraram na fase austenítica (*K3* e *HERO*) ou em uma combinação entre fases austenítica e martensítica (*EndoWave*, *ProFile*, *ProTaper*).

Em um estudo comparativo das características dimensionais e comportamento de instrumentos GT e GTX, Peixoto *et al.* (2010) observaram que a composição química das ligas NiTi utilizadas na confecção dos instrumentos analisados foi semelhante. Os instrumentos GT apresentaram temperaturas de transformação, com valores em média: 2,5°C para Ms; -11,7°C para Mf; -4,7°C para As e 10,2°C para Af. Por outro lado, as temperaturas de transformação martensítica e reversa dos instrumentos GTX, foram, em média: 36,2°C para Ms; 24,1°C para Mf; 29°C para As e 43,4°C para Af. Os autores sugerem que o tratamento térmico diferenciado do fio M-wire possa ter influenciado o aumento das temperaturas de transformação.

No caso dos instrumentos endodônticos, a TM ocorre em função da tensão imposta pela curvatura no interior do canal radicular. Assim que a tensão cessa, a transformação reversa ocorre restaurando a forma original do mesmo (THOMPSON, 2000). A tensão requerida para promover a transformação de austenita para martensita, conhecida como tensão de transformação, é um importante parâmetro na aplicação endodôntica de ligas NiTi superelásticas, porque ela define a força de restauração que atua no instrumento. Em geral, uma pequena tensão de transformação corresponde a uma pequena força de restauração, característica desejável para a formatação de canais radiculares curvos (BAHIA *et al.*, 2005).

Desta forma, as temperaturas de transformação são muito sensíveis à composição. É necessário um controle muito preciso da composição para se

alcançar as desejadas temperaturas de transformação e as propriedades mecânicas, e isto é tecnicamente difícil em muitos casos (OTSUKA; REN, 2005). Por exemplo, tratamentos térmicos a aproximadamente 400°C antes da fabricação se mostraram efetivos na redução do encruamento da liga (KUHN; JORDAN, 2002). Embora as propriedades mecânicas dos instrumentos de NiTi tenham sido relatadas, métodos para avaliar as suas propriedades funcionais ainda não foram estabelecidos. Além disso, a relação entre o comportamento térmico e as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos de NiTi não foram ainda investigadas suficientemente (MIYAI *et al.*, 2006).

2.4 Tratamento termomecânico das Ligas NiTi

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

O diagrama de fase do sistema NiTi (FIG.5) é uma ferramenta importante para se compreender os tratamentos térmicos adequados e melhorar as características do EMF e SE. O interesse está restrito à região central, a fase NiTi ou fase β , limitada pelas fases Ti_2Ni , $TiNi_3$, como pode ser visto na FIGURA 5 (OTSUKA; REN, 2005).

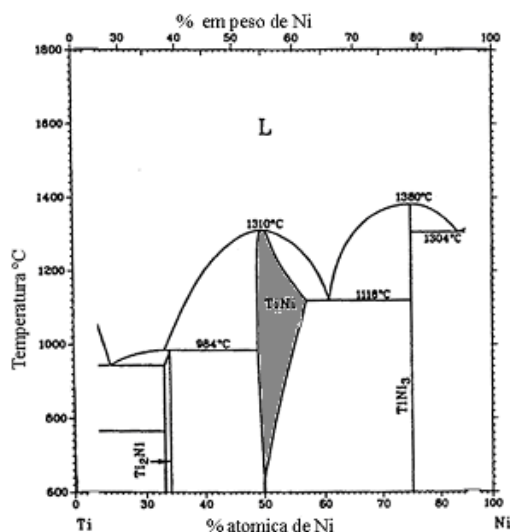


FIGURA 5 - Diagrama de fase do sistema NiTi onde a região destacada corresponde à localização da fase de interesse β
 FONTE: Otsuka; Ren, 1999.

O diagrama de fase da liga NiTi se caracteriza pelo limite quase vertical da fase TiNi no lado rico em Ti, onde a faixa de solubilidade é praticamente independente da temperatura. No lado rico em Ni, o limite de solubilidade deste elemento na fase β diminui com o abaixamento da temperatura, tornando-se desprezível em aproximadamente 500°C (OTSUKA; REN, 2005). Portanto, em ligas com excesso de 50%Ni atômico, haverá a tendência da fase β se decompor em TiNi₃. Esta decomposição geralmente envolve o aparecimento de duas fases intermediárias, Ti₃Ni₄ e Ti₂Ni₃.

As três fases Ti₃Ni₄, Ti₂Ni₃ e TiNi₃ aparecem dependendo da temperatura e do tempo de recozimento. Isto é, em temperaturas mais baixas e tempos mais curtos de tratamento térmico, a fase Ti₃Ni₄ aparece, em temperaturas e tempos maiores aparece TiNi₃, enquanto em temperaturas e tempos intermediários surge a fase Ti₂Ni₃ (OTSUKA; REN, 2005).

Nas ligas com excesso de Ni, a formação do composto TiNi₃, durante o recozimento a baixas temperaturas, é comumente precedida pela precipitação dos compostos de transição Ti₃Ni₄ e Ti₂Ni₃. Quando a reação de precipitação ocorre, a formação de Ti₃Ni₄ é acompanhada por uma redução no conteúdo de Ni da matriz; como resultado, a temperatura Ms sofrerá uma elevação com o recozimento, até

alcançar um valor constante que corresponde à composição de equilíbrio naquela determinada temperatura (OTSUKA; REN, 2005).

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

O efeito do tratamento térmico nas temperaturas de transformação e propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi foi avaliado por Yahata *et al.*(2009). Os autores realizaram tratamentos térmicos a temperaturas de $440^\circ C$ e $500^\circ C$, em fios utilizados para a fabricação de instrumentos de NiTi. Após os tratamentos térmicos as amostras foram submetidas à DSC (calorimetria diferencial exploratória) e teste em bancada. Os autores observaram um aumento nas temperaturas de transformação, provavelmente devido a formação de precipitados. As alterações nas temperaturas de transformação resultantes de tratamentos térmicos a $440^\circ C$ mostraram-se efetivas no aumento da flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi.

2.5 Instrumentos endodônticos de NiTi

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

Os instrumentos endodônticos podem ser fabricados através de usinagem e/ou torção do material, originalmente na forma de fios trefilados. As propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos são fortemente influenciadas pelo processo de

fabricação (WILDEY *et al.*, 1992; SERENE *et al.*, 1995). A fabricação dos instrumentos endodônticos de NiTi, a partir de fios superelásticos, é mais complexa que aquela das limas de aço inoxidável, devido à necessidade de usinagem. Uma vez obtido o lingote da liga NiTi, este é submetido a vários processos termomecânicos antes do fio ser usinado em um instrumento endodôntico. Essencialmente, o lingote sofre forjamento rotativo e, em seguida, é laminado para barras de seção circular (fio-máquina). Estas barras são então trefiladas, recozidas, decapadas e novamente trefiladas para fios mais finos. Estes fios são novamente recozidos, decapados e finalmente bobinados, para serem depois usinados (THOMPSON, 2000).

A usinagem dos instrumentos endodônticos de NiTi é um procedimento complexo, resultando, geralmente, em superfícies com alta concentração de defeitos tais como rebarbas, cavidades, riscos de usinagem, em adição a bordas cortantes embotadas, que podem comprometer a habilidade de corte e, potencialmente, facilitar a corrosão do instrumento (MELO, 1999; EGGERT *et al.*, 1999; MARTINS *et al.*, 2002; BAHIA, 2004).

Após 20 anos de lançamento dos primeiros instrumentos rotatórios de NiTi, novos métodos e materiais de fabricação foram desenvolvidos para sustentar uma segunda geração de instrumentos de NiTi com flexibilidade superior e maior resistência à fadiga, além de grande eficiência de corte. Novos processos de fabricação com tratamentos térmicos diferenciados e uso de novas ligas têm sido desenvolvidos (JOHNSON *et al.*, 2008; LARSEN *et al.*, 2009).

Um novo fio NiTi, usado na fabricação de instrumentos *ProFile GT Series X (GTX)* (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA), foi desenvolvido. O fio *M-Wire* é também composto de Nitinol 508, mas passa por um método de tratamento próprio, incluindo a confecção das lâminas de corte do fio sob tensões específicas e tratamentos térmicos a várias temperaturas, resultando em um material que inclui ambas fases martensita e fase-R, enquanto mantém o estado pseudoelástico (Johnson *et al.* 2008). Pouco é relatado na literatura sobre o fio *M-Wire*, que, por ser submetido a um tratamento térmico diferenciado, proporciona aos instrumentos maiores flexibilidade e resistência à fadiga (GAMBARINI *et al.*, 2008; KRAMKOWSKI; BAHCALL, 2009; LARSEN *et al.*, 2009; PEIXOTO *et al.*, 2010).

A maioria dos sistemas rotatórios confeccionados em NiTi disponíveis comercialmente incorpora instrumentos cujo taper é maior que o padrão de 2%

proposto pela ISO, para que se obtenha de forma mais rápida e fácil, uma conicidade regular e aumentada do conduto radicular, com menores diâmetros na região apical. Além destas variações no taper, estes instrumentos são caracterizados por diferentes secções transversais e lâminas de corte (SCHÄFER; VLASSIS, 2004).

2.5.1 Características geométricas e dimensionais dos instrumentos endodônticos de NiTi

A liga NiTi proporcionou a fabricação de instrumentos endodônticos acionados a motor com diferentes desenhos de lâminas, calibres e conicidades variadas. As especificações e definições para instrumentos endodônticos estão relacionadas na especificação N° 28 da ADA.

2.5.1.1 Pitch

É a distância entre as lâminas de corte de um instrumento no sentido longitudinal (KOCH; BRAVE, 2004; SANGHVI; MISTRY, 2011). *Pitch* é uma característica importante do instrumento. O instrumento com *pitch* constante tem uma tendência ao travamento no canal. Por outro lado, *pitch* variáveis diminuem significativamente esta tendência de travamento do instrumento no interior do dente. Estas ocorrências são mais comuns em instrumentos de *taper*.06 e independem de como ocorre a variação no *pitch* (KOCH; BRAVE, 2004). Os comprimentos dos *pitch* podem ser constantes ou podem variar de acordo com o instrumento endodôntico avaliado (FIG. 6).

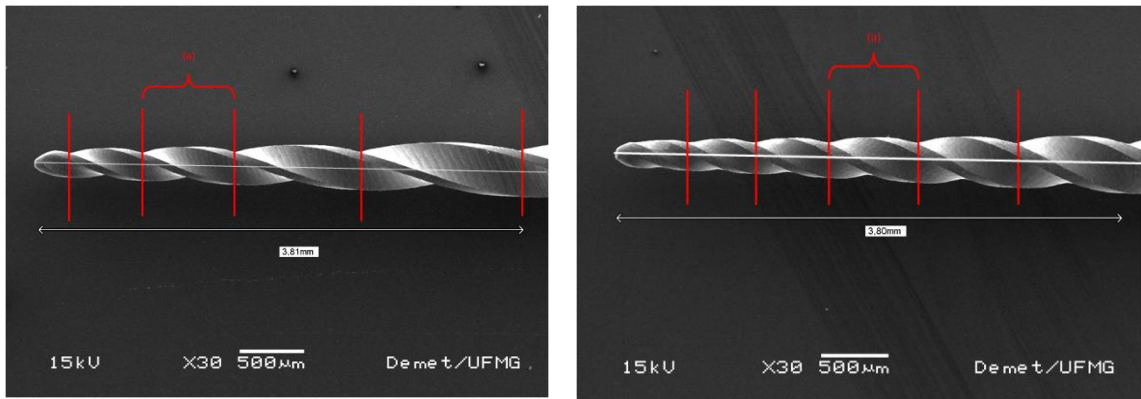


FIGURA 6 - Comprimento de *pitch* de diferentes instrumentos.
 FONTE: Da autora

2.5.1.2 Ângulo helicoidal

É o ângulo formado entre a lâmina de corte e o eixo longitudinal do instrumento (SANGHVI; MISTRY, 2011). Ângulos helicoidais variáveis são importantes para a remoção de debris do canal. Um instrumento com ângulo helicoidal constante é mais susceptível ao acúmulo de debris e travamento no canal. O acúmulo de debris pode aumentar o torque do instrumento durante a instrumentação do canal e conseqüentemente o seu potencial de fratura. A FIGURA 7 mostra o ângulo helicoidal de um instrumento (PEIXOTO *et al.*, 2010).

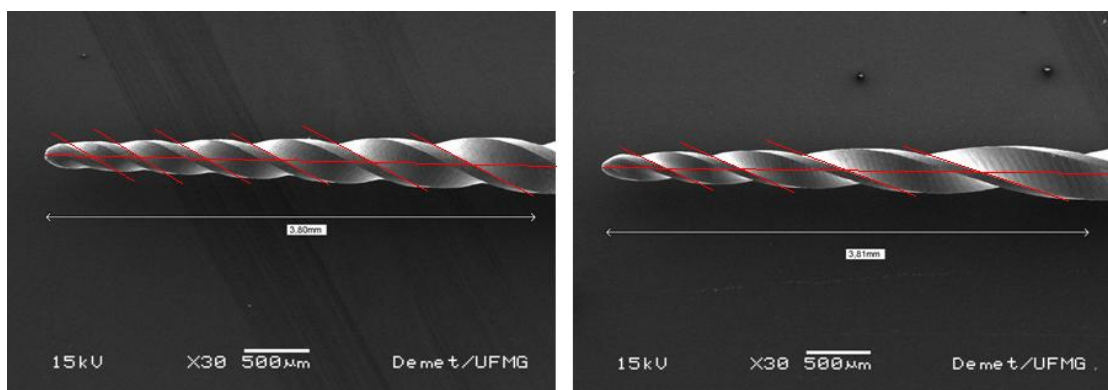


FIGURA 7 - Ângulo helicoidal de diferentes instrumentos.
 FONTE: Da autora

2.5.1.3 Geometria da seção transversal

É o desenho formado quando se faz um corte do instrumento no sentido transversal. Os instrumentos apresentam forma de seção transversal diferentes e esta forma da seção define os ângulos de corte e de folga de um instrumento.

2.5.1.4 Plano radial

É uma superfície que projeta axialmente ao eixo central do instrumento, em corte transversal (SANGHVI; MISTRY, 2011). O plano radial mantém o instrumento centralizado no interior do canal radicular e reduz a tendência do instrumento de ser sugado para o interior do canal, entretanto, planos radiais diminuem a eficiência de corte e aumentam o torque gerado no preparo de canais (KOCH; BRAVE, 2004). As FIGURAS 8 e 9 mostram instrumentos com plano radial.

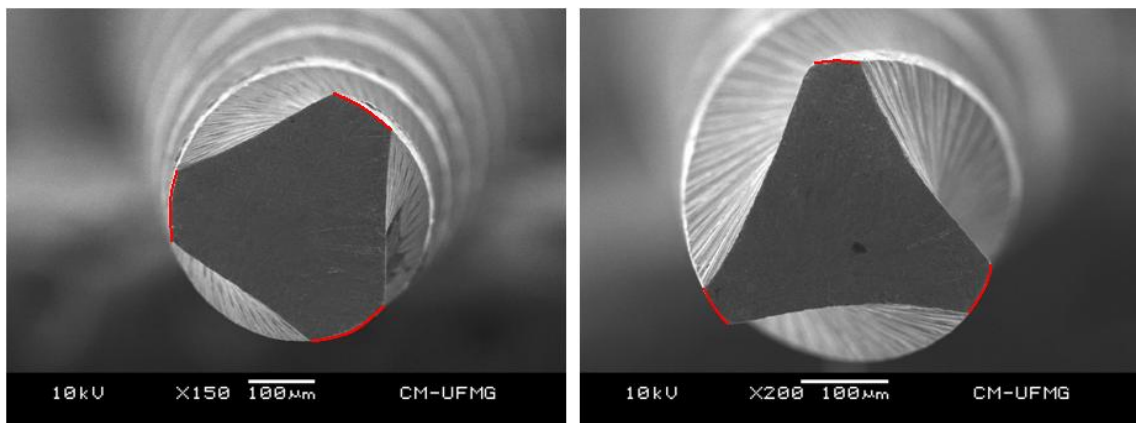


FIGURA 8-Seção transversal de instrumentos endodônticos com plano radial
FONTE: Da autora

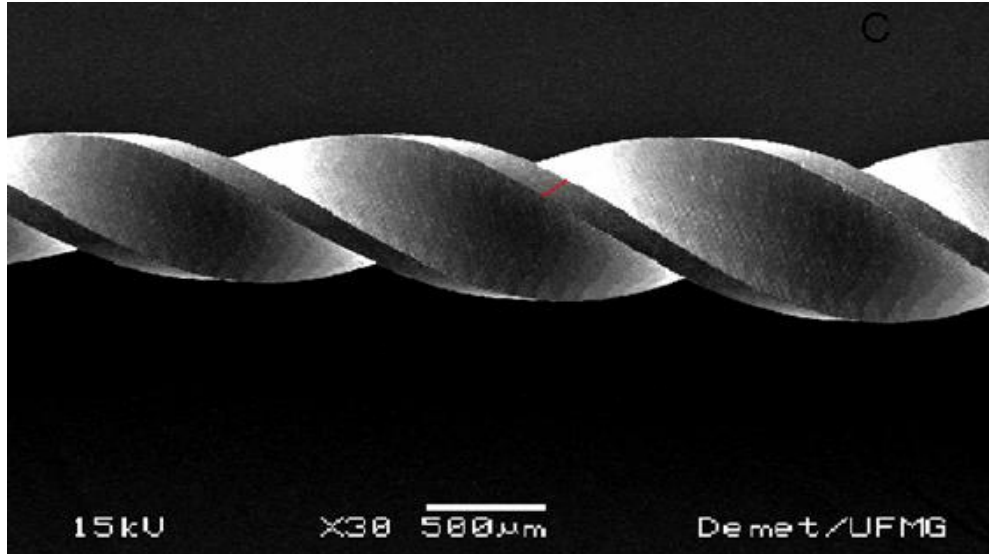


FIGURA 9-Visão longitudinal de um instrumento com plano radial
FONTE: Da autora

2.5.1.5 *Rake Angle*

É o ângulo formado pela tangente da aresta de corte do instrumento, e o prolongamento do raio de um círculo que circunda a área de seção transversal do instrumento. Wildey *et al.* (1992) compararam o *rake angle* de um instrumento com o corte de uma faca sobre a madeira. Em um *rake* ângulo positivo a lâmina de corte está na mesma direção da força aplicada à madeira. O *rake* ângulo neutro apresenta a lâmina perpendicular à madeira e o *rake* ângulo negativo tem a lâmina de corte na direção oposta à força aplicada para cortar a madeira (FIG.10).

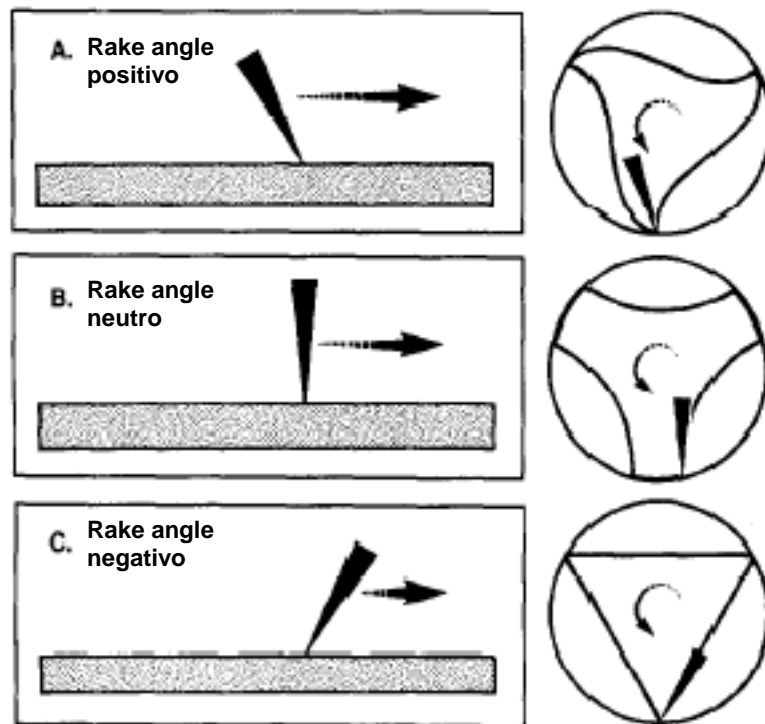


FIGURA 10-Instrumentos endodônticos com *rake angle* positivo (A), *rake angle* neutro (B) e *rake angle* negativo (C)
 FONTE: Wildey *et al.*, 1992.

Em outro estudo, Chow *et al.* (2005) avaliaram o *rake angle* dos instrumentos K3 e ProFile. O *rake angle* foi medido pela interseção de duas linhas: A primeira linha (L1) foi traçada do ponto de corte ao centro geométrico do instrumento e a segunda linha (L2) é tangente à superfície de corte do instrumento (FIG.11). O *rake angle* é positivo quando L1 é localizada na frente da face de corte e negativa quando L1 está localizada atrás da face de corte.

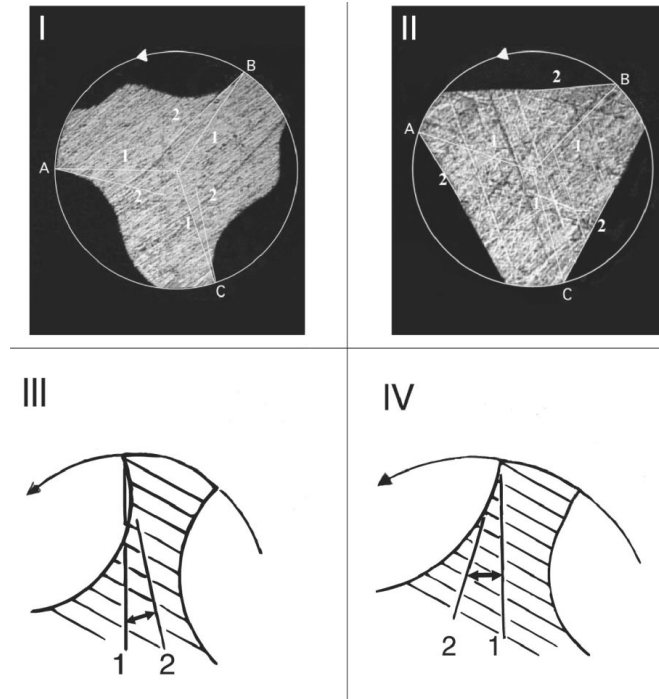


FIGURA 11-Instrumentos K3 (I) e Profile (II) com tangentes determinando o *rake angle*. Representação esquemática de *rake angle* positivo (III) e negativo (IV)

FONTE: Chow *et al.*, 2005.

A importância do *rake angle* não está bem definida na literatura. Há autores que sugerem que *rake angle* positivo aumenta a eficiência de corte e exige menos energia para cortar a dentina (WILDEY *et al.*, 1992; SCHÄFER; FLOREK, 2003). Entretanto não há estudos de eficiência de corte com *rake angle* como única variável. Bergmans *et al.* (2001) relataram não haver métodos padronizados para determinar a eficiência de corte dos instrumentos endodônticos.

2.5.1.6 Ângulo das arestas de corte

É o ângulo interno formado pelas tangentes das arestas no plano de corte do instrumento. Ou seja, é o ângulo interno formado pela superfície de saída e a superfície de folga do instrumento. Nos instrumentos com plano radial este ângulo é formado pela tangente da aresta de corte (superfície de saída) e a tangente ao plano radial. Para compreender a técnica da força balanceada para a instrumentação de canal radicular preconizado por Roane *et al.* (1985) fez-se necessário o

conhecimento das características dos instrumentos. A FIGURA12 ilustra o ângulo das arestas de corte de um instrumento.

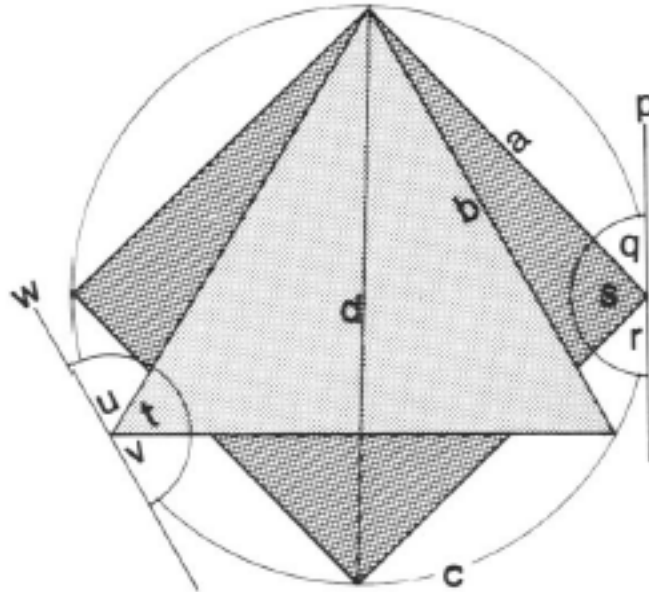


FIGURA 12-Desenho esquemático de plano de corte (w, p), ângulo das arestas de corte (t, s), ângulo de limpeza (u, r, v, q) de instrumentos com seção transversal triangular e quadrangular
 FONTE: Roane *et al.*, 1985.

2.5.2 Sistemas endodômicos de NiTi

2.5.2.1 Sistema *EndoSequence* (ES)

O design dos instrumentos *EndoSequence* (ES) (Brasseler USA, Savannah, EUA) assemelha-se ao de um alargador endodômico, com uma seção transversal triangular, porém tendo sido incorporada uma geometria com pontos de contato alternados (alternate contact points – ACPs). Estes ACPs são os responsáveis pela manutenção da lima centralizada no canal, eliminando a necessidade de guias radiais. Esta é uma importante modificação no design, uma vez que a falta de guias radiais torna os instrumentos mais afiados e mais eficientes,

além da rigidez dos mesmos ser diminuída graças a uma menor quantidade de massa metálica (KOCH; BRAVE, 2004; HEROLD *et al.*, 2007). De acordo com os fabricantes, a inexistência de guias radiais, além de aumentar tanto a eficiência de corte quanto a flexibilidade, reduz o parafusamento nas paredes de dentina, além de minimizar o torque necessário para o funcionamento dos instrumentos.

É possível encontrar instrumentos rotatórios de NiTi com diferentes características relativas à ponta. Alguns fabricantes descrevem seus instrumentos como tendo “pontas modificadas”, “pontas parcialmente ativas” ou “ponta-guia”. O sistema *EndoSequence* apresenta uma “ponta de precisão”, que por definição, é aquela cuja ponta não cortante se torna ativa aproximadamente em D1, associando segurança à eficiência (KOCH; BRAVE, 2004).

Outra característica das limas ES é o fato destas serem submetidas industrialmente a um processo de polimento eletrolítico, um mecanismo proposto para melhorar a qualidade superficial dos instrumentos de NiTi, com o intuito de inibir a nucleação de trincas, e, conseqüentemente, aumentar a sua resistência à fadiga. Os resultados após este tratamento de superfície seriam instrumentos com maior eficiência de corte e maior resistência ao desgaste (KOCH; BRAVE, 2004).

Embora alguns estudos (RAPISARDA *et al.*, 2000; RAPISARDA *et al.*, 2001; ANDERSON *et al.*, 2007; BOESSELER *et al.*, 2009) atestem o aumento da resistência e durabilidade das limas de NiTi após tratamentos de superfície, Herold *et al.* (2007) não verificaram o efeito de inibição da nucleação de microtrincas após uso clínico simulado de limas *EndoSequence* .06.

A eficiência de corte dos instrumentos ES é alta, comparável àquela obtida pelos instrumentos *ProTaper*. O que confere esta maior capacidade de corte são bordas cortantes afiadas, obtidas através de usinagem e polimento eletrolítico, e os ACPs que permitem que a parte do instrumento que se prende às paredes dentinárias tenha uma ação de corte efetiva. Apesar da grande quantidade de raspas de dentina geradas durante a utilização destes instrumentos, a presença de ângulos helicoidais variáveis garante a remoção dos debris. Tanto os ângulos helicoidais e pitches variáveis, associados aos pontos de contato alternados e à ausência de guias radiais, diminuem a sensação de rosqueamento das limas no interior dos canais (KOCH; BRAVE, 2004).

Os instrumentos rotatórios *EndoSequence* encontram-se disponíveis em conicidades .04 e .06, com uma parte ativa de aproximadamente 16mm, e diâmetros de ponta de #15 a #50 (KOCH; BRAVE, 2004).

2.5.2.2 O sistema Mtwo

O sistema Mtwo (VDW, Munich, Alemanha) apresenta instrumentos com seção transversal em formato de 'S' itálico, duas lâminas de corte positivas e excelente habilidade de corte lateral. Apresenta ponta não cortante, *rakeangle* positivo promovendo um aumento na eficiência de corte. A presença de ângulo helicoidal variável e específico para cada instrumento impede que os instrumentos sejam aspirados para o interior do canal radicular durante o preparo (MALAGNINO *et al.*, 2006).

O número de *pitch* nos instrumentos Mtwo também é variável. Os instrumentos menores apresentam maior número de *pitch* quando comparados aos instrumentos de maior calibre que apresentam *pitchs* progressivos. As pontas não cortantes estabilizam os instrumentos Mtwo no interior do canal radicular e mantêm o forame apical na sua forma original (BUCHELI *et al.*, 2009).

O sistema Mtwo é composto por instrumentos com conicidades que variam de 4% a 7%. O kit básico é composto por quatro instrumentos com calibres de ponta variando de #10 à #25, e *tapers* variando de .04 a .06 (10/.04, 15/.05, 20/.06, 25/.06). Para preparo de canais de maior calibre o sistema dispõe de instrumentos 25/.07, 30/.05, 35/.04, 40/04. Os instrumentos estão disponíveis nos tamanhos 21mm e 25mm. A técnica de instrumentação preconizada pelo fabricante é a técnica simultânea (MALAGNINO *et al.*, 2006).

2.5.2.3 O sistema *ProFile* GT (GT)

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

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

Os instrumentos *tapers* .04,.06, .08 e .10 são utilizados durante a limpeza e formatação dos canais, sendo que os de *taper* maior são utilizados no preparo dos terços coronário e médio do canal e têm como objetivo fornecer uma conicidade maior durante o refinamento do preparo. A ponta, com ângulo de transição arredondado, guia o instrumento para o centro e no sentido apical do canal, enquanto as regiões da lâmina de corte fazem contato com as paredes dentinárias e iniciam a formatação. Quando o instrumento progride apicalmente, o contato com as paredes dentinárias se move para as proximidades da ponta do instrumento, levando a um maior atrito, pela maior área superficial de contato dos planos radiais com as paredes dentinárias (WEST; ROANE, 1998). Segundo os fabricantes, os preparos de maior conicidade produzidos por estes instrumentos apresentam muitas vantagens, entre elas uma melhor capacidade de limpeza, maior controle apical e criação de um sistema de fluxo restrito, favorável às técnicas de obturação tridimensional. Para a realização do preparo *crown-down*, com instrumentos GT do jogo padrão, inicia-se com instrumentos mais calibrosos *taper* .10, .08 e finalmente, utiliza-se o instrumento de *taper* .06 até o comprimento estabelecido, a uma velocidade de 300rpm (BUCHANAN,2001 d).

Os instrumentos GT apresentam um plano radial, que separa as suas bordas cortantes bidirecionais e uma estria com seção transversal em forma de U. O ângulo helicoidal de um instrumento determina a maior ou menor facilidade na

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

2.5.2.4 O sistema *ProFile GT Series X (GTX)*

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

Segundo os fabricantes, a redução na possibilidade de fratura deste sistema ocorre devido ao aumento da resistência do *M-Wire* utilizado na sua fabricação e ao aumento na eficiência de corte, obtida através da nova geometria da lâmina de corte. Todos os preparos são iniciados com o instrumento GTX 20/.06, e na maioria dos canais curtos, com curvatura significativa, o instrumento inicial irá cortar no comprimento em dois ciclos de corte. Em canais médios e longos, inicia-se a formatação com instrumentos 30/.08 ou 40/.08. A mudança mais significativa diz respeito ao comprimento de cada ciclo de corte. Isto é possível devido à variação na largura dos planos radiais ao longo da parte ativa do instrumento, levando mais tempo para que o espaço entre as lâminas de corte seja preenchido com raspas de dentina. Considerando que os instrumentos GT demoram aproximadamente de 4 a 6 segundos cortando, os instrumentos GTX irão cortar por 10 a 12 segundos antes que o espaço entre as lâminas seja preenchido com debris (BUCHANAN, 2008).

A técnica utilizada para os instrumentos GTX é similar à utilizada pelos instrumentos GT, entretanto, existem algumas diferenças significativas, a maioria delas simplificando o método anterior. Os instrumentos GTX não requerem múltiplos diâmetros de instrumentos para formatar diferentes níveis do canal. Eles eliminam relativamente um sobre alargamento coronário devido à sua limitação de máximo diâmetro de corte, exibem a mesma fidelidade da forma original do canal como os

instrumentos GT, deste modo promovem um preparo pré-definido e permitem uma obturação satisfatória (BUCHANAN,2008).

2.5.2.5 O sistema K3

A maioria dos instrumentos endodônticos apresenta a conformação de sua parte ativa simétrica, embora alguns tenham um design assimétrico como os do sistema K3 (SybronEndo, Orange, CA, USA). As principais características destes instrumentos são: ângulo de corte ligeiramente positivo; ângulo helicoidal variável; diferentes planos radiais; diâmetro variável na zona de corte e cabo reduzido (GAMBARINI, 2005).

A limas de NiTi K3 possuem ponta inativa e são apresentadas no *taper* .02, calibres de #15 a #45, e *tapers* .04 e .06 nos calibres #15 a #60, além dos *orifice openers* que apresentam conicidades .08 e .10. Além da variação no taper, os instrumentos rotatórios K3 apresentam três planos radiais colocados assimetricamente, com a largura dos mesmos e profundidade das estrias diferentes. A maioria dos desenhos de limas tem sua resistência derivada da massa do material na área central ou do diâmetro do instrumento. As limas K3 têm uma configuração em que a maior parte da massa encontra-se dando suporte às lâminas cortantes, agregando força periférica para resistir à torção. As áreas de alívio minimizam o atrito com as paredes do canal, e a 3ª guia serve para estabilizar o instrumento, mantendo-o centralizado. Esta assimetria virtualmente eliminaria o transporte, ajudaria a prevenir o parafusamento da lima no canal, ao mesmo tempo em que adicionaria resistência periférica (MOUNCE, 2004; GAMBARINI, 2005).

De acordo com os fabricantes, os instrumentos K3 são desenvolvidos com conicidades constantes, porém com ângulos helicoidais e *itches* variáveis, na intenção de se reduzir a sensação de rosqueamento das limas no interior do canal e otimizar a remoção dos debrís. Entretanto, Melo *et al.* (2008) não identificaram a presença do padrão proposto, onde a distância entre os pitches seria menor próxima à ponta e maior em direção à haste do instrumento.

2.5.2.6 O sistema RaCe

O sistema de instrumentos rotatórios RaCe (*Reamer with alternated cutting edges*), comercializado pela empresa FKG Dentaire (La Chaux-de-Fonds, Suíça), possuem seção transversal triangular com bordas cortantes ativas que garantem a eficiência de corte (SCHÄFER; VLASSIS, 2004).

As bordas cortantes dos instrumentos RaCe estão dispostas em direções alternadas para eliminar o efeito de travamento no interior dos canais e reduzir o torque necessário para a ação do instrumento (SCHÄFER; VLASSIS, 2004). Além dessa vantagem, a combinação da seção transversal triangular e das bordas cortantes alternadas fornecem espaço para raspas de dentina garantindo uma eficiente remoção de debris (BAUMANN, 2005).

A seção transversal dos instrumentos é quadrada para os instrumentos 15/.02 e 20/.02, e triangular para os demais instrumentos do sistema. O comprimento da parte ativa varia de 9 a 16 mm. Os dois últimos instrumentos da série estão disponíveis em NiTi e aço inoxidável (BAUMANN, 2005).

A ponta dos instrumentos do sistema RaCe é modificada, sem ângulo de transição, e funciona apenas como guia, o que permite uma fácil penetração do instrumento com um mínimo de pressão apical, evitando desvios e mantendo a trajetória inicial dos canais.

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

Cinco diferentes instrumentos PreRaCe - usados para o preparo do terço coronário dos canais – e onze instrumentos RaCe encontram-se disponíveis comercialmente (SCHÄFER; VLASSIS, 2004). Os instrumentos apresentam conicidades de .02, .04, .06, .08 e .10, com diferentes diâmetros de ponta. Na maioria dos casos, a completa execução do tratamento endodôntico não requer mais

de 2 a 5 instrumentos, que podem ser utilizados em técnicas *crown-down* ou *step-back*.

2.5.2.7 O sistema *ProTaper Universal*

As limas do sistema ProTaper Universal (PTU) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) apresentam uma área seccional triangular convexa que reduz a superfície de contato entre o instrumento e a dentina, com o intuito de melhorar sua ação de corte (RUDDLE, 2005). Uma característica deste sistema é o fato de que cada instrumento apresenta diferentes porcentagens de conicidade ao longo da sua parte ativa. De acordo com os fabricantes, uma das vantagens da presença deste *taper* progressivo é o fato de cada lima se prender a uma pequena parte de dentina por vez, diminuindo forças torcionais, fadiga e o risco de fratura.

O sistema ProTaper contém seis instrumentos, sendo os 3 primeiros de formatação (*Shaping Files* - S1, S2 e SX) e os outros de acabamento (*Finishing Files* - F1, F2 e F3), disponíveis em 21mm, 25mm e 31mm (RUDDLE, 2005).

As limas de formatação S1 e S2 apresentam anéis roxo e branco nas hastes e o diâmetro em D0 de 0,17mm e 0,20mm respectivamente. Há um aumento da conicidade ao longo do comprimento destes instrumentos, permitindo que cada um deles trabalhe uma área específica do canal: S1 prepara o terço coronário e S2 o terço médio dos canais radiculares. A lima SX é um instrumento auxiliar durante a técnica. Ela não apresenta anel colorido em sua haste, tem um comprimento total de 19mm e diâmetro em D0 de 0,19mm e 1,20mm em D14, apresentando maior conicidade quando comparada aos outros instrumentos de formatação. É um instrumento indicado para a eliminação de interferências dentinárias e melhorias na formatação do terço coronário. Os instrumentos de formatação devem ser usados com movimento de pressão lateral, no sentido anticurvatura, nas paredes do canal radicular (RUDDLE, 2001; CLAUDER; BAUMANN, 2004).

As limas de acabamento – F1, F2 e F3 - têm anéis amarelo, vermelho e azul, apresentam diâmetro D0 de 0,20mm, 0,25mm e 0,30mm, respectivamente. Entre D0 e D3, F1, F2 e F3 apresentam *tapers* fixos de 7%, 8% e 9%, respectivamente. A partir do D4 até o D14, cada instrumento tem um aumento da

sua área seccional, concomitantemente com uma diminuição da porcentagem de conicidade. Esta característica aumenta a flexibilidade e reduz o potencial de travamento do instrumento no canal radicular (RUDDLE, 2005).

O sistema PTU apresenta duas limas de acabamento adicionais, para preparos apicais de diâmetros maiores (pontas ISO 040 e 050), denominadas F4 e F5, respectivamente. Os instrumentos F3, F4 e F5 têm seção transversal triangular convexa com a presença de sulcos em forma de U em cada um de seus lados, esta característica melhora a flexibilidade destes instrumentos (RUDDLE, 2005; CÂMARA *et al.*, 2009).

Alguns autores avaliaram a habilidade de formatação (VAUDT *et al.*, 2009) e eficiência de debridamento dos canais radiculares com este sistema (WILLIAMSON *et al.*, 2009; DE DEUS *et al.*, 2009), concluindo que instrumentos PTU mostraram-se eficientes na obtenção de canais uniformemente cônicos e manutenção da curvatura original.

Vieira *et al.* (2008) avaliaram a influência do uso clínico múltiplo no comportamento torcional dos instrumentos PTU e mostraram que a resistência torcional e a deflexão angular destes diminuía após a instrumentação de cinco molares.

2.6 Eficiência de corte dos instrumentos endodônticos

A eficiência de corte dos instrumentos endodônticos depende da interação de diversos fatores como, propriedades metalúrgicas, seção transversal, configuração das lâminas de corte, formato das estrias de corte, desenho da ponta, resistência superficial do instrumento, capacidade de remoção de lascas de dentina e técnica de instrumentação (KIM *et al.*, 2005).

Devido à ausência de métodos standartizados para avaliação da eficiência de corte *in vitro*, a literatura endodôntica registra a utilização de diferentes substratos e de diversos parâmetros de avaliação, como descrito a seguir.

O primeiro estudo sobre eficiência de corte em endodontia foi desenvolvido por Molven em 1970. O autor utilizou como substrato discos de dentina e comparou o desempenho de 5 instrumentos endodônticos. As limas foram usadas

manualmente ou com movimentos mecânicos sem controle da pressão aplicada para o corte. O tempo de trabalho realizado com cada instrumento foi padronizado e a quantidade do desgaste produzido nos discos de dentina foi medida com auxílio de fotografias. O desvio padrão das medidas foi de aproximadamente 25%, o que indica que, embora os experimentos tivessem sido executados cuidadosamente, era grande a variabilidade introduzida pelos instrumentos, material de teste (dentina) e pela metodologia empregada.

Como substituto de dentina em ensaios de eficiência de corte, outro substrato usado é o fêmur bovino. De um só fêmur podem-se extrair várias amostras de microdureza semelhante. Seu uso como padrão de corte foi introduzido em 1973 por Oliet e Sorin em um trabalho onde avaliaram a capacidade de corte de instrumentos endodônticos manuais, adaptados a um dispositivo para que trabalhassem em rotação sobre o osso bovino. O critério para a comparação da eficiência foi a profundidade de penetração, e os instrumentos de seção transversal triangular mostraram-se mais eficientes que os de seção quadrangular.

Visando aproximar o ensaio da realidade clínica, Yguel-Henry *et al.* (1990), desenvolveram uma bancada para medir a eficiência de corte utilizando um Instron com movimento linear. Duas placas de osso bovino, medindo 3mm X 30mm, foram montadas paralelamente e presas à um anteparo de PVC. Foram testadas limas #15 tipo K e Hedströen, de aço inoxidável. As limas eram mantidas entre as placas com uma pressão controlada e movimentadas linearmente, promovendo cortes nas placas. Cada lima efetuava 3 ciclos de avanço e retrocesso, com 3mm de amplitude, a uma velocidade constante. Com um perfilômetro calcularam o volume de material removido. Os ensaios foram realizados a seco, sob lubrificação com água e com hipoclorito de sódio a 2,5%. Os autores concluíram que as limas Hedströen apresentaram maior eficiência que as limas tipo K. A lubrificação aumentou a capacidade de corte das limas tipo K em 200%, e das limas Hedströen em 30%, não havendo influência da natureza do lubrificante: água ou hipoclorito de sódio.

Num trabalho posterior, Yguel-Henry e Stebut (1994) avaliaram o desgaste de limas Hedströen #15, de aço inoxidável, utilizando o mesmo substrato e o mesmo aparato descritos acima. Dessa vez as limas eram movimentadas com velocidade constante, em ciclos de avanço e retrocesso de 3mm de amplitude, e desgastavam as placas de osso, até que essas encostassem uma na outra e a lima

não mais efetuasse corte. O critério para expressar a eficiência de corte de cada lima, foi o número total de ciclos de avanço e retrocesso para que as placas se tocassem completamente. A mesma lima era ensaiada várias vezes, e seu desgaste calculado pelo aumento do número de ciclos necessários para remover o mesmo volume de material. Observaram uma perda de eficiência de corte de aproximadamente 10% após 387 ciclos de avanço e retrocesso.

Outro substrato utilizado nos ensaios de eficiência de corte são os blocos de acrílico pré-fabricados. De acordo com vários estudos anteriores, a utilização de dispositivos de teste controlados por computador e o uso de blocos de acrílico pré-fabricados, fornecem condições experimentais padronizadas, permitindo uma comparação direta da capacidade de corte de diferentes instrumentos (SCHÄFER,2002a; SCHÄFER, 2002b).

Ao avaliar a eficiência de corte de 24 diferentes tipos de instrumentos com movimento linear e rotatório, Tepel e Schäfer (1995) observaram que nos ensaios de teste que em oposição à dentina humana, em que a irrigação com hipoclorito de sódio aumenta a remoção de material, um efeito adverso se observa quando a irrigação é usada em espécime de resina. Como a abertura do canal artificial do dispositivo é voltada para baixo, lascas de resina resultantes da instrumentação são removidas para fora do canal artificial e não acumulam na região apical.

Vinothkumar *et al.* (2007) avaliaram a influência do tratamento criogênico na eficiência de corte e desgaste de instrumentos endodônticos Profile 30/.06. Cada instrumento trabalhava no canal de dentes humanos extraídos por 60 segundos. Os dentes eram pesados antes e depois e a diferença de peso, correspondia à quantidade de material removido por cada instrumento, parâmetro usado para avaliar a eficiência de corte e desgaste. Os autores concluíram que tratamento criogênico aumentou a eficiência de corte dos instrumentos, mas não influenciou na resistência superficial.

O tratamento de superfície nos instrumentos de NiTi, como o eletropolimento, reduzem a incidência de fratura e alteram o comportamento mecânico. O estudo da influência do eletropolimento da superfície dos instrumentos no torque e força gerados no preparo de canais artificiais, mostrou que os instrumentos com eletropolimento apresentaram maiores valores de torque e conseqüentemente menor habilidade de corte (BOESSELER *et al.*, 2009). Por outro lado, o eletropolimento não alterou a resistência torcional e a eficiência de corte dos

instrumentos ProFile 25/.04 quando testados em dispositivo de teste, tendo como substrato blocos de acrílico pré-fabricados (BUI *et al.*, 2008).

O critério de volume de material removido, verificado através de pesagem é, segundo Yguel-Henry e Stebut (1994), um dos métodos mais simples para avaliar eficiência de corte. Este método foi utilizado por Medeiros e colaboradores (1999) na avaliação da capacidade de corte de limas Flex-R® empregadas em 2 técnicas de instrumentação manual. Para se testar eficiência de corte em condições mais próximas às da realidade clínica, o substrato de eleição deveria ser dentina radicular. No entanto, grande variabilidade seria introduzida nos experimentos pela diversidade de morfologia dos canais radiculares e de dureza da dentina. Para diminuir essa variabilidade, ao comparar o desempenho de dois instrumentos, alguns autores trabalharam em raízes mesiais de molares inferiores, que normalmente possuem 2 canais, utilizando um instrumento em cada canal da mesma raiz (BERGMANS *et al.*, 2003). Outros autores procuraram compensá-la com um tamanho grande de amostra (GUELZOW *et al.*, 2005; MEDEIROS *et al.*, 1999).

Segundo Yguel-Henry e Stebut (1994), a eficiência de corte de um instrumento endodôntico pode ser caracterizada como o “volume efetivo excisado de um substituto da dentina (osso, acrílico, etc.) por unidade de extensão de corte (distância linear, número de rotações, etc.), sob condições de corte bem definidas (força, torque, lubrificação, etc.)”.

Na definição de Felt *et al.* (1982), eficiência de corte é “energia despendida por unidade de material removido”. Esses autores avaliaram a eficiência de corte de 4 tipos de instrumentos endodônticos, nos calibres 30, 50 e 70. Os instrumentos, acionados a motor em movimentos oscilatórios de ¼ de volta, penetravam 10mm num canal simulado, com velocidade constante. Em placas de fêmur bovino, com 4mm de espessura, foram feitos furos com o intuito de simular canais radiculares, que pudessem ser ampliados com os instrumentos endodônticos. Um gráfico força X profundidade de penetração foi traçado e, a partir dele, chegaram à energia associada ao trabalho realizado. Como os instrumentos eram de calibres diferentes e, por isso removeram quantidades diferentes de material, o trabalho realizado por eles não foi igual. Para se chegar a uma base de comparação consistente, dividiu-se a energia pelo de volume de osso removido.

Empregando critério similar, baseado na “massa de material removido por energia despendida pelo instrumento na operação de corte ($\mu\text{g}/\text{Joule}$)”, Haïkel *et al.*

(1996a) desenvolveram uma metodologia usando outro substrato: placas de plexiglas. Justificaram a escolha do polímero pelo fato desse material apresentar uniformidade de composição e dureza homogênea ressaltando que, na utilização de um substrato não homogêneo, haveria grande variação no registro da energia despendida pelo instrumento ensaiado, o que poderia levar à cálculos incorretos. Duas placas de plexiglas eram fixadas a um dispositivo de maneira tal que, sob uma força de 325g, mantinham entre si uma inclinação de 2%. Os instrumentos Unifile e Flexofile ensaiados eram fixados a um motor e movimentados entre as placas, realizando movimentos oscilatórios de um quarto de volta combinados com movimento de avanço. Os dados eram obtidos pela pesagem das placas de plexiglas antes e depois do ensaio, e pelo cálculo da integral da curva força X distância percorrida registradas pelo dispositivo. Com essa metodologia, os autores compararam eficiência de corte de 5 instrumentos endodônticos manuais, e avaliaram o efeito de métodos de desinfecção e esterilização na eficiência de corte de instrumentos endodônticos (HAÏKEL *et al.*, 1996b). Os resultados mostraram que o processo de esterilização não modificou a eficiência de corte dos instrumentos.

Tendo em vista que o processo de esterilização por autoclave aumenta a quantidade de oxigênio na superfície dos instrumentos de NiTi e diminui as suas propriedades de corte, Rapisarda *et al.*(2000) avaliaram o efeito do tratamento de superfície com nitrogênio no desgaste e eficiência de corte destes instrumentos. Estes autores observaram que este tratamento promoveu um aumento na resistência ao desgaste e na capacidade de corte dos instrumentos.

Considerando como critério a corrente elétrica consumida para realizar o trabalho de corte, Silva (2004) realizou ensaios com um outro polímero: PVC, poli (cloreto de vinila). O autor propôs a utilização de um acabamento de superfície através de polimento eletrolítico para incremento da vida em fadiga das limas de níquel-titânio. Para verificar se o tratamento proposto levava a alteração na eficiência de corte das limas, foi desenvolvido um dispositivo especial. Padrões de corte com dimensões bem definidas foram confeccionados a partir de uma chapa de PVC rígido. A lima ensaiada era inserida em um motor, fixado na base do dispositivo, enquanto o padrão de corte descia, sob a ação de um peso determinado. Para vencer a resistência ao corte oferecida pela placa de PVC, havia um aumento da corrente elétrica que passava pelo motor. Esse aumento de intensidade de corrente era detectado pelo módulo de controle do motor que acionava as limas e

transformado em “Unidades Arbitrárias”. Além dessas “Unidades Arbitrárias”, o autor utilizou também como critério de comparação, o tempo necessário para que cada lima seccionasse o padrão de corte. Em suas conclusões, o autor observou que o polimento eletrolítico torna a superfície dos instrumentos mais regular, aumenta a vida em fadiga e não altera a eficiência de corte.

A profundidade máxima de penetração dos instrumentos no lúmen dos canais é um critério para avaliação da eficiência de corte (SCHÄFER; OITZINGER, 2008). Schäfer (2002 a, b) avaliou a eficiência de corte de instrumentos de NiTi através da profundidade de penetração dos instrumentos, em movimentos rotatórios, em canais cilíndricos feitos de acrílico com propriedades abrasivas bem definidas, em uma bancada de testes monitorada por computador. Metodologia semelhante foi utilizada por Schäfer e Oitzinger (2008) para avaliar a eficiência de corte de 5 diferentes tipos de instrumentos rotatórios de NiTi. E dentro da limitação do estudo, observaram que instrumentos RaCe e Mtwo apresentaram mais eficientes ao corte quando comparados aos instrumentos ProFile, Alpha-File e FlexMaster.

Dois fatores afetam a escolha de instrumentos para o preparo de canais: a eficiência e a segurança. A habilidade do instrumento no preparo de canais depende da ação de corte das lâminas na dentina e este fator está relacionado ao design da parte ativa do instrumento (DIEMER *et al.*, 2013). Valores de força axial negativos foram encontrados nos trabalhos de Sattapan *et al.* (2000) e Diemer *et al.* (2013). Ao avaliar o torque gerado pelos instrumentos de NiTi no preparo de canais, Sattapan e colaboradores (2000) observaram que os instrumentos Quantec Series 2000 (Tycom Corp, Irvine, CA) #7 eram puxados para o interior do canal radicular durante o preparo de canais curtos. Esta observação foi confirmada neste trabalho com a observação de altos valores de torque e baixos valores de força axial. Apesar de não ser clara a explicação, os autores atribuíram este comportamento ao design do instrumento. Da mesma forma, Diemer *et al.* (2013) pesquisando o comportamento de instrumentos assimétricos de tripla hélice no preparo de canais radiculares, encontraram menores valores de stress axial para instrumentos assimétricos. Alguns instrumentos apresentaram valores negativos de stress quando eles ultrapassavam o forame em 0,5mm.

Blum *et al.* (1999) avaliaram a relação entre a área de contato dos instrumentos nas paredes do canal radicular e a relação com o desenvolvimento de forças verticais e torque desenvolvido durante a instrumentação. Os autores

observaram que o corte dos instrumentos depende da área de contato entre o instrumento com as paredes do canal, e durante o preparo dos canais os maiores valores de torque foram observados próximo à ponta dos instrumentos.

Em outro estudo, Peters e Barbakow (2002) avaliaram o torque e a força apical gerados pelos instrumentos *ProFile .04* em dentes unirradiculares com canais curvos e blocos de acrílico com canais curvos e retos. Os autores construíram uma plataforma de testes, capaz de realizar testes de fadiga, torção, medir valores de torque na haste do instrumento, número de ciclos e força apical. O principal critério da plataforma de teste foi colocar o sensor de torque entre o instrumento endodôntico e o motor, de modo que os erros introduzidos pela incongruência dos eixos do sensor e das trajetórias do canal fossem evitados. Estes autores concluíram que os valores de força apical dependem do calibre do instrumento, do tipo de preparo e da conformação do canal radicular.

O torque e a força apical geradas pelos instrumentos durante o preparo de canais são parâmetros importantes e devem ser considerados (SCHRADER; PETERS, 2005). Sattapan *et al.* (2000) mediram os valores de torque, em condições clínicas simuladas, e estas medidas estavam diretamente relacionadas com o calibre de ponta e *taper* dos instrumentos testados. Estes mesmos parâmetros foram avaliados por Peters e Barbakow (2002) usando uma plataforma de testes controlada por computador. Os instrumentos *ProFile* de *taper .04* foram utilizados no preparo de dentes extraídos e blocos de acrílico. Os resultados mostraram que os valores de torque foram menores nos preparos utilizando a técnica crown-down e a força apical diminuiu com a diminuição do calibre dos instrumentos testados.

A análise tridimensional do corte de instrumentos rotatórios de NiTi por tomografia computadorizada foi realizada por Shen e Haapasalo (2008). Estes autores avaliaram a eficiência de corte de 6 tipos de instrumentos em dispositivo de testes utilizando osso bovino, como substrato, com microdureza semelhante à dentina. Os instrumentos K3 e FlexMaster em grupo com irrigação de hipoclorito 5,25% apresentaram resultados superiores quando comparados aos instrumentos *ProFile*, *HeroShaper*, *Liberator* e *Alpha*.

A tomografia computadorizada multislice e análise das imagens por um software, foi utilizada por Fayaad e Elgendy (2011) para comparar a eficiência de corte de instrumentos *Twisted File (TF)* e *ProTaper*. Os autores utilizaram pré-molares humanos e mediram a espessura de dentina antes e após o preparo do

canal radicular. Os instrumentos ProTaper removeram mais dentina no sentido mesiodistal e bucolingual quando comparado que os instrumentos TF, porém estes apresentaram mais uniformidade no corte de dentina, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos de instrumentos analisados.

Hashem *et al.* (2012), utilizando scanner i-CAT CBCT, avaliaram as mudanças volumétricas e transporte de canais mesiolinguais, de molares inferiores humanos. Os autores compararam o preparo realizado por 4 tipos de instrumentos rotatórios de NiTi: Revo-S (RS; Micro-Mega, Besancon Cedex, France), Twisted file (TF; SybronEndo, Amersfoort, The Netherlands), ProFile GT Series X (GTX; Dentsply, Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), and ProTaper (PT; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Apesar dos instrumentos ProTaper apresentarem maior eficiência na remoção de dentina, os instrumentos TF apresentaram melhor habilidade no preparo de canais curvos. Ao se avaliar o transporte dos canais, os instrumentos Revo-S e GTX mostraram superiores aos instrumentos ProTaper.

Devido a ausência de padronização para avaliação da eficiência de corte dos instrumentos de NiTi, encontra-se na literatura diferentes métodos de avaliação (HAÏKEL *et al.*, 1998). Porém, há um consenso na literatura que as características geométricas e dimensionais influenciam o comportamento de corte dos instrumentos (SHÄFER; OITIZINGER, 2008; WAN *et al.*, 2010). Instrumentos com geometrias diferentes das lâminas de corte podem apresentar diferenças na formatação do canal radicular. Assim, a eficiência de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi desempenha um papel fundamental no tratamento endodôntico.

De acordo com o exposto, pouco se sabe sobre a influência do tratamento térmico e do polimento eletrolítico, na eficiência de corte dos instrumentos de NiTi. Considerando que o desenvolvimento de novos métodos de avaliação propiciam resultados mais precisos e, os parâmetros pesquisados influenciam a prática clínica, justificou-se a realização deste trabalho.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

- Avaliar a eficiência de corte dos instrumentos de NiTi, acionados a motor, EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1, através da medida da força axial e torque necessários para percorrer a mesma distância em um canal artificial.

3.2 Objetivos específicos

- Comparar a geometria e estabilidade dimensional dos instrumentos descritos acima, por meio de medidas de: comprimento da parte ativa; diâmetro do instrumento a cada milímetro da parte ativa; distância entre as lâminas de corte (*pitch*) e ângulo helicoidal.
- Avaliar a eficiência de corte dos instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1, através da medida da força axial necessária durante a penetração em canais artificiais em dispositivo de bancada.
- Avaliar a eficiência de corte dos instrumentos citados, através do torque solicitado durante o ensaio de penetração em canais artificiais, em dispositivo de bancada.
- Correlacionar a geometria da seção transversal dos instrumentos de NiTi EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1, caracterizada pela área e pelos ângulos do perfil geométrico transversal, com a capacidade de corte dos instrumentos.

- Avaliar a microdureza *Vickers* e a influência deste parâmetro na eficiência de corte dos instrumentos analisados.

Espera-se que os resultados obtidos possam contribuir de maneira efetiva para a prática clínica, tornando a terapia endodôntica, baseada no uso dos instrumentos rotatórios de NiTi, mais segura e eficiente. Espera-se também contribuir para um maior conhecimento do comportamento de corte dos instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A parte experimental deste estudo foi conduzida nos laboratórios do Departamento de

Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola de Engenharia e da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.

4.1 Instrumentos endodônticos analisados

Para atingir os objetivos almejados, os seguintes instrumentos rotatórios deNiTi, com calibre de ponta 20 e *taper* .06 (20/.06), e ProTaper Universal F1 foram adquiridos dos fornecedores habituais;

EndoSequence (ES) (Brasseler USA, Savannah, USA);

Mtwo (VDW, Munich, Germany);

ProFile GT (GT) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça);

ProFile GTX (GTX) (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, EUA);

K3 (SybronEndo, Orange, CA, USA);

RaCe (FKG, La-Chaux De Fonds, Suíça);

ProTaper Universal, F1 (F1) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Todos os instrumentos foram utilizados na etapa de caracterização geométrica e dimensional, porém, na avaliação da eficiência de corte através de ensaios em dispositivo de bancada, foram utilizados 5 instrumentos de cada tipo.

4.2 Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos

Dez instrumentos de cada tipo foram fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital Canon EOS 20D, (Canon Inc. Tóquio, Japão) e suas imagens foram analisadas pelo software ImagePro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA). Foram realizadas medidas do comprimento total da parte ativa, do número de lâminas de corte por unidade de comprimento (*pitch*), do diâmetro a cada milímetro do instrumento a partir da ponta, do ângulo helicoidal, dos ângulos do perfil geométrico transversal e da área da seção transversal a 3mm da ponta.

Para a análise das imagens com o programa ImagePro Plus 6.0, as fotografias de cada instrumento foram calibradas, tendo como referência a régua milimetrada fotografada ao lado dos mesmos (FIG.13).



FIGURA 13 - Fotografia dos instrumentos para análise da uniformidade dimensional.
FONTE: Da autora

A medida do comprimento da parte ativa foi realizada traçando-se uma linha a partir da ponta do instrumento até o término da lâmina cortante (FIG. 14a). As medidas dos diâmetros foram realizadas traçando tangentes às superfícies externas de cada instrumento e posteriormente traçando uma linha que interceptasse as tangentes externas, direita e esquerda, a cada milímetro da parte ativa do instrumento (FIG. 14b). As medidas das distâncias entre as lâminas de corte (comprimento de *pitch*) foram realizadas a partir da região interna de uma lâmina de corte à seguinte em todo o comprimento da parte ativa (FIG. 14c). As medidas de ângulo helicoidal foram realizadas traçando uma linha da ponta ao centro da haste do instrumento e posteriormente traçando linhas transversais que coincidisse com as lâminas de corte dos instrumentos (FIG. 14). Esta etapa do estudo teve como

objetivo avaliar as características dimensionais, verificar a ocorrência de alterações nestas dimensões entre instrumentos de mesmo calibre e *taper*, e entre diferentes sistemas comerciais, comparar as informações obtidas com aquelas fornecidas pelo fabricante, bem como identificar a relevância dessas características no comportamento mecânico dos instrumentos de NiTi.

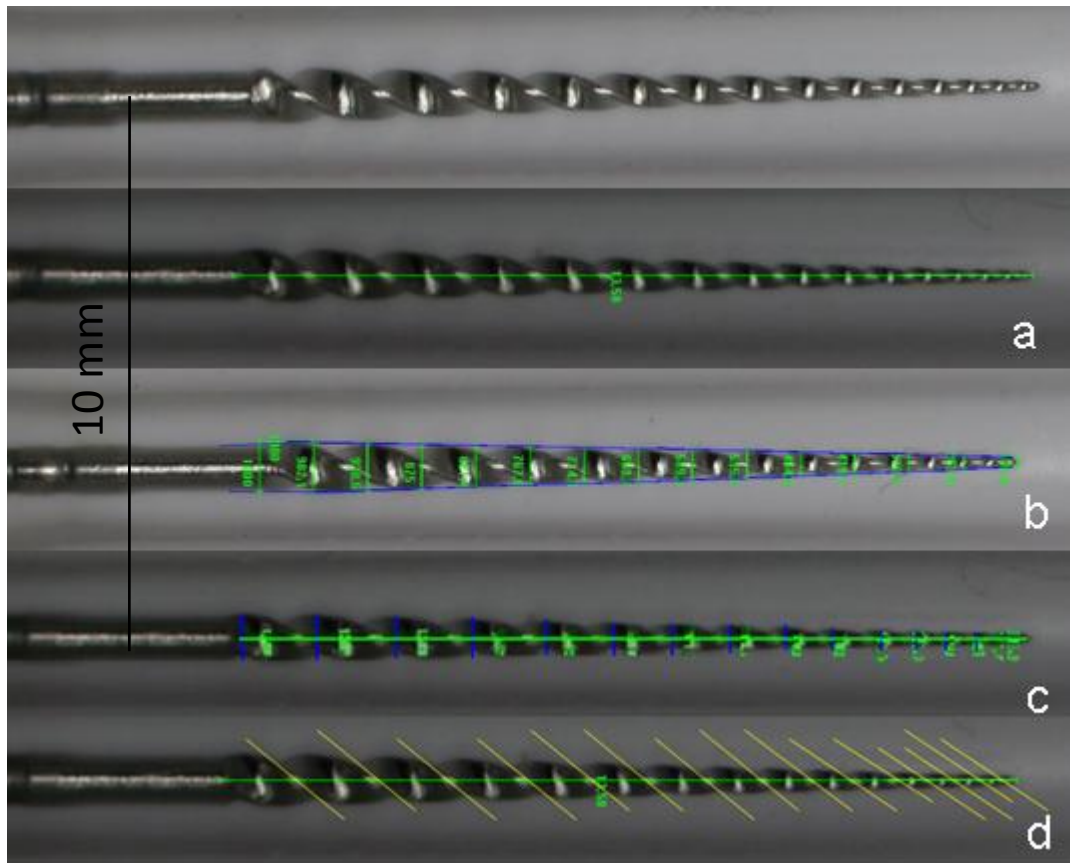


FIGURA 14 - Imagens obtidas com o programa ImagePro Plus 6.0 mostrando as medidas do comprimento total da parte ativa (a), do diâmetro a cada milímetro a partir da ponta (b) comprimento de *pitch* (c) e do ângulo helicoidal (d) de um instrumento GT.

FONTE: Da autora

4.3 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos

Para avaliação das medidas das áreas da seção transversal e das características geométricas, três instrumentos de cada tipo avaliado foram seccionados a aproximadamente 2,7 mm da ponta utilizando-se uma cortadeira metalográfica ISOMET 1000 (Buehler, Illinois, EUA). Após o acabamento com lixa

grana 1000 atingir 3,0 mm da ponta, as imagens da seção transversal dos instrumentos a 3mm da ponta do instrumento foram captadas por MEV, com um aumento de 150x. As medidas das áreas das imagens digitalizadas de cada instrumento foram então analisadas e calculadas através do software ImagePro Plus 6.0 (FIG.15). Cada imagem foi medida 05 vezes e considerou-se como medida final a média aritmética das cinco medições. Desta forma o valor médio da área da seção transversal de cada instrumento a 3mm da ponta pôde ser calculado.

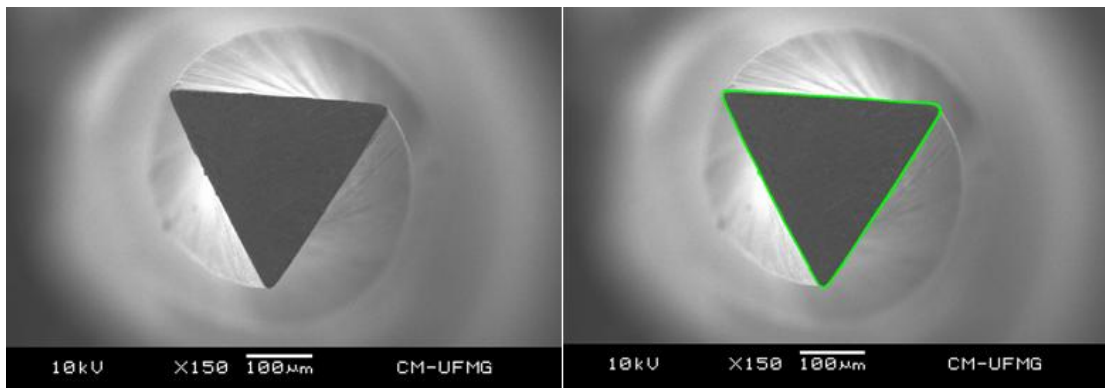


FIGURA 15 - Imagem da seção transversal de um instrumento ES exemplificando a medida de área.

FONTE: Da autora

4.4 Determinação dos ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos

4.4.1 Definição dos ângulos do perfil geométrico transversal

Os ângulos avaliados neste trabalho foram: *rake angle* e ângulos das arestas de corte. Estes ângulos foram definidos de acordo com Roane *et al.* (1985), Wildey *et al.* (1992) e Sanghvi e Mistry (2011). Neste trabalho foram utilizadas também algumas definições segundo a norma “NBR 6163-ABNT”. As medidas dos ângulos foram realizadas com o programa ImagePro Plus 6.0. utilizando a imagem da seção transversal dos instrumentos obtida a três milímetros da ponta (A3).

- *Rake angle*: é o ângulo de inclinação da lâmina cortante do instrumento. Ou seja, o ângulo formado entre a tangente à superfície de saída no ponto de corte, e uma linha traçada entre o centro geométrico do instrumento e o ponto de corte. O ângulo de saída é positivo quando a superfície de saída está na mesma direção do movimento de corte, negativo, quando a superfície de saída está em direção contrária ao movimento de corte e neutro quando ele forma um ângulo de 90° com a superfície de corte. A FIGURA 16 mostra um desenho esquemático de *rake angle* positivo, negativo e neutro de instrumentos de NiTi.

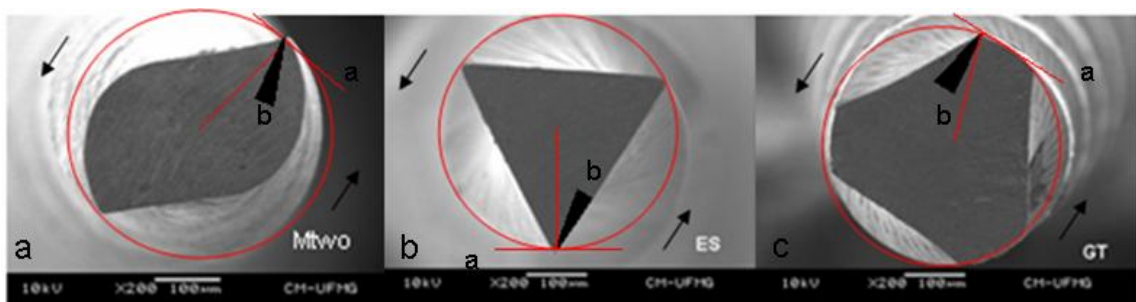


FIGURA 16 - Desenho esquemático de *rake angle* positivo (a), negativo (b) e neutro de instrumentos de NiTi.

FONTE: Da autora

- Ângulo das arestas de corte: é o ângulo interno formado pelas tangentes das arestas no plano de corte do instrumento. Ou seja, é o ângulo interno formado pela superfície de saída e a superfície de folga do instrumento. Nos instrumentos com plano radial este ângulo é formado pela tangente da aresta de corte (superfície de saída) e a tangente ao plano radial. A FIGURA 17 ilustra o ângulo das arestas de corte de um instrumento.

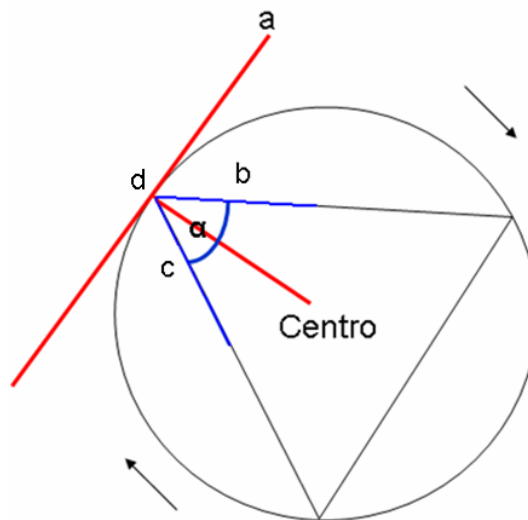


FIGURA 17 - Desenho esquemático de plano de corte (a), ângulo das arestas de corte (α), superfície de saída (b) de folga (c) e ponto de referência (d) do instrumento.

FONTE: Da autora

4.4.2 Determinação dos ângulos

- *Rake angle*

Inicialmente, foi traçado um círculo delimitando perfeitamente o perfil transversal do instrumento. O centro desse círculo corresponde ao centro geométrico do instrumento. A seguir, foi traçada uma linha entre o ponto de corte e o centro geométrico do instrumento (linha 1), e outra linha tangenciando a superfície de saída a partir do ponto de corte (linha 2). Levando-se em conta a direção de rotação, o ângulo é positivo quando a linha 2 se encontra atrás da linha 1 (L1), negativo quando a linha 2 (L2) está à frente da linha 1, e neutro quando o instrumento apresenta plano radial (FIG. 18)

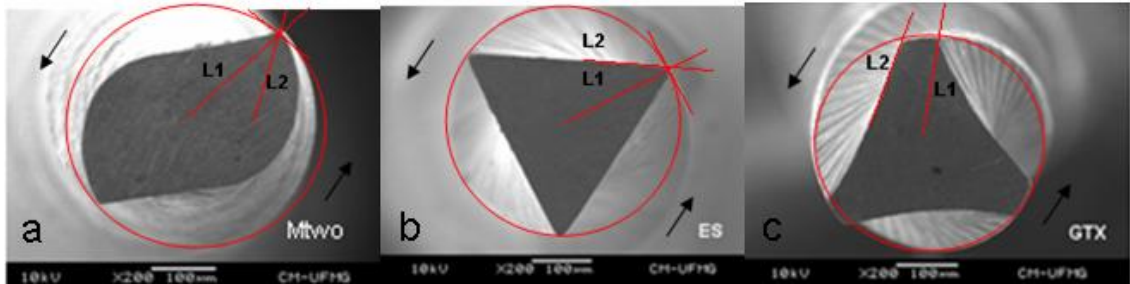


FIGURA 18 - Determinação do *rake angle* (ângulo de saída): ângulo positivo (a), ângulo negativo (b) e ângulo neutro (c).
 FONTE: Da autora

- Ângulo das arestas de corte

Para se determinar o ângulo das arestas de corte nos instrumentos, inicialmente foi traçado um círculo delimitando perfeitamente o perfil transversal do instrumento. O centro desse círculo corresponde ao centro geométrico do instrumento. A seguir, foram traçadas duas linhas a partir do ponto de corte, uma linha tangente à superfície de saída e outra tangente à superfície de folga. Para os instrumentos com plano radial foi traçada uma linha tangente à superfície de saída e outra linha tangente ao plano radial (FIG. 19).

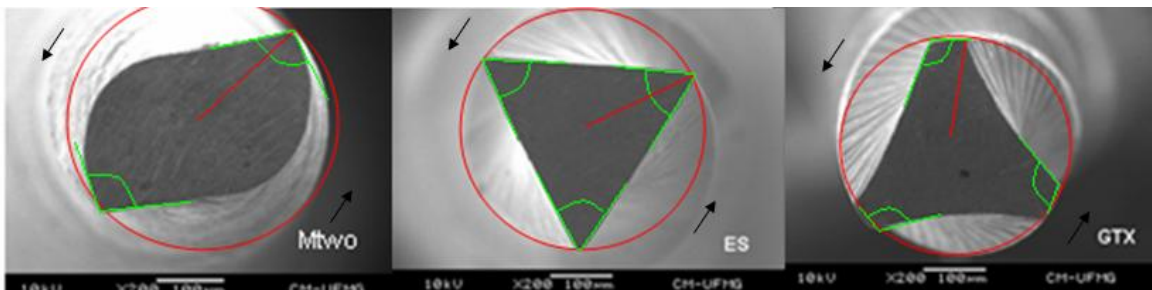


FIGURA 19 - Determinação do ângulo das arestas de corte.
 FONTE: Da autora

4.5 Ensaios de eficiência de corte dos instrumentos

Os ensaios de eficiência de corte foram realizados em dispositivo de bancada confeccionado para este fim (FIG. 20). O dispositivo consiste em uma peça de mão de um motor endodôntico (X Smart, Dentsply Maillefer), presa à uma base de acrílico fixado na base da máquina de teste AN8032 (Analogica, Ltda) (FIG. 21). Blocos de acrílico pré-fabricados (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), contendo um canal artificial de geometria similar, com 17 mm de comprimento, foram fixados

individualmente em outra base menor, acoplada ao mandril da uma máquina de testes de dobramento, que se movimenta no sentido vertical (FIG.19). Os canais foram previamente explorados, pelo mesmo operador, com instrumentos manuais novos tipo K #10 e #15. Os instrumentos de teste foram inseridos na peça de mão e o motor foi operado a uma velocidade de 300rpm e um torque de 5Ncm. Para cada instrumento testado foi utilizado um bloco de acrílico novo. Os instrumentos penetraram 17 mm no canal artificial, com uma velocidade de 0,09mm/seg. As medidas de força axial e torque foram realizadas nos 9 mm finais do canal artificial com o objetivo de eliminar a região cônica inicial do canal artificial, que não apresentava contato com os instrumentos. Simultaneamente, uma célula de carga registrou a força axial, medida em Newton (N), exercida pelo instrumento durante a sua penetração (mm) ao longo do canal artificial. Um multímetro digital (AGILENT U1252B) foi acoplado ao motor de teste com o objetivo de medir a corrente elétrica necessária para manter o motor em uma velocidade de rotação constante durante o teste.

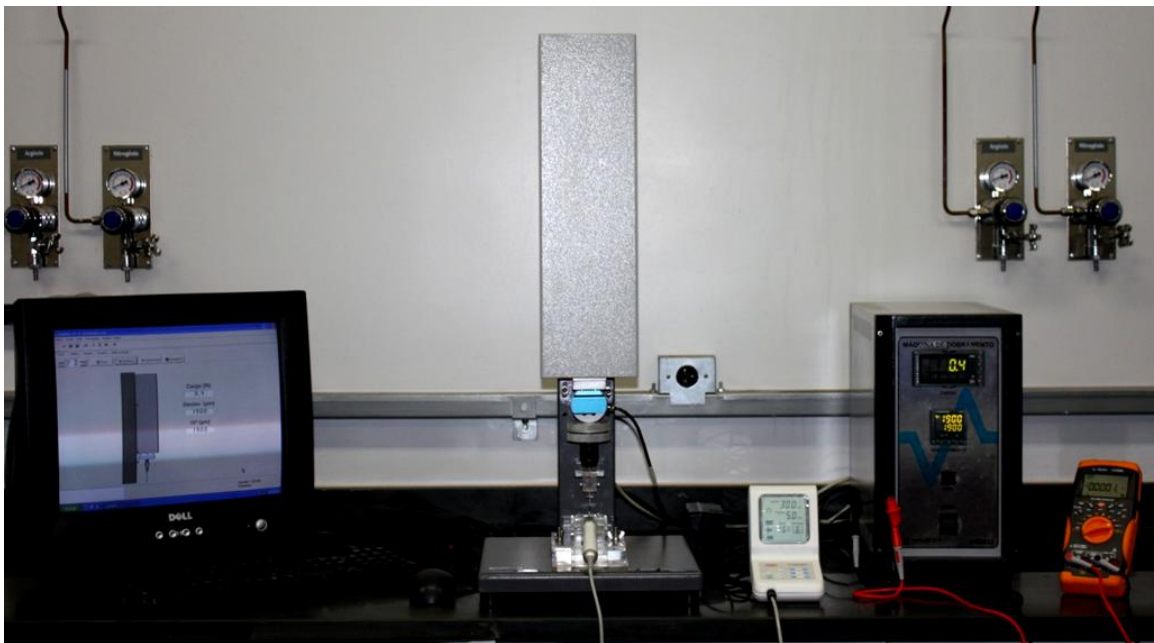


FIGURA 20 - Equipamento de teste utilizado na medida da eficiência de corte de instrumentos rotatórios de NiTi.
FONTE: Da autora

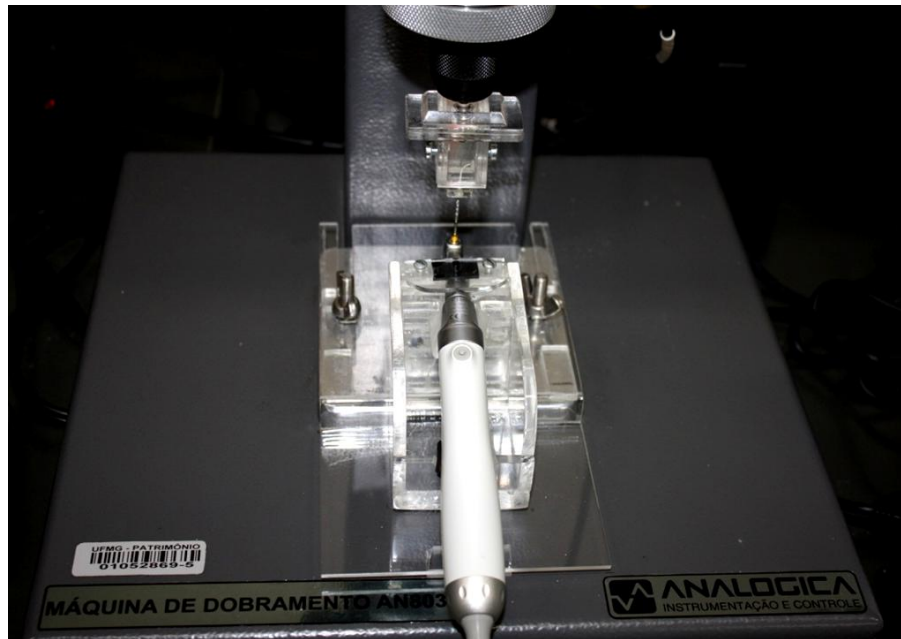


FIGURA 21 - Base de acrílico fixada à máquina de teste com canal artificial de acrílico e peça de mão.
 FONTE: Da autora

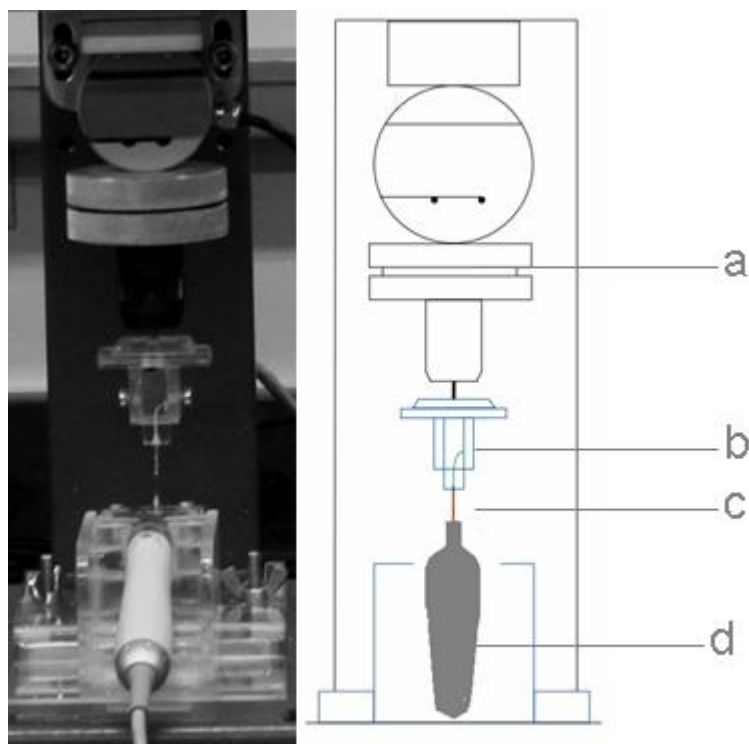


FIGURA 22 - Dispositivo de teste mostrando o posicionamento correto do instrumento e do bloco de acrílico na bancada de teste durante os ensaios de eficiência de corte. Desenho esquemático destacando a célula de carga (a), suporte de acrílico com canal artificial (b), instrumento de teste (c) e peça de mão endodôntica (d).
 FONTE: Da autora

Os valores de torque foram determinados a partir de uma curva de calibração obtida utilizando o limitador de torque do motor endodôntico X-Smart. Este dispositivo interrompe a rotação da ferramenta de mão quando o valor máximo de torque selecionado pelo operador é atingido. Dessa forma, selecionando os vários valores possíveis de limite superior de torque e, para cada valor, medindo por meio de um multímetro digital (AGILENT U1252B) a corrente máxima fornecida à ferramenta de mão logo antes da interrupção do movimento, foi possível construir a curva corrente x torque mostrada na FIGURA 23. A linearização dos pontos foi ajustada conforme a equação (1) com um coeficiente de correlação $R^2 = 0,999$. A equação foi então utilizada para transformar os valores de corrente em torque e construir as curvas de torque versus penetração.

$$\text{Torque (N}\cdot\text{cm)} = 4,41 \cdot \text{Corrente (A)} \quad (1)$$

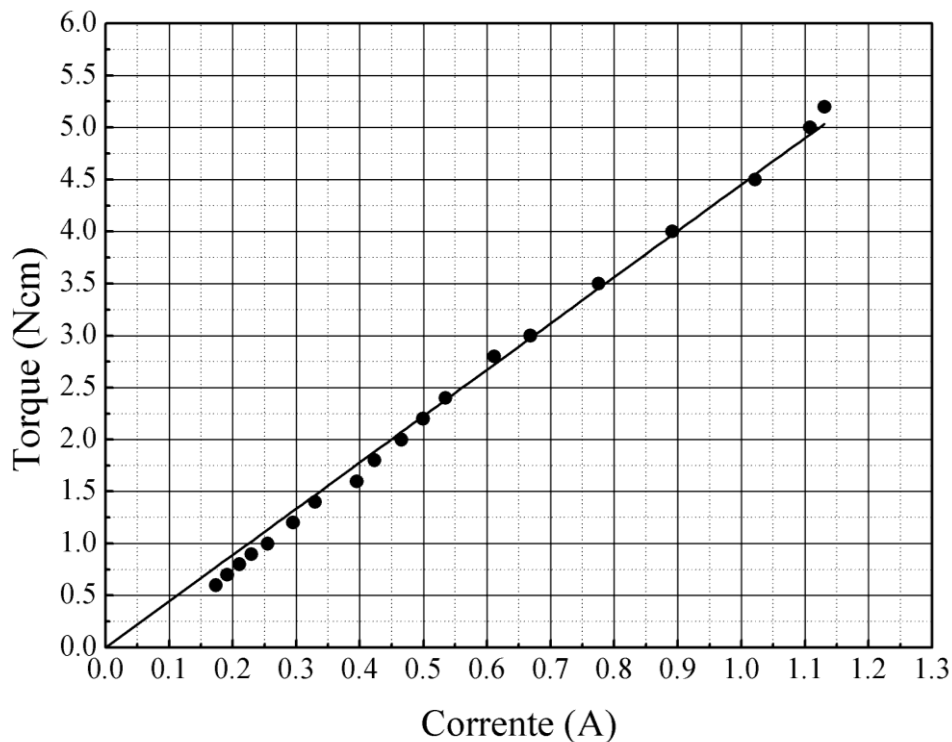


FIGURA 23 - Curva de calibração de torque.
FONTE: Da autora

No total 35 instrumentos foram ensaiados nesta bancada, 05 instrumentos de cada tipo. A instrumentação dos canais artificiais foi realizada sem irrigação. Durante os procedimentos de ensaio, a velocidade de rotação dos instrumentos foi definida em 300rpm, tal como recomendado pelos fabricantes. O dispositivo de

ensaio possui, ainda, um programa responsável pela aquisição e processamento dos dados, especialmente desenvolvido para a comunicação com os instrumentos de leitura.

4.6 Ensaios de microdureza *Vickers*

As medidas de Microdureza *Vickers* (MHV) foram realizadas nas hastes de três instrumentos de cada tipo avaliado. Os cabos dos instrumentos foram previamente removidos. Em seguida as amostras foram adequadamente posicionadas em um suporte (FIG. 24) preparado para esta finalidade.

Para a realização do ensaio utilizou-se um microdurômetro (FM-1, Future-Tech, Tóquio, Japão) (FIG. 25) com carga de 100gf, produzindo uma impressão microscópica no material. Foram realizadas 20 medidas para cada tipo de instrumento. A impressão obtida tinha a forma de um losango regular e a Microdureza *Vickers* foi calculada a partir das medidas das diagonais nos losangos.



FIGURA 24 - Detalhe da amostra posicionada durante o ensaio de Microdureza *Vickers*.



FIGURA 25 - Microdurômetro utilizado na realização dos ensaios de Microdureza *Vickers*.

4.7 Análise estatística

A comparação estatística dos resultados obtidos, referentes aos diferentes tipos de instrumentos, foi realizada utilizando o teste ANOVA, uma vez que foi demonstrado que os valores dos parâmetros medidos apresentaram uma distribuição normal. O coeficiente de confiabilidade α empregado nos testes de hipóteses realizados no presente trabalho foi de 95%.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos

5.1.1 Medidas dos diâmetros

As medidas de diâmetro a cada milímetro da parte ativa dos 10 instrumentos de cada sistema pesquisado foram realizadas com o auxílio do programa ImagePro Plus, conforme descrito anteriormente no item 4.2.

A FIGURA 26 ilustra as medidas obtidas para os diferentes instrumentos ao longo de toda a parte ativa dos mesmos. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice A. A partir da análise da FIGURA 26, que apresenta os diâmetros médios dos instrumentos analisados, foi observado que a conicidade da seção cortante das lâminas aumentou uniformemente proporcionando aos instrumentos uma conicidade muito próxima ao valor nominal, descrita pelos fabricantes, o que pode ser verificado pela inclinação da reta no gráfico. A conicidade presente é compatível com o objetivo proposto para os instrumentos, que é dilatar o canal de forma cônica afunilada, com menor diâmetro na região apical e maiores diâmetros nos terços coronário e médio. Nos instrumentos F1, podem ser observados diâmetros ligeiramente maiores na porção mais próxima à ponta em relação aos outros, já que eles apresentam um *taper* fixo de .07 até 3mm da ponta, conforme a descrição dos fabricantes. Nos instrumentos RaCe foram encontrados valores de diâmetros menores de D1 a D3. Pode ser verificada uma ligeira alteração na linearidade da curva para os instrumentos GTX entre D4 e D7, que corresponde às variações na espessura dos planos radiais presentes na geometria das lâminas de corte destes instrumentos (PEIXOTO *et al.*, 2010).

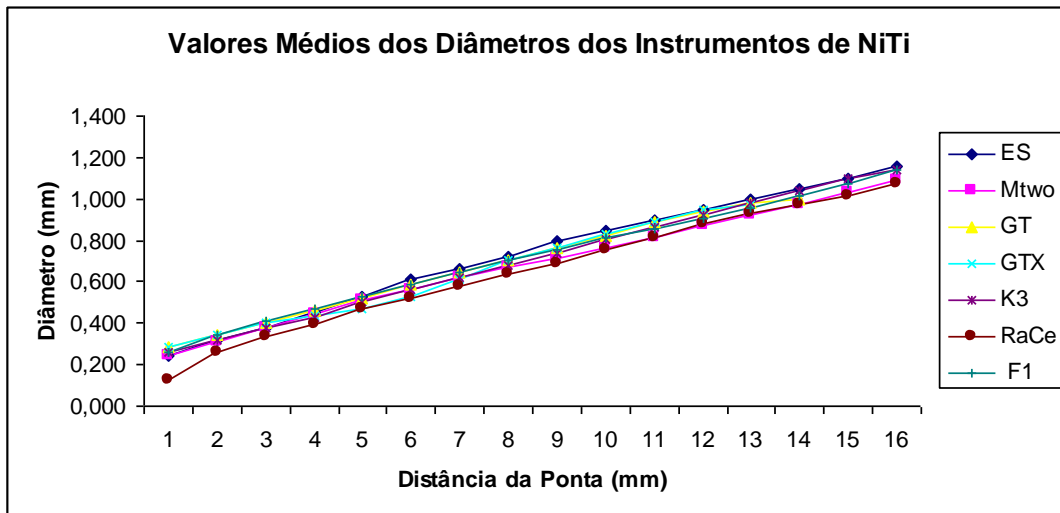


FIGURA 26 - Valores médios dos diâmetros dos instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1.
 FONTE: Da autora

A Tabela 1 apresenta os valores médios e desvios padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) dos instrumentos avaliados. Os instrumentos apresentaram pequena variação entre o D3 nominal e o mensurado. A análise estatística entre pares de instrumentos não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) na comparação entre os instrumentos GT e GTX ($p = 0,973$), Mtwo e EndoSequence ($p = 0,789$), GTX e RaCe ($p = 0,172$), GT e RaCe ($p = 0,227$). Estes resultados podem estar associados a menores valores dos diâmetros de D3, nos instrumentos GT, GTX e RaCe.

TABELA 1 - Valores médios e desvios-padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) determinados para os instrumentos analisados.

Instrumentos	Diâmetro a 3 mm (D3) (mm)
EndoSequence	0,381 (0,01) ^a
Mtwo	0,379 (0,02) ^a
GT	0,344 (0,01) ^b
GTX	0,344 (0,01) ^b
K3	0,380 (0,07) ^a
RaCe	0,335 (0,02) ^b
ProTaper F1	0,410 (0,00) ^c

5.1.2 Comprimento da parte ativa

As medidas dos comprimentos da parte ativa dos instrumentos analisados estão relacionadas na Tabela 2 e Apêndice B. Podem ser observados valores médios de comprimento de parte ativa semelhantes em todos os instrumentos analisados, com exceção dos instrumentos GT e GTX, que apresentaram menores valores médios de comprimento da parte ativa.

TABELA 2 - Valores médios do comprimento da parte ativa dos instrumentos.

Instrumentos	Comprimento da parte ativa (mm)
EndoSequence	16,0
Mtwo	17,2
GT	13,9
GTX	14,0
K3	16,8
RaCe	16,8
ProTaper F1	17,0

5.1.3 Medidas das distâncias entre as lâminas de corte

As medidas dos comprimentos de *pitch* foram realizadas em todo o comprimento da parte ativa dos 70 instrumentos analisados (FIG. 27). Os valores médios dos comprimentos de *pitch* dos instrumentos analisados estão representados na FIGURA 28 e Apêndice C.

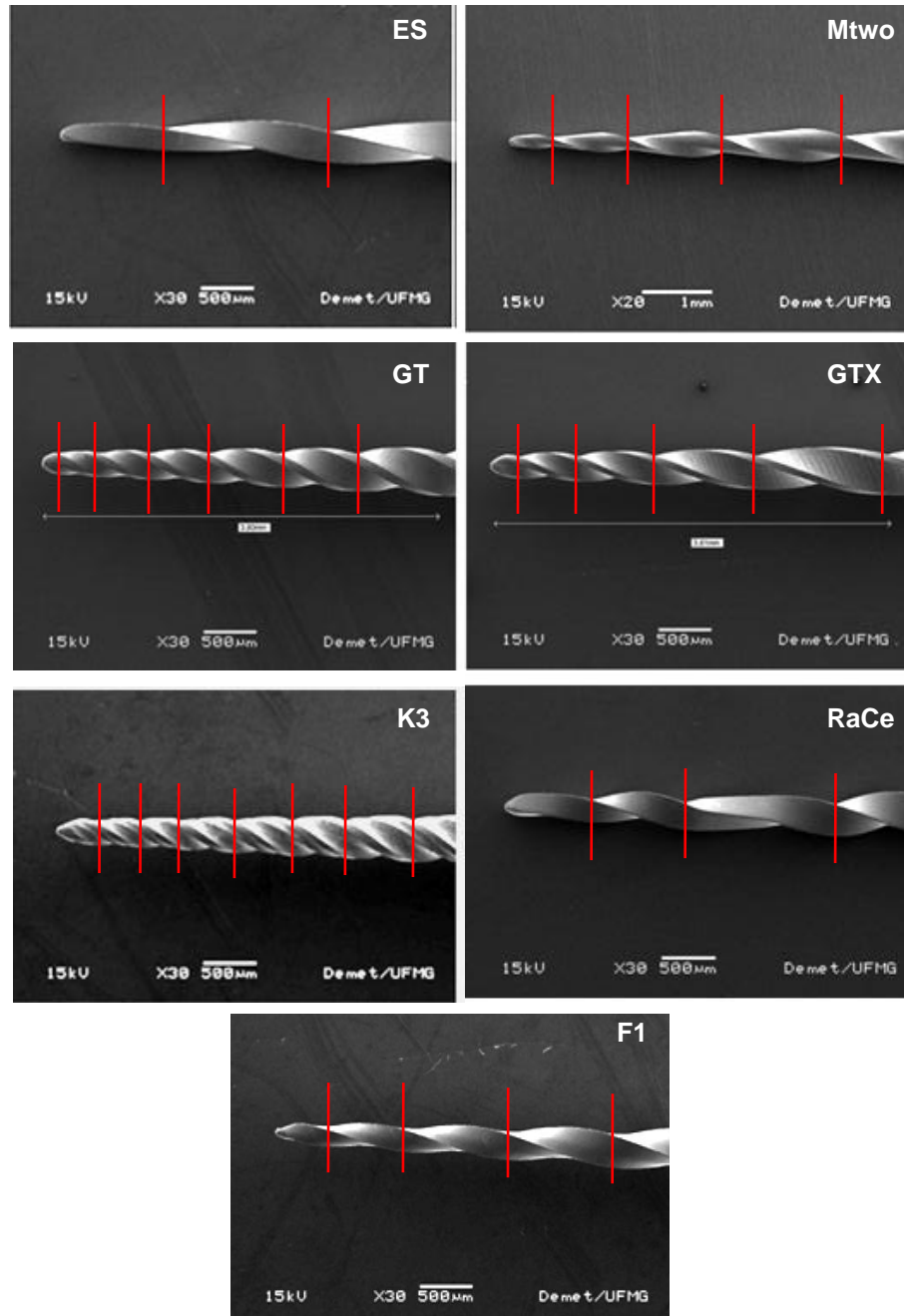


FIGURA 27 - Imagem do *pitch* dos instrumentos analisados.
FONTE: Da autora

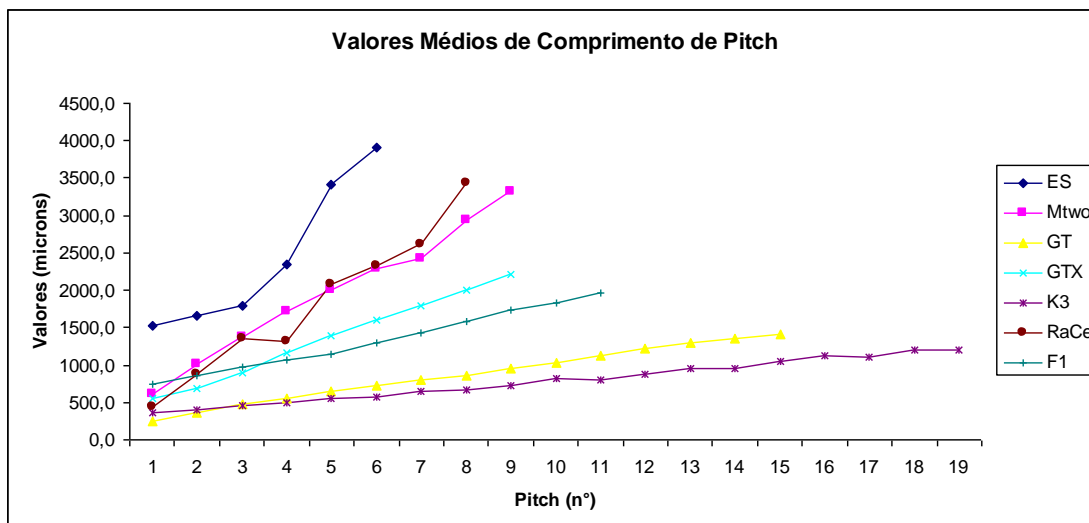


FIGURA 28 - Valores médios dos comprimentos de *pitch* de instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1.
 FONTE: Da autora

Foi observada considerável variação entre os comprimentos de *pitch*, com aumento gradativo dos mesmos ao longo da haste em todos os instrumentos analisados. Os instrumentos apresentaram menores valores de comprimentos de *pitch* próximo à ponta e maiores valores próximos à haste. Os instrumentos EndoSequence, apresentaram menor número e maiores valores de comprimento de *pitch* quando comparados aos outros instrumentos. Considerando o comprimento da parte ativa dos instrumentos GT e GTX, pode ser observado que os instrumentos GTX sofreram uma redução no número e concomitante aumento nos comprimentos de *pitch*, quando comparados aos instrumentos GT. Estas alterações geométricas poderão refletir variações no comportamento de corte destes instrumentos. Quando se analisa os instrumentos EndoSequence, Mtwo, K3, RaCe e ProTaper F1, com valores de comprimentos de parte ativa semelhantes, se observa que os instrumentos EndoSequence, Mtwo e RaCe apresentaram menores números e maiores valores de comprimento de *pitch*, enquanto os instrumentos K3 apresentaram maior número e menores comprimentos de *pitch*, o que pode refletir na eficiência de corte dos instrumentos. Os instrumentos com maior variação nos valores de comprimento de *pitch* apresentaram curvas mais inclinadas no gráfico acima. Um aumento no comprimento do *pitch* diminuirá significativamente a tendência ao parafusamento dos instrumentos no canal (KOCH; BRAVE, 2004) e promoverá melhor remoção de debris (MOUNCE, 2004).

5.1.4 Medidas dos ângulos helicoidais

As medidas dos ângulos helicoidais foram realizadas em todo o comprimento da parte ativa dos 70 instrumentos analisados (FIG. 29). Os valores médios dos ângulos helicoidais dos instrumentos estão representados na FIGURA 30 e Apêndice D.

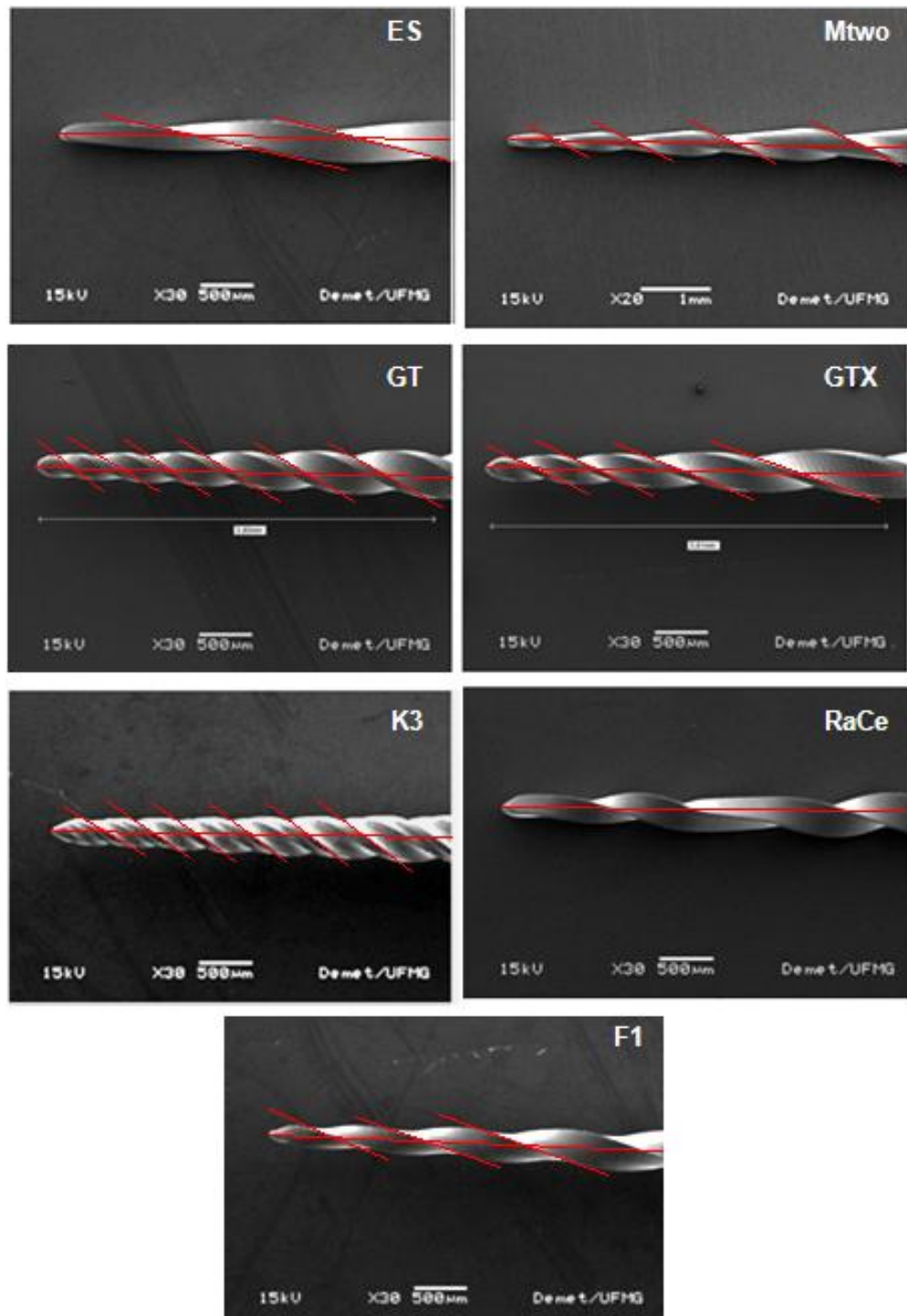


FIGURA 29 - Imagem do ângulo helicoidal dos instrumentos analisados.
 FONTE: Da autora

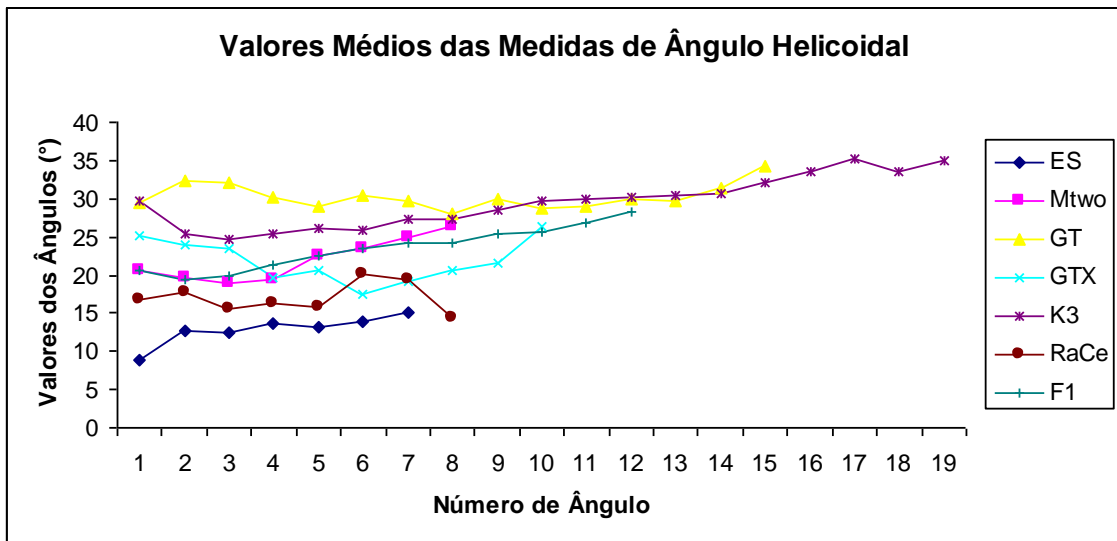


FIGURA 30 - Valores médios das medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos analisados.

FONTE: Da autora

Os instrumentos analisados apresentaram variações nos valores médios dos ângulos helicoidais. Da análise da FIGURA 30, pode ser relatado que: os instrumentos GT e K3 apresentaram maiores valores e maior número de ângulos helicoidais na parte ativa; os instrumentos ES, Mtwo e F1 apresentaram aumento gradativo nos valores destes ângulos ao longo da parte ativa do instrumento e, os instrumentos GTX e RaCe apresentaram maiores variações nos valores dos ângulos helicoidais. As variações encontradas para os instrumentos GTX se devem à diminuição na largura dos planos radiais ao longo da parte ativa destes instrumentos e as variações nos instrumentos RaCe se devem à presença de arestas laterais de corte que se dispõem alternadamente na direção paralela e inclinada em relação ao longo eixo do instrumento.

É importante salientar que o ângulo helicoidal dos instrumentos apresenta uma relação direta ao número de *pitch*. Assim para menores valores de ângulos temos menores números de *pitch* na parte ativa dos instrumentos (FIG. 31).

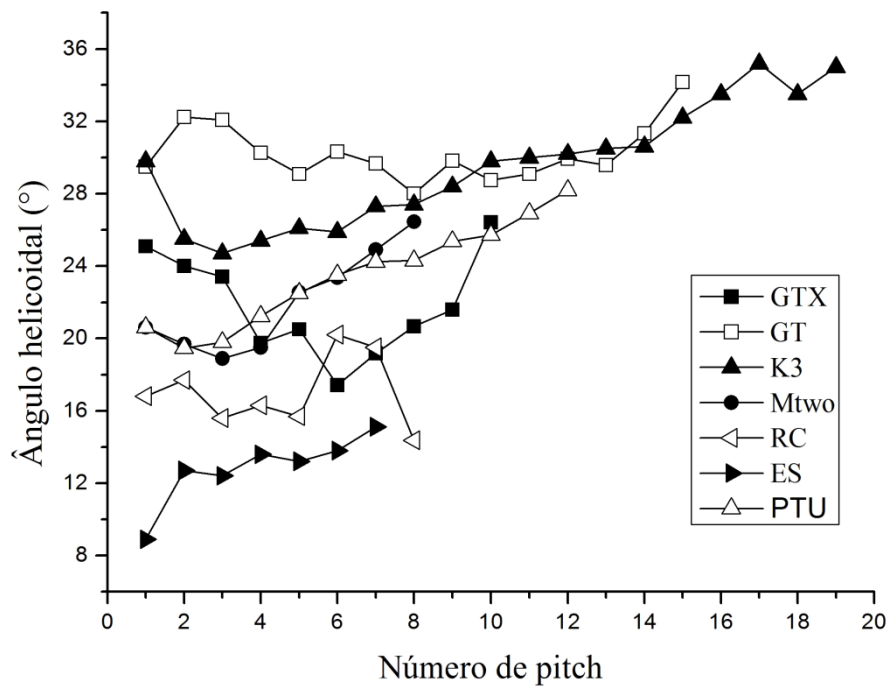


FIGURA 31 - Valores médios dos ângulos helicoidais e número de *pitch* dos instrumentos avaliados.

FONTE: Da autora

5.1.5 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos

Os instrumentos foram preparados conforme descrito no item 4.3 deste documento. As imagens das seções transversais dos instrumentos, captadas por MEV, foram documentadas para posterior determinação dos valores da área a 3 mm da ponta (A3). Como já mencionado, esta posição foi escolhida uma vez que é a região onde as solicitações mecânicas mais importantes se concentram durante o uso clínico, aliado ao fato que esta é a região determinada pela especificação ISO 3630-1 para a realização de ensaios mecânicos em instrumentos endodônticos (BAHIA; BUONO, 2005). Os valores médios de área da seção transversal a 3 mm da ponta (A3) para cada tipo de instrumento avaliado são apresentados na Tabela 3.

TABELA 3 - Valores médios (desvios padrão) de área da seção transversal a 3 mm da ponta (A3) de instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1

Instrumentos	A3 (mm²)
EndoSequence	0,054 (0,001) ^a
Mtwo	0,065 (0,006) ^b
GT	0,079 (0,007) ^c
GTX	0,058 (0,002) ^d
K3	0,088 (0,003) ^e
RaCe	0,055 (0,005) ^f
ProTaper F1	0,082 (0,025) ^c

A análise estatísticas dos valores de A3 entre os pares de instrumentos analisados mostrou diferença significativa entre todos eles, com exceção dos pares GT e ProTaper F1 ($p=0,566$) e GT e F1 ($p=0,566$). As diferenças dos valores médios de área e de diâmetro podem ser explicadas pela diferença existente na geometria da seção transversal destes instrumentos.

A análise das imagens dos instrumentos mostrou seções transversais de forma triangular convexa, hélice tripla e ausência de planos radiais para os instrumentos PTU F1. Os instrumentos GT e GTX apresentaram planos radiais e áreas de alívio. Os instrumentos K3 apresentaram plano radial, borda cortante a área de alívio. Por outro lado, nos instrumentos ES e RaCe a imagem da seção transversal é triangular sem planos radiais e os instrumentos Mtwo apresentaram geometria em forma de S, com hélice dupla e área de alívio (FIG. 32). O formato da seção transversal pode ser um fator determinante na eficiência de corte dos instrumentos (SCHÄFER; OITZINGER, 2008).

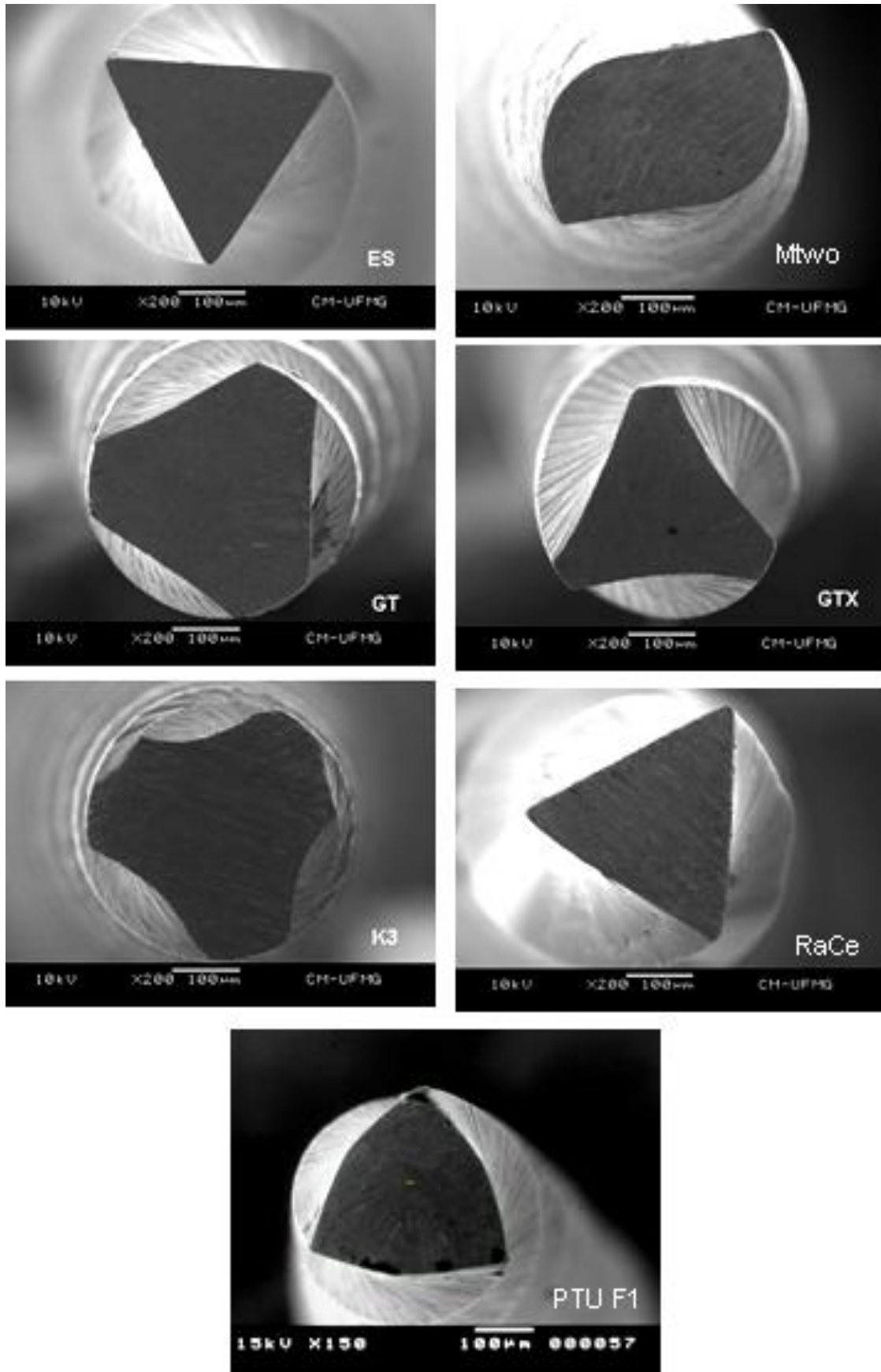


FIGURA 32- Imagens das seções transversais dos instrumentos pesquisados.
 FONTE: Da autora

5.2 Ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos

Os ângulos estudados neste trabalho foram definidos segundo relatado na metodologia no item 4.4.

5.2.1 *Rake angle*

As imagens da FIGURA 33 mostram as medidas dos ângulos de inclinação (*rake angle*) dos instrumentos estudados, realizados num corte transversal a 3 mm da ponta de cada instrumento. Os dados obtidos nesta análise podem ser visualizados na Tabela 4.

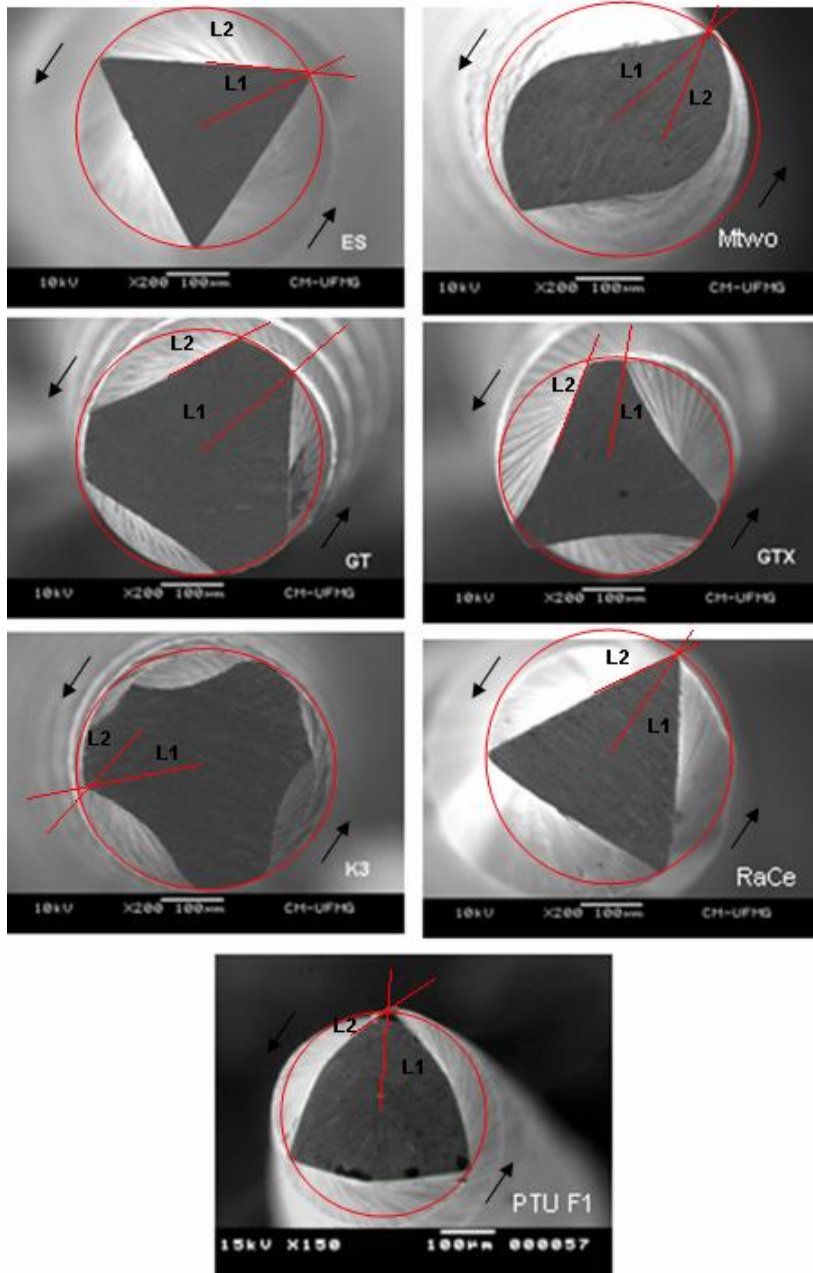


FIGURA 33 - Imagens de MEV da seção transversal de instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, Race e ProTaper F1, mostrando o *rake angle*.
 FONTE: Da autora

TABELA 4 - Ângulo de inclinação (*rake angle*) dos instrumentos EndoSequence, GT, GTX, K3, Mtwo, RaCe e ProTaper F1.

Instrumentos	<i>Rake angle</i>
EndoSequence	Negativo
Mtwo	Positivo
GT	Neutro
GTX	Neutro
K3	Positivo
RaCe	Negativo
ProTaper F1	Negativo

O *rake angle* (ângulo de inclinação) é o ângulo formado pela tangente da aresta de corte do instrumento (L2), e o prolongamento do raio de um círculo que circunda a área de seção transversal do instrumento (L1). Instrumentos com *rake angle* positivos irão cortar com mais eficiência porque a lâmina do instrumento está voltada para a mesma direção da força aplicada para exercer o corte. *Rake angle* neutro apresenta a lâmina perpendicular à superfície a ser cortada, apresentando valores de corte intermediários. Por outro lado, *rake angle* negativo tem a lâmina voltada para o lado oposto à direção aplicada para o corte, sendo, portanto menos eficiente. (WILDEY *et al.*, 1992). A maioria dos instrumentos endodônticos apresenta *rake angle* negativo ou neutro. Um *rake angle* positivo irá cortar a dentina como um cinzel (SANGHVI; MISTRY, 2011).

Uma variável controversa no estudo de eficiência de corte dos instrumentos endodônticos de NiTi é a classificação dos instrumentos quanto ao *rake angle*. Sanghvi e Mistry (2011) e Koch e Brave (2004) consideram que os instrumentos com seção transversal triangular apresentam *rake angle* positivo. Por outro lado, Wildey *et al.* (1992) e Schäfer e Oitzinger (2008) consideram estes instrumentos com *rake angle* negativo.

Seguindo o pensamento de Wildey *et al.* (1992), foi considerado no presente estudo, após análise do *rake angle* dos instrumentos avaliados, que os instrumentos GT e GTX apresentaram *rake angle* neutro devido à presença de

planos radiais, os instrumentos Mtwo e K3 apresentaram *rake angle* positivo e os demais instrumentos apresentaram *rake angle* negativo.

5.2.2 Ângulos das arestas cortados instrumentos

Ângulo de corte dos instrumentos é o ângulo formado pelas tangentes das arestas de corte do instrumento e a circunferência que circunda a área de seção transversal do instrumento. A obtenção dos ângulos de corte dos instrumentos analisados foi realizada conforme descrito na metodologia (item 4.4). As imagens da FIGURA 34 mostram as medidas dos ângulos de corte dos instrumentos analisados, realizadas a 3 mm da ponta do instrumento. Como a variação dos valores médios obtidos da medida de cada um dos 2 ou 3 ângulos de corte dos instrumentos avaliados, foi computado para cada instrumento um único valor para este parâmetro. Os dados obtidos nesta análise podem ser visualizados na Tabela 5 e na FIGURA 34.

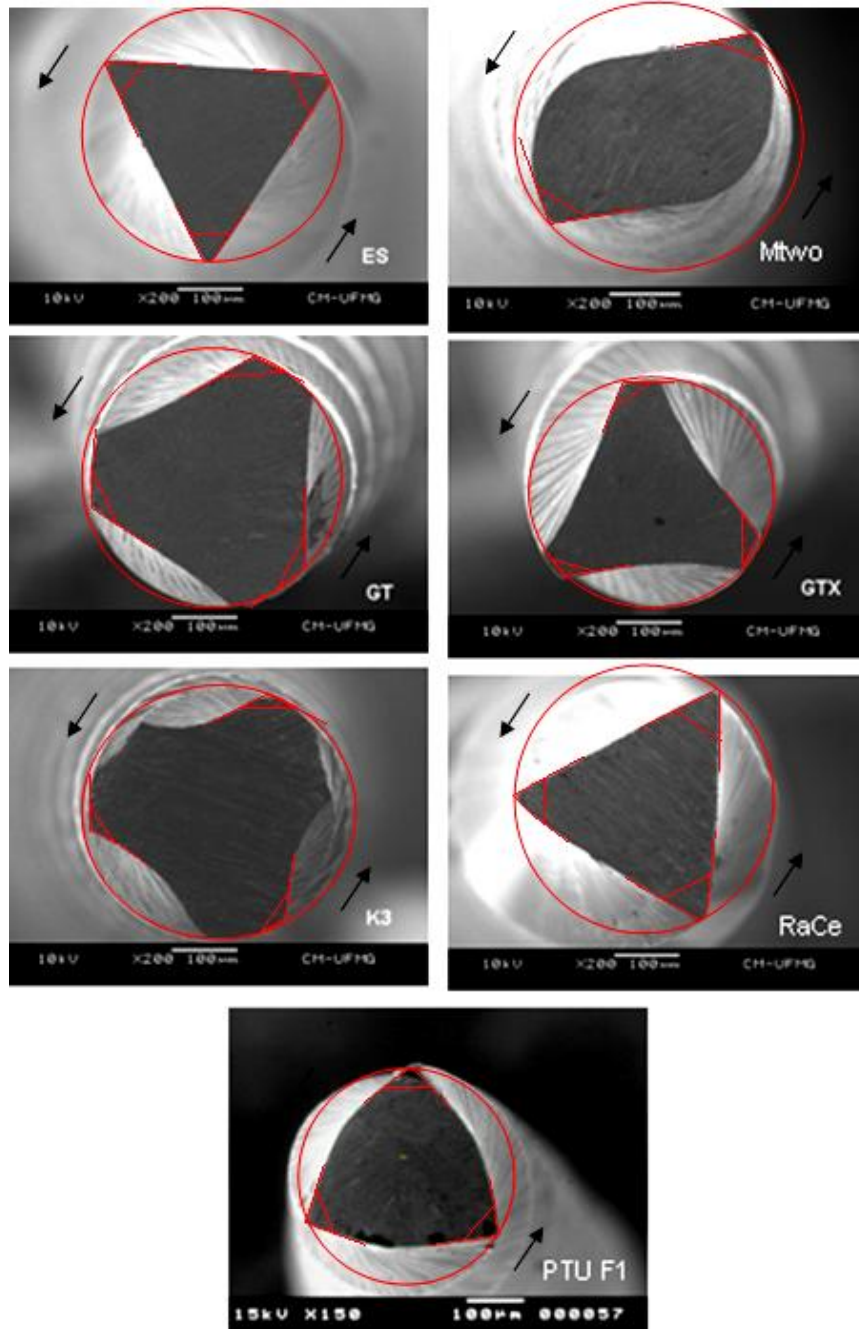


FIGURA 34 – Imagens de MEV da seção transversal de instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e ProTaper F1, mostrando os ângulos de corte dos instrumentos.

FONTE: Da autora

TABELA 5 - Valores médios (desvio padrão) dos ângulos de corte dos instrumentos

Instrumentos	Ângulos de Corte (°) (DP)		
	1	2	3
EndoSequence	65,3 (1,7)	65,2 (1,2)	64,5 (2,8) ^a
Mtwo	111,7(8,0)	104,9 (5,0)	— ^b
GT	124,2 (3,8)	126,1 (5,6)	124,5 (2,7) ^c
GTX	116,8 (2,1)	116,1 (3,2)	118,4 (4,1) ^d
K3	144,9 (4,3)	142,7 (3,3)	123,4 (3,0) ^d
RaCe	65,4(1,6)	65,5 (2,9)	69,3 (2,6) ^e
ProTaper F1	97,0 (2,9)	101,1 (8,4)	95,0 (2,7) ^f

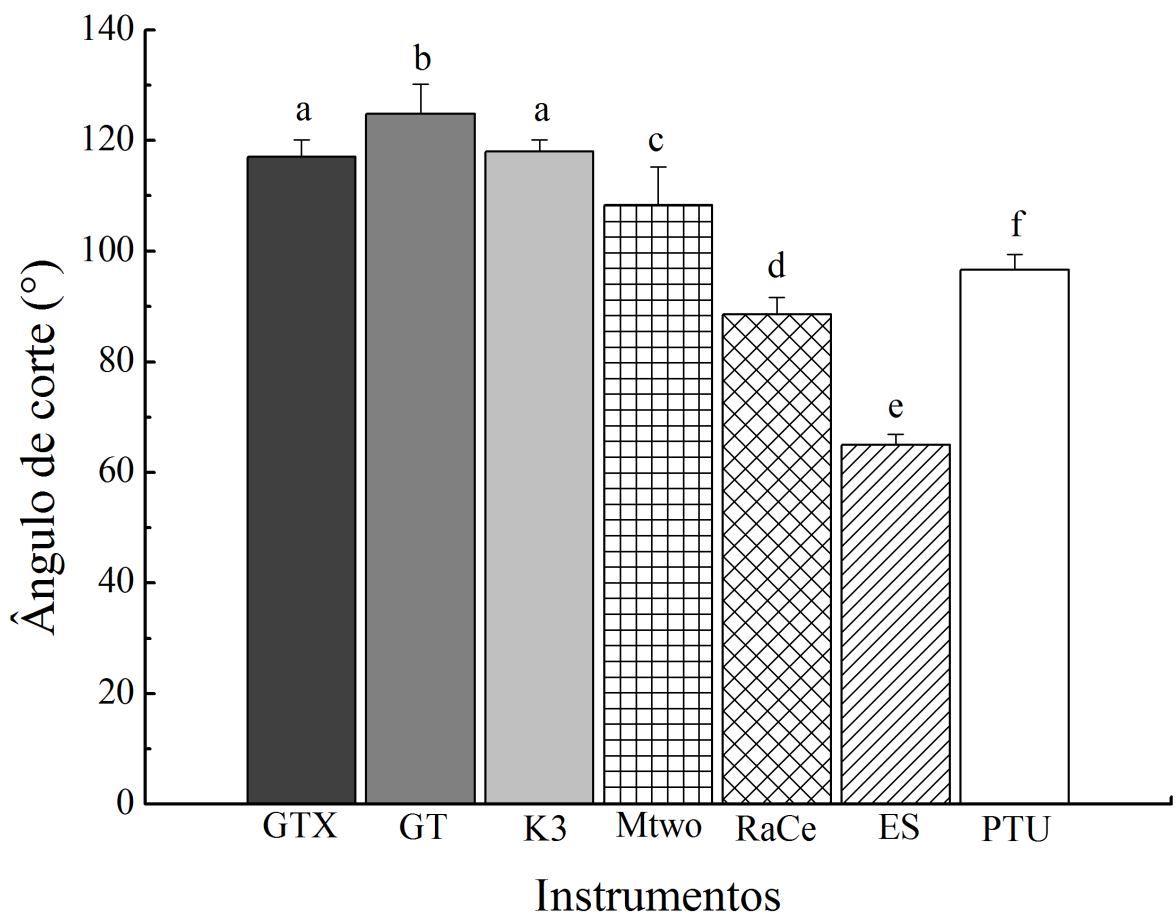


FIGURA 35 - Valores médios de ângulos de corte para os instrumentos avaliados
 FONTE: Da autora

Da análise da FIGURA 35, observamos os menores valores de ângulos de corte para os instrumentos ES e os maiores valores para os instrumentos GT, seguidos dos instrumentos K3, GTX, Mtwo, F1 e RaCe. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativa para todos os instrumentos avaliados, exceto GTX e K3. Esperava-se neste trabalho que os instrumentos K3 e Mtwo, devido ao *rake angle* positivo, apresentassem os menores valores de ângulo de corte.

5.3 Propriedades mecânicas

5.3.1 Ensaios de eficiência de corte

Os instrumentos estudados foram ensaiados em dispositivo de bancada para avaliar a eficiência de corte através da força axial exigida na penetração dos instrumentos nos canais artificiais. Os valores médios de força axial, requeridos pelos instrumentos, durante a penetração nos canais artificiais estão mostrados nas FIGURAS 36 e 37. A Tabela 7 mostra os valores médios e desvios padrão do ajuste exponencial da força axial exercida pelos instrumentos durante o preparo de canais artificiais. O ajuste exponencial nos fornece uma média exponencialmente ponderada, ou seja, um valor ajustado de todos os valores obtidos nos ensaios. Os valores de R próximos a um indicam que a linha se ajusta aos dados quase que perfeitamente.

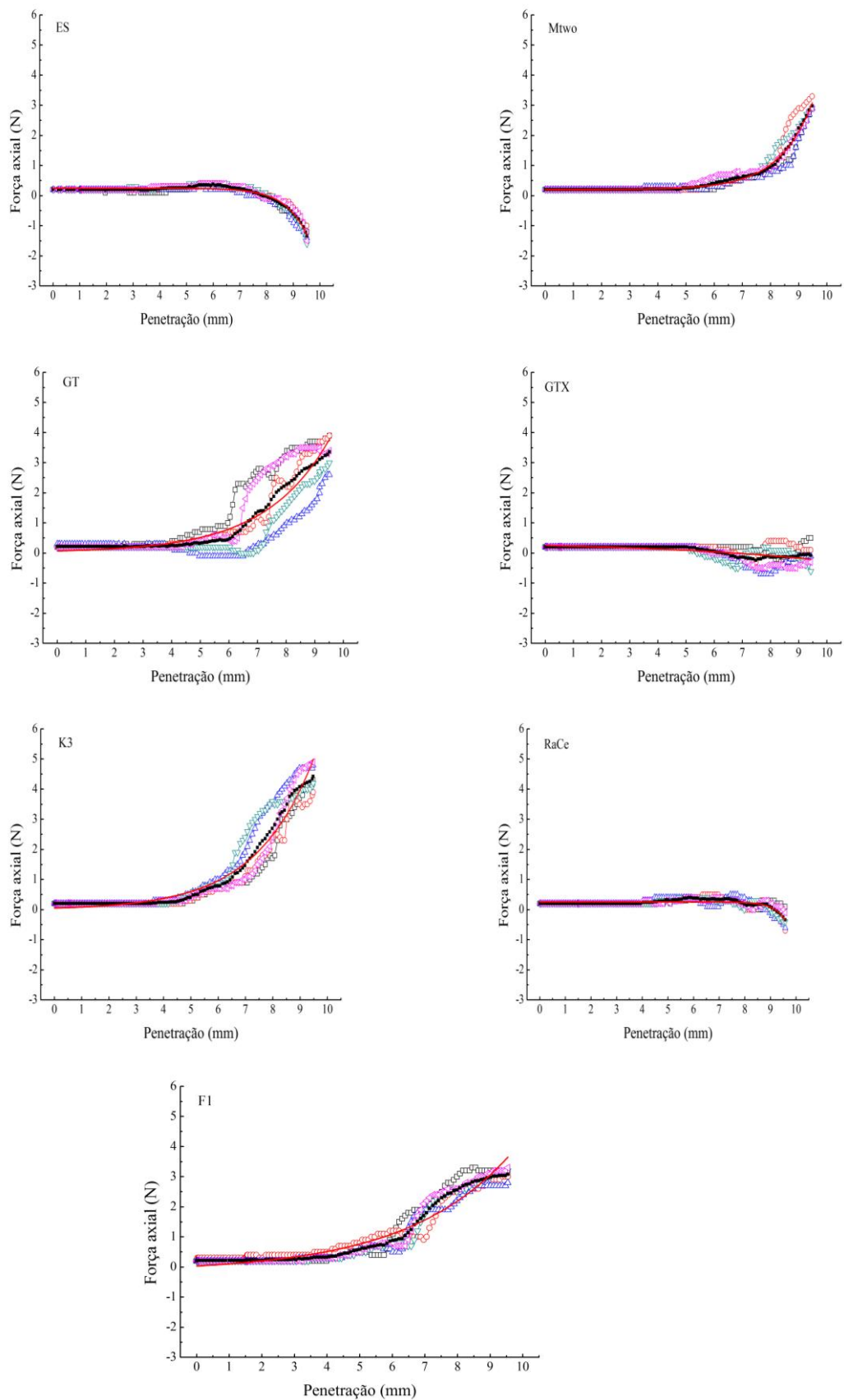


FIGURA 36 - Valores de força axial e curva média (preto) requeridos pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais
 FONTE: Da autora

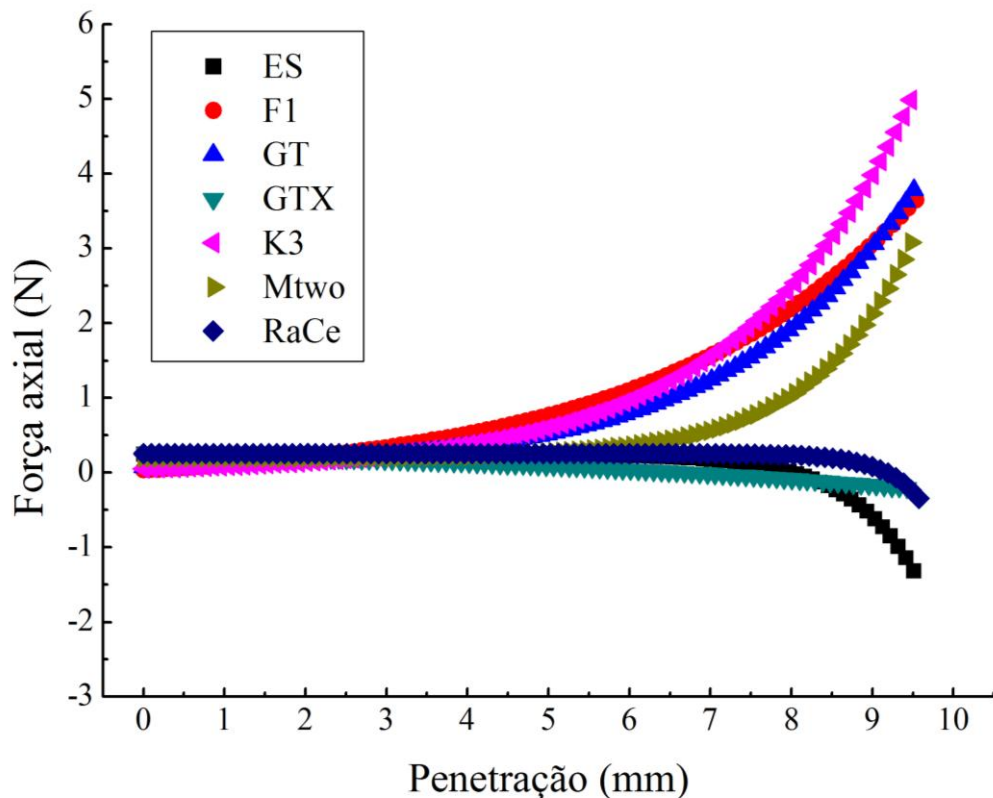


FIGURA 37 - Valores médios de força axial requeridos pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais.
 FONTE: Da autora

Da análise da FIGURA37 pode ser observado que os maiores valores de força axial foram requeridos pelos instrumentos K3, F1 e GT. Estes resultados podem ser explicados pela geometria/área de seção transversal-A3 (TAB. 4), valores dos ângulos helicoidais e número de *pitch* (FIG. 31) apresentados por estes instrumentos. Os instrumentos K3 apresentaram valores médios de A3 de 0,088 mm² (0,003), seguido pelos instrumentos PTU F1 0,082 mm² (0,025) e GT 0,079 mm² (0,007). Os valores de torque gerados durante o preparo de canais radiculares dependem de uma variedade de parâmetros; talvez o fator mais importante seja a área de superfície de contato do instrumento com as paredes do canal, instrumentos com maior área de contato geram maiores valores de torque durante o preparo (BAHIA *et al.*, 2006). De acordo com Camps e Pertot (1995) uma seção transversal menor cria um espaço maior entre o instrumento e as paredes do canal. Este espaço extra permite maior apreensão de detritos, facilitando a sua remoção no sentido coronário. Maiores seções transversais não podem proporcionar espaço suficiente para que os detritos sejam deslocados. Como tal, os detritos impedem que o instrumento corte as paredes do canal fazendo com que para se mover axialmente

no interior do canal esses instrumentos exigem maior força axial (WANet *et al.*, 2010). Além disso, Shen e Haapasalo (2008) concordam com o fato de que uma grande área de seção transversal reflita em um grande momento de inércia, o que torna a estrutura rígida e difícil de dobrar. Isto foi confirmado pelos resultados onde se observou que, quando a área do núcleo interno da seção transversal era maior, foi exigido pelo dispositivo maior força axial. Além disso, os instrumentos K3, F1 e GT apresentaram maiores valores médios de ângulo helicoidal e, conseqüentemente, maiores números de *pitch*, promovendo maior contato com as paredes do canal e gerando uma força axial maior.

TABELA 6 - Valores médios e desvios padrão do ajuste exponencial da força axial exercida pelos instrumentos no dispositivo de teste durante a penetração nos canais artificiais

Instrumentos	$F_{ax} = A \exp(-x/B) + C$			
	A (N)	B	C	R ²
ES	$-1,2 \times 10^{-5}$ ($5,2 \times 10^{-6}$)	-0,808 (0,030)	0,246 (0,007)	0,966
F1	0,192 (0,038)	-3,196 (0,207)	-0,157 (0,075)	0,954
GT	0,053 (0,010)	-2,231 (0,103)	0,018 (0,041)	0,966
GTX	-0,125 (0,067)	-6,143 (1,710)	0,375 (0,080)	0,765
K3	0,058 (0,008)	-2,129 (0,071)	-0,007 (0,037)	0,980
Mtwo	0,001 ($1,1 \times 10^{-4}$)	-1,195 (0,016)	0,199 (0,006)	0,996
RaCe	$-8,4 \times 10^{-10}$ ($2,2 \times 10^{-9}$)	-0,470 (0,063)	0,256 (0,007)	0,683

Um parâmetro geométrico importante avaliado neste estudo foi o ângulo helicoidal e sua relação com a força axial. O ângulo da helicoidal corresponde ao ângulo entre a lâmina e o eixo central do instrumento. Este ângulo pode variar muito, dependendo da seção transversal do instrumento, e é em grande parte determinado durante a usinagem do fio. Variações no ângulo ao longo do comprimento do instrumento ajudam a limitar a tendência para o parafusamento. Um maior comprimento de *pitch* também pode ajudar a prevenir o travamento, na medida em que reduz o ângulo helicoidal, que por sua vez reduz consideravelmente a possibilidade do instrumento ser puxado para dentro do canal. Neste estudo, os

instrumentos que apresentaram ângulos helicoidais menores foram RaCe, ES e GTX (FIG. 31) e esta característica pode ter contribuído para os baixos valores de força axial requeridos por estes instrumentos durante os ensaios de penetração no canal artificial. Estes resultados são comparáveis com os obtidos por Schäfer e Tepel (2001), utilizando instrumentos manuais de aço inoxidável com diferentes geometrias de seção transversal.

Ao avaliar a influência do comprimento de *pitch* dos instrumentos, na geração de tensão e a tendência ao parafusamento durante o preparo de canais artificiais, Diemer e Calas (2004) observaram que os instrumentos com maior comprimento de *pitch* tinham menor tendência ao parafusamento e apresentavam menores valores de tensão torcional. Estes resultados estão de acordo com os obtidos no presente estudo, onde foi observado que os instrumentos com maiores comprimentos de *pitch* apresentaram menores valores de força axial durante a penetração nos canais artificiais.

Os resultados relativos aos valores de força axial, exibidos pelos instrumentos RaCe, EndoSequence e GTX, foram não apenas baixos, mas negativos. Este comportamento pode ser explicado devido às características de *design*. Estes instrumentos foram construídos de modo que nem todas as lâminas de corte tocassem simultaneamente as paredes do canal radicular. Esta característica específica permite que o instrumento avance na penetração do canal artificial em direção axial, sem resistência ao movimento, realizando um avanço, com efeito de um "remo", nos pontos de contacto entre o instrumento e as paredes canal. Essa ação faz com que o canal artificial seja puxado e registre, assim, um valor de força axial negativo. Valores de força axial negativos foram também encontrados nos trabalhos de Sattapan *et al.* (2000), Peters e Barbakow (2002) e Diemer *et al.* (2013). Estes autores concluíram que os valores de força apical dependem do calibre do instrumento, do tipo de preparo e da conformação do canal radicular.

Os valores de torque a que os instrumentos foram submetidos durante a penetração nos canais artificiais estão registrados nas FIGURAS 38 e 39. Ao analisar os dados verificamos que o torque exercido pelos instrumentos está diretamente relacionado ao seu *design*. A geometria da seção transversal dos instrumentos endodônticos de NiTi tem uma influência significativa no comportamento mecânico destes, especialmente no que diz respeito à presença de

planos radiais, ângulo de corte, profundidade das estrias de corte e massa interna (TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; XU; ZENG, 2006; KIM *et al.*, 2009).

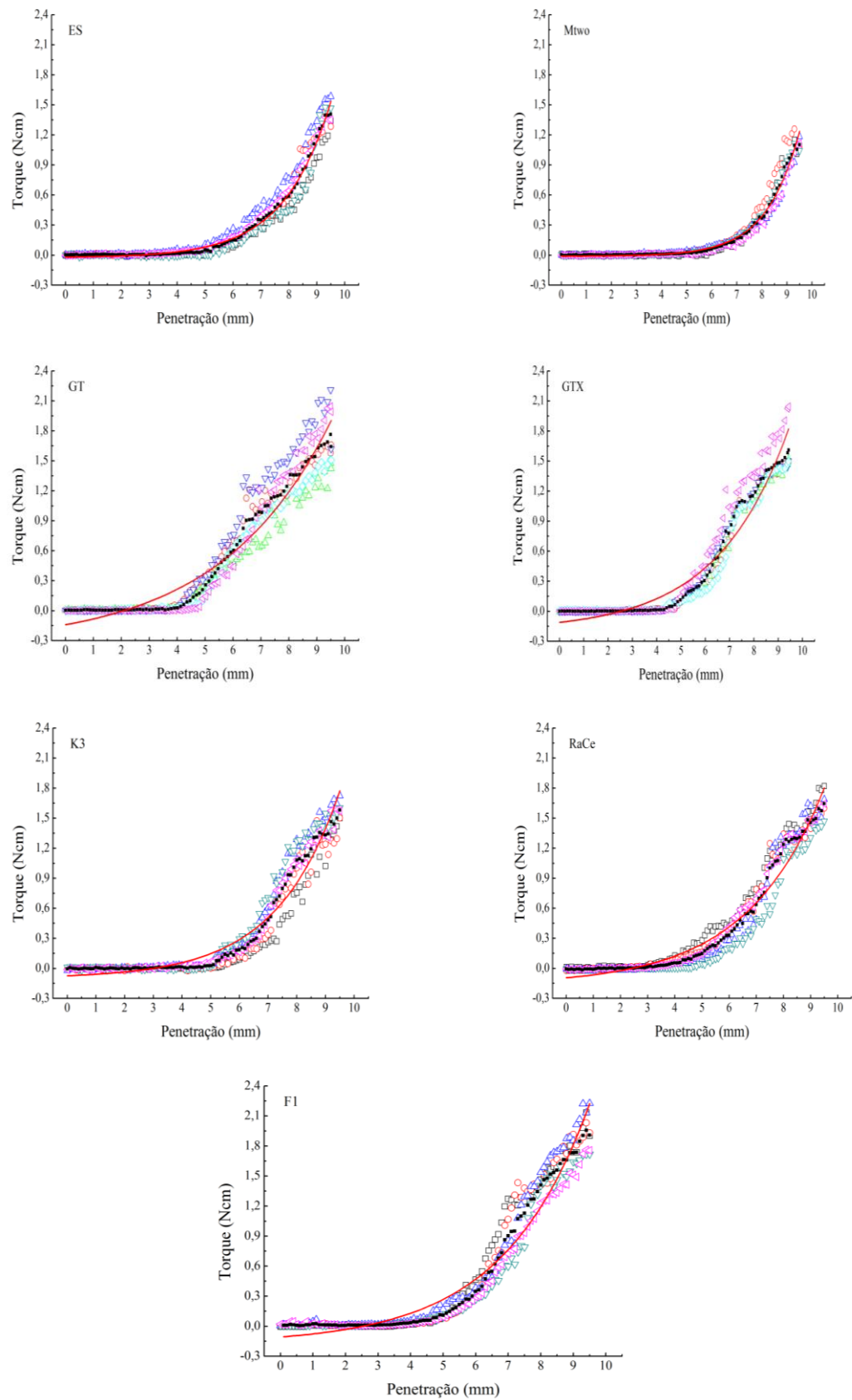


FIGURA 38 - Valores de torque e curva média (preto) a que foram submetidos os instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais.

FONTE: Da autora

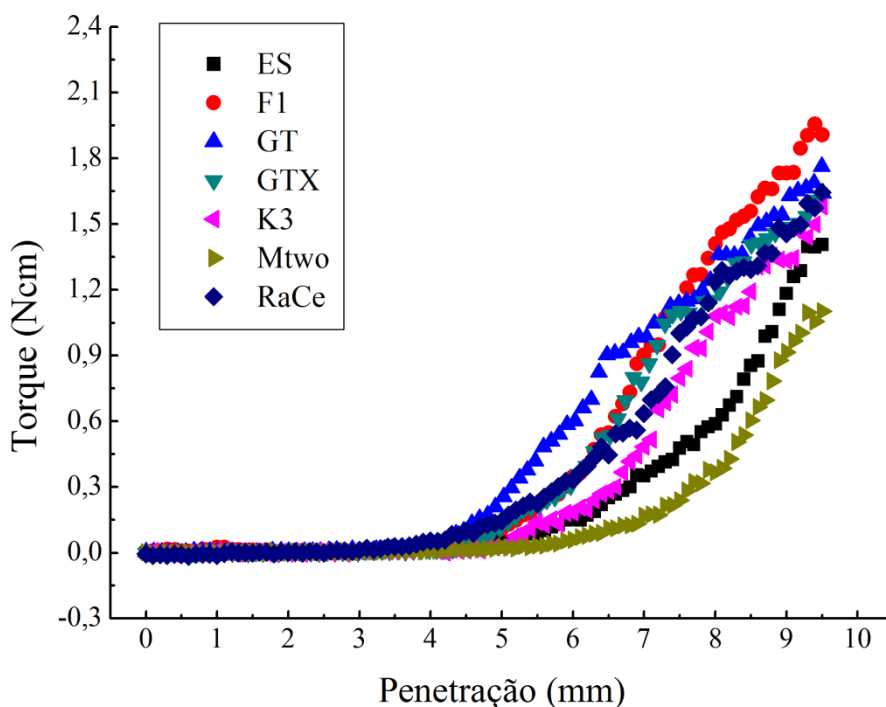


FIGURA 39 - Valores médios de torque a que foram submetidos os instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais.

FONTE: Da autora

Ao se comparar as curvas de torque (Ncm) x penetração (mm) da FIGURA 39, pode ser observado que o *rakeangle* positivo influenciou os valores de torque obtidos para os instrumentos Mtwo e K3. Os instrumentos Mtwo apresentaram menores valores de torque quando comparados aos outros instrumentos, justificado pela geometria da seção transversal deste instrumento.

De um modo geral, a presença de planos radiais nos instrumentos gera altos valores de tensão, porém permitem um preparo seguro, sem desvio. Turpin *et al.* (2000) através de modelos teóricos demonstraram que seções transversais de tripla hélice apresentavam maiores valores de torque que instrumentos da mesma geometria, calibre e diâmetro sem plano radial.

Em pesquisa utilizando elementos finitos, Berutti *et al.* (2003) concluíram que a presença de plano radial na seção transversal dos instrumentos contribuía para a ocorrência de maiores valores de torque. Este fato também foi observado em nosso estudo para os instrumentos GT que apresentaram altos valores de torque, quando comparado aos demais instrumentos. Este alto valor de torque, obtido para os instrumentos GT, pode estar relacionado também à área de seção transversal e

ao grande número de *pitch* observados neste instrumento. Entretanto, é importante observar neste momento que os instrumentos F1, que não apresentam planos radiais, apresentaram valores de torque superiores aos instrumentos GT. Ao se analisar as características dos instrumentos F1, observa-se que a área de seção transversal juntamente com os ângulos helicoidais e números de *pitch*, fizeram com que este instrumento apresentasse um alto valor de torque.

Os instrumentos GTX, apesar de apresentarem planos radiais, não foram submetidos a altos valores de torque. Este fato pode ser justificado pelas características das lâminas de corte, número de *pitch*, área de seção transversal e, em especial, pela diferença na espessura dos planos radiais ao longo da parte ativa nestes instrumentos. Peixoto *et al.* (2010) observaram menores valores de torque máximo para os instrumentos GTX quando comparados aos instrumentos GT em ensaios de torção. O comprimento de *pitch*, dos instrumentos GTX, influenciou este comportamento em ensaios de torção.

Da análise comparativa do comportamento dos instrumentos RaCe e ES, foi observado que os mesmos apresentaram valores de área de seção transversal e perfil geométrico transversal semelhantes. Possivelmente, menores valores de ângulos helicoidais e maiores comprimentos de *pitch* dos instrumentos ES proporcionaram a estes instrumentos menores valores de torque. O polimento eletrolítico dos instrumentos ES e RaCe parece não ter influenciado o comportamento de corte nestes ensaios em bancada. Por outro lado, Bui *et al.* (2008) estudaram o efeito do eletropolimento na eficiência de corte e encontraram um ligeiro aumento na eficiência de corte para os instrumentos que passavam por polimento eletrolítico, porém sem diferenças estatisticamente significativas. Foi verificado que o polimento eletrolítico promoveu o arredondamento das lâminas de corte, mas não ocasionou efeito significativo na eficiência de corte.

Esperava-se neste estudo que maiores valores de microdureza resultassem no aumento da eficiência de corte. Porém, os instrumentos com maiores valores médios de microdureza *Vickers* não apresentaram aumento da eficiência de corte. Estes resultados estão de acordo com Kim *et al.* (2005). Assim, a microdureza dos instrumentos, sob as condições deste estudo, não influenciou a eficiência de corte dos instrumentos avaliados em ensaios de bancada.

Os resultados deste estudo sugerem maior eficiência de corte para os instrumentos Mtwo, quando comparados aos outros instrumentos avaliados.

Acredita-se que, na prática clínica, os instrumentos pesquisados sejam submetidos a menores valores de torque e força axial em comparação aos valores obtidos, pois o uso de uma seqüência de instrumentos com variação de *taper* diminui os valores de torque a que são submetidos os instrumentos no preparo de canais radiculares (SCHRADER; PETERS, 2005). A variação na forma e calibre dos canais radiculares também pode ter influência significativa no torque requerido durante o trabalho clínico (BERUTTI *et al.*, 2004).

Não existe um consenso na literatura para a análise da eficiência de corte de instrumentos rotatórios de NiTi. Vários métodos são usados para avaliar este comportamento, pois as forças mecânicas aplicadas aos instrumentos endodônticos durante a instrumentação dos canais são multiaxiais e complexas (DIEMER *et al.*, 2013). Diante do exposto, foi pretendido que a eficiência de corte dos instrumentos estudados fosse avaliada através dos parâmetros torque e força axial a que foram submetidos, durante a penetração nos canais artificiais, relacionando-os às características geométricas. Assim, instrumentos que requereram menores valores de torque, supostamente, apresentaram maior eficiência de corte. É importante ressaltar que as características geométricas dos instrumentos analisados apresentaram influência direta no seu comportamento de corte sob as condições deste estudo.

5.4 Microdureza *Vickers*

Os valores médios de Microdureza *Vickers* (MHV), com os respectivos desvios padrão, de cada um dos sistemas avaliados, obtidos conforme descrito no item 4.2 deste documento são mostrados na Tabela 7.

TABELA 7- Valores médios de Microdureza *Vickers* (desvio padrão) determinados em instrumentos EndoSequence, Mtwo, GT, GTX, K3, RaCe e F1.

Instrumentos	Microdureza <i>Vickers</i> (HV)(DP)
EndoSequence	457 (16)
Mtwo	369 (10)
GT	403 (10)
GTX	436 (10)
K3	413 (31)
RaCe	416 (16)
ProTaper F1	382 (15)

Os resultados obtidos indicam valores médios de microdureza superiores para os instrumentos *EndoSequence* e GTX, quando comparados aos demais instrumentos. A comparação estatística dos valores de microdureza entre pares de instrumentos mostrou diferença significativa entre todos os pares analisados, exceto entre os instrumentos K3 e RaCe. Estes resultados sugerem que o processo de polimento eletrolítico realizado nos instrumentos *EndoSequence* pode ter melhorado as características superficiais destes instrumentos (KOCH; BRAVE, 2004; BAUMANN, 2005). Da mesma forma, o tratamento termomecânico a que foi submetido o fio M-Wire, utilizado na fabricação dos instrumentos GTX, pode proporcionar a nucleação de precipitados de Ti_3Ni_4 , provocando uma disponibilidade maior de Ti livre na matriz da liga, endurecimento por precipitação (SABURI, 1998) e uma alta densidade de deslocamentos rearranjados termicamente (SABURI *et al.*, 1982). Estas características resultantes podem justificar os maiores valores de microdureza encontrados para os instrumentos GTX. Resultados semelhantes foram encontrados por Peixoto *et al.* (2010), na comparação de microdureza *Vickers* entre os instrumentos GT e GTX.

6 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às seguintes conclusões:

- Os valores de força axial requeridos pelos instrumentos analisados apresentaram uma relação direta com a área, o comprimento de *pitch* e o ângulo helicoidal dos mesmos.
- Os menores valores de força axial foram observados nos instrumentos Mtwo, GTX, ES e RaCe e os maiores valores nos instrumentos K3, F1 e GT.
- Os valores de torque solicitados pelos instrumentos nos ensaios apresentaram uma relação direta com a área e a geometria da seção transversal. Os ângulos do perfil geométrico transversal foram o fator de maior influência neste parâmetro.
- Os menores valores de torque foram determinados para os instrumentos Mtwo, ES e K3, os maiores para os instrumentos F1 e GT e valores intermediários para RaCe e GTX.
- Os valores de microdureza *Vickers* não apresentaram influência na eficiência de corte dos instrumentos pesquisados.
- Nas condições deste estudo, os instrumentos Mtwo apresentaram maior eficiência de corte quando comparados aos outros instrumentos analisados, seguidos dos instrumentos ES, RaCe, K3, GTX, F1 e GT.

REFERÊNCIAS

ANDERSON, M.E.; PRICE, J.W.H.; PARASHOS, P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, v.33, n.10, p.1212-1216, oct. 2007.

AURICCHIO, F.; TAYLOR, R.; LUBLINER, J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Comput. Methods. Appl. Mech. Eng.*, v.146, p. 281-312, 1997.

BAHIA, M.G.A. *et al.* Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int. J. Endod. J.*, v. 38, p. 795-801, 2005.

BAHIA, M.G.A. Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos de NiTi *ProFile*. 2004. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) – Escola de Engenharia, 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 Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v.100, n.2, p.2249-2255, aug. 2005.

BAHIA, M.G.A.; MELO M.C.C.; BUONO V.T.L. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v.101, p.675-680, may 2006.

BAUMANN, M.A. Reamer with alternating cutting edges – Concept and clinical application. *Endod. Topics*, v. 10, n. 1, p. 176-178, Mar. 2005.

BERGMANS, L. *et al.* Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am. J. Dent.*, v. 14, p; 324-333, 2001.

BERGMANS, L. *et al.* Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int. Endod. J.*, v. 36, n.4, p. 288-295, 2003.

BERUTTI, E. *et al.* Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments. ProTaper versus ProFile. *J. Endod.*, v.29, p.15-19, 2003.

BERUTTI, E. *et al.* Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J. Endod.*, v.30, n.4, p.228-230, 2004.

BLUM, J.Y.; MACHTOU, P., MICALLEF, J.P. Location of contact areas on rotary ProFile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int. Endod. J.*, v. 32, n. 2, p. 108-114, Mar. 1999.

BOESSELER, C.; PAQUE, F.; PETERS, O. A. The effect of eletropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper Shaping files. *J. Endod.*, v.35, p.102-106, 2009.

BUCHANAN, L.S. The new series X Rotary Shaping System: objectives and technique principles. *Dent. Today.*, Jan. 2008.

BUCHANAN, L. S. The standardized-taper root canal preparation –Part 2. GT file selection and safe hand piece-driven file use. *Int. Endod.J.*, v. 34, p. 63-71, 2001a.

BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. *Int. Endod.J.*, v. 33, p. 516-529, 2000.

BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 3.GT file technique in large root canals with small apical diameters. *Int. Endod.J.*, v. 34, p.149-156, 2001b.

BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 4.GT file technique in large root canals with large apical diameters. *Int. Endod.J.*, v. 34, p.157-164, 2001c.

BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 5.GT file technique in small root canals. *Int. Endod. J.*, v.34, p.244-249, 2001d.

BUCHELI, J.C., HOLGUIN M.M.A., SOLIS, A.M. Manejo de conductos curvos y estrechos com instrumentos rotatorios Mtwo. *Endodoncia*, v.27,n.2, apr./june, 2009.

BUI, T.B.; MITCHELL, J.C.;BAUMGARTNER, J.C. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J. Endod.*, v. 34, n. 2, p. 190-193, feb. 2008.

CÂMARA, A. S. *et al.* Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *J. Endod.*, v.35, n.1, p.113-116, Jan. 2009.

CAMPS, J.J.; PERTOT, W.J. Machining efficiency of nickel-titanium K-files in linear motion. *Int. Endod.J.*, v. 28, p. 279-284, 1995.

CHOW D.Y.*et al.* An *in vitro* comparison of the rake angles between K3 and ProFile endodontic file systems. *J. Endod.*, v.31, n.3, p.180-182, Mar. 2005.

CLAUDER, T.; BAUMANN, M.A. ProTaper NT system. *Dent. Clin. North America*, v. 48, n. 1, p. 87-111, Jan. 2004.

CUNNINGHAM C. J.; SENIA, S. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *J. Endod.*, v.18, n.6, p.294-300, 1992.

DE DEUS, G.; GARCIA-FILHO, P. Influence of Niti Rotary System on the debridement quality of the root canal space. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v.106, p.e71-e76, Oct. 2009.

DIEMER, F. *et al.* Effect of asymmetry on behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. *J. Endod.*, v.39, n.6, p.829-832, Jun. 2013.

DIEMER, F.; CALAS, P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J. Endod.*, v. 30, n. 10, p. 716-719, Oct. 2004.

DUERIG, T.; ZADNO, G. R. *An engineers perspective of pseudoelasticity:engineering aspects of shape memory alloys.* Londres: Butterworth-Heinemann, 1990.

EGGERT, C.; PETERS, O.; BARBAKOW, F. Wear of Nickel-Titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J. Endod.*, v. 25, p. 494-497, 1999.

ESTRELA, C. *Ciência endodôntica.*São Paulo: Artes Médicas, 2004.

FAYYAD, D.M.; ELGENDY, E. Cutting efficiency of twisted versus machined nickel-titanium endodontic files. *J. Endod.*, v.37, n.8,p.1143-1146, Aug. 2011.

FELT, R.A.; MOSER, J.B.; HEUER, M.A.Flute design of endodontic instruments: its influence on cutting efficiency. *J. Endod.*, v. 8, p. 853, 1982.

GAMBARINI G. *et al.* Fatigue resistance of engine: driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J. Endod.*, v.34, n.8, p.1003-1005, 2008.

GAMBARINI, G. The K3 rotary nickel-titanium instrument system. *Endod.Topics*, v.10, p. 179-182, 2005.

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

GUELZOW, A.; STAMM, O.; MARTUS P.; KIELBASSA, A.M.Comparative study of six rotatory nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int. Endod. J.*, v. 38, p. 743-52, 2005.

HAÏKEL, Y.*et al.* Effects of cleaning, disinfection, and sterilization procedures in the cutting efficiency of endodontic files. *J. Endod.*, v. 22, n. 12, p. 657-661, dec. 1996b.

HAÏKEL, Y.*et al.* Measurements of the cutting efficiency of endodontic instruments: a new concept. *J. Endod.*, v. 22, n. 12, p. 651-656, Dec. 1996a.

HASHEM, A. A. R. *et al.*Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J. Endod.*, v.38, n. 7, july 2012.

HEROLD, K.S.; JOHNSON, B.R.; WENCKUS, C.S. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and ProFile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J. Endod.*, v.33, n.6, p.712-714, jun. 2007.

JOHNSON, E.; LLOYD, A.; KUTTLER, S. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of *ProFile 25/.04* rotary instruments. *J. Endod.*, v.34, n.11, p.1406-1409, 2008.

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

KIM, J.W. *et al.* Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int. Endod. J.*, v. 38, n.6, p. 364-371, 2005.

KIM, T.O. *et al.* Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int. Endod. J.*, v.42, p.14-21, 2009.

KOCH, K.A.; BRAVE, D.G. Real World Endo Sequence File. *Dent. Clin. North America*, v.48, p.159-182, jan. 2004.

KRAMKOWSKI, T.R.; BAHCALL, J. An in vitro comparison of *ProFile GT* and *ProFile GT Series X* rotary nickel-titanium files. *J. Endod.*, v.35, n.3, p.404-407, 2009.

KUHN, G.; JORDAN, L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium. *J Endod.* v. 28, n. 10, p. 716-720, oct. 2002.

KUHN, G.; TAVERNIER. B.; JORDAN, L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J. Endod.*, v.27, n.8, p.516-520, 2001.

LARSEN, C. M. *et al.*Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod.*, v.35, n.3, p.401-403, 2009.

MALAGNINO V.A. *et al.* The Mtwo NiTi rotary system for root canal preparation. *Roots*, v.3, p. 67-70, 2006.

MARTINS, R.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Surface analysis of *ProFile* instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *Int. Endod. J.*, v.35, n.10, p.848-853, 2002.

MEDEIROS, J.M.F.; SIMI J. R.J.; RISSO, V.A. Estudo comparativo mediante pesagem de duas técnicas de preparo de canais radiculares curvos com um tipo de instrumento endodôntico. *Rev. Odontol. Univ. Ribeirão Preto*, v.3, n. 1, 1999.

MELO, M.C.C. Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos de Níquel-Titânio acionados a motor. 1999. 153 p. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 1999.

MIYAI, K.*et al.* Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int. Endod. J.*, v.39, p.119-126, 2006.

MIYAZAKI, S.*etal.* Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti-Ni alloys. *J. Phys.*, v. 43, Suppl. 12, p. 255-260, dez. 1982.

MOLVEN, O. A comparison of the dentine removing ability of five root canal instruments. *Scand. J. Dent. Res.*, v. 6, n. 78, p. 500-511, 1970.

MOUNCE, R.E. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent. Clin. North Am.*, v.48, p.137-157, jan. 2004.

OLIET, S.; SORIN, S. M. Cutting efficiency of endodontic reamers. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v. 36, n. 2, p. 243-252, 1973.

OTSUKA, K.; REN, X. Martensitic transformations in nonferrous shape memory alloys. *Mater. Sci. Eng.*, A273-275, p.89-105, 1999.

OTSUKA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Prog. Mater. Sci.*, v.50, p.511-678, 2005.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Shape Memory Materials*. United Kingdom: Cambridge University Press, 1998.

PEIXOTO, I. F. C. *et al.* Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X instruments. *J. Endod.*, v. 35, n. 4, p. 741-744, abr. 2010.

PETERS, O.A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal system: a review. *J. Endod.*, v.30, n.8, p.559-567, 2004.

PETERS, O.A.; BARBAKOW, F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int. Endod.J.*, v.35, p.379-389, apr. 2002.

PETERS, O.A.; ROEHLIKE, J.A.; BAUMANN, M.A. Effect of Immersion in Sodium Hypochlorite on Torque and Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments. *J. Endod.*, v. 33, n. 5, p. 589-593, may 2007.

PRUETT, J.; CLEMENT, D.; CARNES, D.J. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, v.23, n.2, p.77-85, 1997.

RAPISARDA E. *et al.* The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, n.89, p. 363-368, 2000.

RAPISARDA, E. *et al.* Wear of nickel-titanium endodontic instruments by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J. Endod.*, v.27, n.9, p.588-592, sep. 2001.

ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G. "The balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, v.11, n.5, p.203-211, 1985.

RUDDLE, C.J. The ProTaper Endodontic System: geometries, features, and guidelines for use. *Dent. Today*, v. 20, n. 10, p. 60-67, out. 2001.

RUDDLE, C.J. The ProTaper technique. *Endod. Topics*, v.10, p.187-190, 2005.

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

SABURI, T.; TATSUMI, T.; NENNO, S. Effects of heat treatment on mechanical behavior of Ti-Ni alloys. *J. Phys.*, v. 43, Suppl. 12, p. 261-266, 1982.

SANGHVI, Z.; MISTRY K. Design features of rotary instruments in endodontics. *The Journal of Ahmedabad Dental College and Hospital*, v.2, n.1, mar./aug. 2011.

SATTAPAN, B.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J. Endod.*, v. 25, n. 3, p. 156-160, mar. 2000.

SCHÄFER E.; OITZINGER M. Cutting efficiency of rotary Nickel-Titanium instruments. *J. Endod.*, v.34, n.2, p. 198-200, 2008.

SCHÄFER, E. Effect of Physical Vapor Deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J. Endod.*, v. 28, n. 12, p. 800-802, dec. 2002a.

SCHÄFER, E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic. *Int. Endod. J.*, v. 35, p.867-872, 2002b.

SCHÄFER, E. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 1. Cutting efficiency. *J. Endod.*, v. 25, n. 1, p. 52-55, jan. 1999.

SCHÄFER, 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. *Int. Endod. J.*, v.36, p.199-207. 2003.

SCHAFER, E.; TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. *J. Endod.*, v. 27, n. 4, p. 299-303, abr. 2001.

SCHÄFER, E.; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod. J.*, v.37, p.229-238. 2004.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent. Clin. North Am.*, v.18, p.5-14, 1974.

SCHRADER, C.; PETERS, O.A. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J. Endod.*, v. 31, n. 2, p. 120-123, fev. 2005.

SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A. *Nickel-titanium instruments: applications in endodontics*. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica, 1995. 112p.

SHEN, Y.; HAAPASALO, M. Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *J. Endod.*, v.34, n.5, p. 606-610, 2008.

SILVA, M.A.C. Caracterização da vida em fadiga de limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio. 2004. Dissertação (Mestrado), COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2004.

TEPEL J.; SCHÄFER E.; HOPPE W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *J. Endod.*, v.21, p.418-421, 1995.

THOMPSON, S.A.A. overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int. Endod. J.*, v.33, p.297-310, 2000.

TURPIN, Y.L.; CHAGNEAU, F.; VULCAIN J.M. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instruments models. *J. Endod.*, v.26, n.7,p.414-417, 2000.

MELO, M. C.*et al.* Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int. Endod. J.*, v. 41, n.4, p.329-338, apr. 2008.

VAUDT, J.*et al.* Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int. Endod. J.*, v.42, p.22-33, 2009.

Vieira, E. P. *et al.* Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel titanium instruments. *Int. Endod. J.*, v.41, p.163-172, feb. 2008.

VINOTHKUMAR, T.S.; MIGLANI, R.; LAKSHMINARAYANANAN, L. Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J. Endod.*, v. 33, n. 11, p. 190-193, 2007.

WAN, J.*et al.* Cutting efficiency of 3 different instrument designs used in reciprocation. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v. 109, p. e82-e85, 2010.

WAYMAN, C.M. Some applications of shape-memory alloys. *J. Metals*, p. 129-137, 1980.

WAYMAN, C.M. The shape memory effect. *Metals Forum*, v.4, n.3, p.135-141, 1981.

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

WEST, J.D.; ROANE, J.B. Cleaning and shaping the root canal system. In: COHEN, S.; BURNS, R.C. *Pathways of the pulp*. 7th ed.; St. Louis: Mosby, p.203-257, 1998.

WILDEY, W.; SENIA, S.; MONTGOMERY, S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.74, n.4, p.499-507, 1992.

WILLIAMSON, A.E.; SANDOR, A.J.; JUSTMAN, B.C. A comparison of three nickel titanium rotary systems, EndoSequence, ProTaper Universal, and *ProFile* GT, for canal-cleaning ability. *J. Endod.*, v.35, n.1, p.107-109, 2009.

2	0,350	0,350	0,339	0,339	0,350	0,330	0,366	0,330	0,34	0,01
3	0,400	0,400	0,410	0,410	0,416	0,383	0,416	0,416	0,40	0,01
4	0,466	0,450	0,464	0,482	0,466	0,466	0,466	0,466	0,46	0,01
5	0,500	0,516	0,535	0,517	0,523	0,516	0,533	0,533	0,52	0,01
6	0,566	0,583	0,589	0,607	0,583	0,600	0,600	0,600	0,59	0,01
7	0,633	0,650	0,660	0,642	0,666	0,650	0,650	0,650	0,65	0,01
8	0,666	0,700	0,714	0,714	0,716	0,700	0,700	0,716	0,70	0,01
9	0,733	0,750	0,767	0,785	0,766	0,766	0,783	0,766	0,76	0,01
10	0,816	0,833	0,821	0,821	0,833	0,816	0,830	0,833	0,82	0,01
11	0,883	0,883	0,875	0,875	0,950	0,883	0,900	0,900	0,89	0,02
12	0,916	0,933	0,928	0,964	0,983	0,933	0,950	0,950	0,94	0,02
13	0,950	0,966	0,982	0,982	1,000	1,000	1,000	1,000	0,98	0,02
14	0,966	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,99	0,01

Medidas de diâmetro de instrumentos *ProFile GTX 20/.06*

mm	GTX 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
0	0,200	0,200	0,200	0,202	0,202	0,194	0,208	0,194	0,200	0,200	0,20	0,00
1	0,285	0,285	0,266	0,291	0,291	0,263	0,291	0,291	0,293	0,293	0,29	0,01
2	0,357	0,342	0,357	0,341	0,341	0,347	0,347	0,347	0,346	0,346	0,34	0,01
3	0,400	0,400	0,400	0,379	0,392	0,402	0,402	0,402	0,400	0,400	0,40	0,01
4	0,428	0,428	0,428	0,417	0,430	0,444	0,430	0,430	0,440	0,440	0,43	0,01
5	0,471	0,457	0,471	0,468	0,455	0,472	0,472	0,472	0,466	0,466	0,47	0,01
6	0,514	0,528	0,528	0,531	0,519	0,527	0,541	0,513	0,520	0,533	0,52	0,01
7	0,614	0,600	0,600	0,620	0,632	0,611	0,611	0,611	0,600	0,640	0,61	0,01
8	0,714	0,700	0,700	0,708	0,696	0,694	0,708	0,708	0,693	0,706	0,70	0,01
9	0,771	0,771	0,757	0,759	0,746	0,750	0,763	0,777	0,773	0,773	0,76	0,01
10	0,828	0,828	0,828	0,822	0,810	0,847	0,819	0,833	0,853	0,826	0,83	0,01
11	0,885	0,900	0,885	0,873	0,886	0,888	0,875	0,902	0,893	0,906	0,89	0,01
12	0,928	0,942	0,957	0,936	0,936	0,944	0,958	0,972	0,960	0,946	0,95	0,01
13	0,971	0,957	1,000	0,987	0,974	0,958	0,972	0,986	0,973	0,973	0,98	0,01

Medidas de diâmetro de instrumentos K3

mm	K3 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,257	0,264	0,265	0,260	0,255	0,256	0,264	0,266	0,264	0,264	0,26	0,00

2	0,309	0,325	0,316	0,326	0,321	0,311	0,322	0,326	0,326	0,327	0,32	0,01
3	0,364	0,381	0,375	0,392	0,378	0,375	0,380	0,379	0,382	0,383	0,38	0,01
4	0,424	0,442	0,435	0,447	0,375	0,380	0,379	0,444	0,448	0,441	0,42	0,03
5	0,474	0,499	0,498	0,510	0,502	0,494	0,513	0,511	0,508	0,506	0,50	0,01
6	0,545	0,561	0,558	0,572	0,555	0,552	0,570	0,560	0,559	0,568	0,56	0,01
7	0,602	0,625	0,621	0,630	0,626	0,622	0,631	0,628	0,625	0,629	0,62	0,01
8	0,673	0,678	0,680	0,677	0,680	0,670	0,688	0,684	0,679	0,682	0,68	0,01
9	0,731	0,734	0,733	0,749	0,734	0,718	0,747	0,743	0,745	0,751	0,74	0,01
10	0,788	0,788	0,802	0,808	0,794	0,788	0,813	0,811	0,807	0,807	0,80	0,01
11	0,830	0,850	0,862	0,863	0,849	0,848	0,870	0,874	0,872	0,876	0,86	0,01
12	0,899	0,928	0,922	0,928	0,919	0,904	0,930	0,934	0,929	0,932	0,92	0,01
13	0,978	0,976	0,973	0,988	0,966	0,976	0,991	0,985	0,981	0,978	0,98	0,01
14	1,017	1,029	1,036	1,043	1,042	1,024	1,039	1,047	1,042	1,044	1,04	0,01
15	1,075	1,049	1,103	1,106	1,110	1,078	1,102	1,103	1,101	1,110	1,09	0,02
16	1,133	1,094	1,146	1,143	1,151	1,124	1,163	1,146	1,151	1,157	1,14	0,02

Medidas de diâmetro de instrumentos RaCe

mm	RaCe 20/06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,11	0,14	0,12	0,12	0,13	0,10	0,10	0,13	0,15	0,16	0,13	0,02
2	0,27	0,23	0,25	0,26	0,25	0,27	0,25	0,23	0,25	0,26	0,26	0,02
3	0,34	0,34	0,33	0,34	0,33	0,34	0,35	0,30	0,30	0,34	0,33	0,02
4	0,41	0,38	0,39	0,38	0,38	0,40	0,37	0,37	0,38	0,44	0,40	0,02
5	0,50	0,46	0,47	0,45	0,46	0,47	0,43	0,45	0,47	0,47	0,47	0,02
6	0,52	0,52	0,52	0,50	0,52	0,53	0,50	0,50	0,51	0,53	0,52	0,02
7	0,61	0,58	0,58	0,57	0,55	0,60	0,56	0,57	0,55	0,61	0,58	0,02
8	0,66	0,65	0,66	0,63	0,63	0,63	0,61	0,64	0,60	0,63	0,64	0,02
9	0,71	0,69	0,71	0,68	0,68	0,69	0,65	0,67	0,66	0,66	0,69	0,02
10	0,78	0,76	0,75	0,74	0,77	0,77	0,71	0,77	0,70	0,75	0,76	0,03
11	0,80	0,84	0,81	0,83	0,81	0,83	0,73	0,82	0,78	0,83	0,82	0,04
12	0,89	0,90	0,90	0,87	0,88	0,90	0,81	0,88	0,87	0,86	0,88	0,03
13	0,94	0,95	0,94	0,88	0,95	0,94	0,89	0,91	0,95	0,92	0,93	0,02
14	0,98	0,98	0,97	0,93	0,98	0,96	0,94	0,96	1,00	0,98	0,97	0,02
15	1,02	1,02	1,01	0,97	1,02	0,99	1,06	1,03	1,03	1,05	1,02	0,03
16	1,05	1,07	1,06	1,01	1,08	1,07	1,15	1,08	1,09	1,10	1,08	0,03
17	1,15	1,18	1,09	1,11	1,15	1,15	1,20	1,13	1,15	1,16	1,15	0,03

Medidas de diâmetro de instrumentos ProTaper F1

mm	ProTaper F1										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,265	0,27	0,259	0,26	0,255	0,265	0,265	0,265	0,265	0,27	0,26	0,00
2	0,34	0,345	0,343	0,338	0,333	0,34	0,345	0,345	0,341	0,347	0,34	0,00

3	0,42	0,41	0,411	0,407	0,407	0,41	0,41	0,41	0,408	0,413	0,41	0,00
4	0,48	0,475	0,465	0,465	0,47	0,47	0,475	0,465	0,469	0,474	0,47	0,01
5	0,54	0,535	0,519	0,519	0,529	0,53	0,525	0,525	0,53	0,53	0,53	0,01
6	0,595	0,585	0,573	0,583	0,583	0,59	0,58	0,58	0,586	0,592	0,58	0,01
7	0,655	0,645	0,632	0,637	0,642	0,645	0,645	0,645	0,648	0,643	0,64	0,01
8	0,71	0,695	0,691	0,696	0,701	0,7	0,705	0,695	0,709	0,699	0,70	0,01
9	0,765	0,755	0,74	0,754	0,755	0,75	0,765	0,76	0,76	0,755	0,76	0,01
10	0,815	0,79	0,799	0,813	0,808	0,81	0,825	0,815	0,811	0,811	0,81	0,01
11	0,865	0,84	0,843	0,862	0,848	0,865	0,865	0,86	0,867	0,862	0,86	0,01
12	0,915	0,91	0,892	0,911	0,892	0,91	0,905	0,91	0,918	0,908	0,91	0,01
13	0,96	0,96	0,946	0,96	0,946	0,955	0,955	0,955	0,959	0,954	0,96	0,01
14	1,02	1,035	0,99	1,01	1,01	1,01	1,005	1,005	1,015	1,026	1,01	0,01
15	1,09	1,1	1,054	1,074	1,069	1,07	1,07	1,055	1,071	1,082	1,07	0,01
16	1,155	1,15	1,123	1,142	1,127	1,13	1,13	1,13	1,138	1,138	1,14	0,01

APÊNDICE B - Comprimento da parte ativa dos instrumentos EndoSequence

	ES 20/06
1	16,010

2	15,999
3	15,969
4	16,100
5	16,100
6	16,000
7	15,899
8	16,100
9	16,070
10	16,070
Média	16,03
Desvio Padrão	0,07

Comprimento da parte ativa dos instrumentos Mtwo

	<i>Mtwo 20.06</i>
1	16,987
2	17,433
3	17,101
4	16,959
5	17,236
6	17,464
7	17,456
8	17,177
9	16,958
10	17,102
Média	17,21
Desvio Padrão	0,02

Comprimento da parte ativa dos instrumentos ProFile GT

	<i>GT 20.06</i>
1	14,000
2	14,030
3	14,000
4	14,070
5	14,000
6	14,070
7	14,070
8	14,070
9	14,030
10	14,000
Média	14,034
Desvio Padrão	0,03

Medidas do comprimento da parte ativa dos instrumentos ProFile GTX

	<i>GTX 20.06</i>
1	13,750
2	13,800
3	13,830

4	13,830
5	13,970
6	13,890
7	13,890
8	14,000
9	13,970
10	13,970
Média	13,89
Desvio Padrão	0,13

Comprimento da parte ativa dos instrumentos K3

	<i>K3 20.06</i>
1	16,421
2	16,355
3	16,645
4	16,612
5	16,950
6	16,878
7	17,099
8	17,053
9	17,672
10	16,645
Média	16,83
Desvio Padrão	0,36

Comprimento da parte ativa dos instrumentos RaCe

	<i>RaCe 20.06</i>
1	16,983
2	16,885
3	17,016
4	17,049
5	16,775
6	16,711
7	17,223
8	16,677
9	16,645
10	16,677
Média	16,828
Desvio Padrão	0,20

Comprimento da parte ativa dos instrumentos ProTaper F1

	F1
1	17,020
2	16,988
3	17,017

4	16,991
5	17,009
6	17,007
7	16,998
8	17,006
9	16,998
10	17,034
Média	17,010
Desvio Padrão	0,02

APÊNDICE C - Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) dos instrumentos EndoSequence 20/06

<i>mm</i>	<i>Comprimento de pitch EndoSequence 20.06</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio</i>
-----------	--	--------------	---------------

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		Padrão
1	0,952	1,900	0,230	1,065	1,980	1,869	1,966	1,968	1,820	1,774	1,552	0,60
2	1,508	1,666	1,900	1,468	2,060	1,705	1,600	1,645	1,689	1,694	1,693	0,17
3	1,857	1,733	2,140	1,790	2,020	1,708	1,833	1,726	1,787	1,742	1,834	0,14
4	2,016	2,333	2,760	2,081	2,840	2,344	2,450	2,307	2,246	2,210	2,359	0,27
5	2,698	3,549	4,180	2,613	4,300	3,557	3,566	3,565	3,574	3,516	3,512	0,53
6	3,857	3,800	4,660	3,984	4,540	3,705	3,783	3,661	3,738	3,661	3,939	0,36
7	2,873	2,383	2,820	2,936	3,140	2,180	2,250	2,065	2,131	2,065	2,484	0,41

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) dos instrumentos Mtwo 20/.06

mm	Comprimento de pitch Mtwo 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,574	0,478	0,800	0,526	0,408	0,529	0,603	0,493	0,537	0,746	0,569	0,12
2	1,132	0,652	1,040	1,007	0,957	1,044	1,000	0,989	0,955	1,104	0,988	0,13
3	1,618	1,174	1,420	1,339	1,140	1,382	1,265	1,433	1,433	1,358	1,356	0,14
4	1,926	1,550	2,140	1,684	1,535	1,588	1,677	1,642	1,612	1,701	1,705	0,19
5	2,235	1,769	2,480	1,954	1,788	1,941	1,788	1,956	1,940	2,000	1,985	0,22
6	2,520	2,150	2,840	2,255	2,097	2,206	1,956	2,269	2,314	2,239	2,285	0,24
7	2,882	2,394	3,300	2,586	0,265	2,529	2,191	2,522	2,478	2,641	2,379	0,80
8	2,927	2,623	3,740	2,880	2,793	2,829	2,888	2,926	2,896	2,895	2,940	0,30

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

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

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) dos instrumentos ProFile GTX 20/.06

mm	Comprimento de pitch GTX 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,556	0,556	0,583	0,512	0,561	0,512	0,611	0,527	0,528	0,526	0,547	0,03
2	0,694	0,583	0,750	0,651	0,683	0,659	0,778	0,694	0,639	0,684	0,681	0,06

3	0,889	0,806	1,000	0,829	0,878	0,854	1,058	0,917	0,833	0,842	0,891	0,08
4	1,194	1,083	1,250	1,090	1,195	1,098	1,250	1,139	1,083	1,132	1,151	0,07
5	1,417	1,306	1,472	1,317	1,366	1,317	1,583	1,417	1,278	1,342	1,382	0,09
6	1,639	1,528	1,639	1,561	1,585	1,537	1,667	1,583	1,611	1,605	1,596	0,05
7	1,806	1,722	1,861	1,707	1,756	1,732	1,917	1,833	1,722	1,789	1,785	0,07
8	2,000	1,917	2,083	1,927	2,024	1,951	2,111	2,056	1,944	2,000	2,001	0,07
9	2,167	2,111	2,389	2,029	2,122	2,098	2,472	2,167	2,222	2,211	2,199	0,14

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) dos instrumentos K3 20/.06

mm	Comprimento de pitch K3 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,420	0,333	0,450	0,475	0,617	0,250	0,174	0,205	0,387	0,328	0,364	0,13
2	0,403	0,389	0,443	0,408	0,492	0,315	0,379	0,377	0,353	0,376	0,393	0,05
3	0,500	0,381	0,443	0,542	0,408	0,411	0,439	0,484	0,443	0,512	0,456	0,05
4	0,452	0,461	0,566	0,508	0,492	0,508	0,409	0,549	0,492	0,544	0,498	0,05
5	0,597	0,524	0,623	0,550	0,642	0,557	0,538	0,484	0,458	0,472	0,544	0,06
6	0,613	0,492	0,566	0,658	0,567	0,484	0,568	0,615	0,533	0,641	0,574	0,06
7	0,565	0,595	0,680	0,692	0,758	0,653	0,523	0,664	0,607	0,656	0,639	0,07
8	0,709	0,651	0,771	0,658	0,758	0,686	0,652	0,631	0,590	0,616	0,672	0,06
9	0,710	0,587	0,697	0,775	0,875	0,621	0,720	0,754	0,722	0,769	0,723	0,08
10	0,807	0,762	0,861	0,867	0,967	0,790	0,644	0,828	0,755	0,824	0,810	0,08
11	0,710	0,802	0,918	0,792	0,842	0,871	0,796	0,779	0,689	0,728	0,793	0,07
12	0,888	0,722	0,844	0,983	1,058	0,758	0,856	0,902	0,869	0,936	0,882	0,10
13	0,871	0,905	1,000	1,042	1,108	0,944	0,780	1,000	0,934	1,017	0,960	0,09
14	0,936	0,968	1,098	0,917	1,017	1,049	0,970	0,894	0,837	0,857	0,954	0,08
15	1,016	0,905	1,197	1,134	1,217	0,879	0,993	1,082	1,049	1,089	1,056	0,11
16	1,049	1,080	1,205	1,209	1,226	1,121	0,909	1,156	1,083	1,144	1,118	0,09
17	1,082	1,135	1,139	1,076	1,175	1,169	1,091	1,066	1,033	1,049	1,101	0,05
18	1,195	1,032	1,303	1,309	1,325	1,065	1,167	1,224	1,198	1,232	1,205	0,10
19	1,242	1,199	1,109	1,334	0,875	1,274	1,046	1,303	1,288	1,281	1,195	0,14
20	1,146	1,302	0,000	1,259	0,000	1,290	1,205	1,181	1,107	1,128	0,962	0,51
21	1,293	0,952	0,000	0,000	0,000	1,130	0,833	0,729	1,320		0,695	0,56

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) dos instrumentos RaCe 20/.06

mm	Comprimento de pitch 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,613	0,279	0,315	0,797	0,508	0,306	1,141	0,452	0,288	0,162	0,486	0,30

2	0,879	0,852	0,839	0,870	0,823	0,847	1,206	0,795	0,836	0,824	0,877	0,12
3	1,484	1,353	1,326	1,594	1,403	1,347	1,296	1,342	1,301	1,162	1,361	0,12
4	1,597	1,303	0,234	1,772	1,290	1,274	1,901	1,274	1,247	1,365	1,326	0,45
5	1,831	2,041	2,056	2,309	2,073	1,960	2,535	2,055	1,973	1,838	2,067	0,21
6	2,315	2,385	2,331	1,902	2,363	2,379	2,423	2,384	2,397	2,351	2,323	0,15
7	2,629	3,238	2,468	2,715	2,556	2,427	3,113	2,479	2,397	2,392	2,641	0,30
8	5,403	2,967	3,185	3,951	3,274	3,177	3,521	3,247	3,096	2,973	3,479	0,74

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) dos instrumentos ProTaper F1

mm	Comprimento de pitch ProTaper F1										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,764	0,749	0,720	0,764	0,715	0,779	0,739	0,764	0,720	0,725	0,744	0,02
2	0,877	0,839	0,800	0,823	0,872	0,869	0,829	0,872	0,879	0,823	0,848	0,03
3	0,999	0,969	0,960	0,999	0,911	1,019	0,979	0,960	0,969	0,960	0,973	0,03
4	1,088	1,079	1,055	1,068	1,019	1,119	1,039	1,048	1,049	1,029	1,059	0,03
5	1,181	1,139	1,150	1,127	1,088	1,129	1,149	1,156	1,189	1,117	1,143	0,03
6	1,328	1,279	1,245	1,254	1,284	1,349	1,269	1,284	1,279	1,274	1,285	0,03
7	1,589	1,439	1,395	1,440	1,352	1,469	1,409	1,421	1,419	1,362	1,430	0,07
8	1,646	1,609	1,535	1,519	1,568	1,559	1,559	1,548	1,589	1,539	1,567	0,04
9	1,759	1,749	1,665	1,784	1,666	1,759	1,669	1,803	1,739	1,725	1,732	0,05
10	1,984	1,859	1,870	1,813	1,735	1,869	1,829	1,725	1,779	1,784	1,825	0,08
11	2,121	2,009	1,950	1,931	1,901	2,009	1,919	1,931	1,929	1,911	1,961	0,07
12	0,764	0,749	0,720	0,764	0,715	0,779	0,739	0,764	0,720	0,725	0,744	0,02

APÊNDICE D - Medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos EndoSequence 20/06

	Ângulo helicoidal EndoSequence 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		

1	12	10	6	12	8	7	12	6	11	5	8,9	2,81
2	13	16	9	11	12	17	14	11	12	12	12,7	2,41
3	11	9	18	14	12	10	10	10	18	12	12,4	3,27
4	13	14	15	11	14	14	13	13	14	15	13,6	1,17
5	13	14	10	14	12	14	13	19	12	11	13,2	2,44
6	13	14	15	14	14	12	13	12	16	15	13,8	1,32
7	14	17		15	17	14	15	16		13	15,1	1,46

Medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos *Mtwo* 20/.06

	Ângulo helicoidal <i>Mtwo</i> 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	21	20	24	20	24	18	16	28	17	18	20,6	3,76
2	20	19	19	21	28	17	22	16	17	17	19,7	3,50
3	17	22	19	21	17	18	20	18	20	17	18,9	1,69
4	20	19	22	17	20	20	20	18	19	20	19,5	1,40
5	23	21	20	20	23	27	24	24	21	22	22,6	2,20
6	26	20	23	23	23	24	23	22	25	25	23,4	1,76
7	26	22	24	23	26	26	26	25	24	26	24,9	1,57
8	29	24	27	27	28	22	27	25	25	29	26,5	2,32

Medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos *ProFile* GT 20/.06

	Ângulo helicoidal <i>GT</i> 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	27	33	35	31	24	28	34	26	28	28	29,4	3,66
2	29	31	37	35	28	31	33	36	36	31	32,7	3,16
3	31	34	37	30	31	30	28	35	35	30	32,1	2,92
4	30	35	35	32	24	27	32	30	29	28	30,2	3,46
5	28	27	30	32	30	28	27	29	28	29	28,8	1,55
6	35	31	35	34	31	25	32	27	27	30	30,7	3,50
7	30	27	30	38	27	24	31	31	32	29	29,9	3,73
8	34	27	33	36	23	23	27	26	26	30	28,5	4,55
9	34	32	29	37	34	24	22	30	30	27	29,9	4,65
10	34	29	31	33	28	23	24	27	27	30	28,6	3,57

Medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos *ProFile* GTX 20/.06

	Ângulo helicoidal <i>GTX</i> 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	23	19	21	23	27	26	33	24	30	26	25,2	4,16

2	25	23	15	24	26	27	28	25	26	27	24,6	3,69
3	23	21	25	18	22	28	25	27	27	20	23,6	3,34
4	18	21	21	17	20	21	16	18	22	22	19,6	2,17
5	17	23	21	20	20	22	18	22	20	21	20,4	1,84
6	14	16	20	17	17	16	20	17	20	18	17,5	2,01
7	19	18	20	18	19	24	19	19	21	16	19,3	2,11
8	19	21	20	22	21	22	20	22	23	18	20,8	1,55
9	19	21	20	23	22	24	23	22	25	18	21,7	2,21

Medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos K3 20/.06

	Ângulo helicoidal K3 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	25	37	31	38	19	21	29	35	30	33	29,8	6,46
2	22	31	22	26	24	24	21	31	26	28	25,5	3,60
3	21	28	25	22	25	22	22	26	25	31	24,7	3,13
4	26	32	22	28	26	22	25	23	30	20	25,4	3,81
5	28	28	26	28	23	24	27	24	28	25	26,1	1,97
6	24	28	27	26	28	24	25	24	27	26	25,9	1,60
7	24	30	28	29	25	27	27	26	29	28	27,3	1,89
8	27	28	28	26	25	27	27	26	29	31	27,4	1,71
9	28	29	28	28	27	27	30	27	29	31	28,4	1,35
10	30	32	30	28	30	26	31	28	32	31	29,8	1,93
11	30	33	31	27	29	30	31	28	32	29	30,0	1,83
12	31	33	30	30	31	29	30	29	30	29	30,2	1,23
13	30	32	32	32	31	30	28	28	33	29	30,5	1,78
14	33	33	31	32	31	31	28	28	30	29	30,6	1,84
15	31	35	33	36	32	29	31	31	32	32	32,2	2,04
16	32	34	33	35	35	32	33	33	35	33	33,5	1,18
17	34	34	35	35	35	33	38	38	36	34	35,2	1,69
18	34	37	34	33	33	33	33	33	33	32	33,5	1,35
19	35	35	35	37	37	35	34	34	35	33	35,0	1,25

Medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos RaCe 20/.06

	Ângulo helicoidal 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	15	16	13	12	15	16	23	18	19	21	16,8	3,46
2	21	15	16	15	19	18	16	18	21	18	17,7	2,21
3	23	16	15	14	19	17	9	19	12	12	15,6	4,12
4	23	17	17	15	8	20	16	14	14	19	16,3	4,06

5	17	9	19	19	16	14	16	15	16	16	15,7	2,83
6	25	16	21	11	22	21	23	21	20	22	20,2	3,97
7	22	17	21	11	20	23	17	23	19	22	19,5	3,72
8	12		17		10	14	17	11	16	18	14,4	3,07

Medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos *ProTaper F1*

	Ângulo helicoidal <i>ProTaper F1</i>										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	20	29	15	23	19	19	17	22	18	19	20,1	3,89
2	30	21	19	18	18	20	14	22	19	18	19,9	4,01
3	22	18	20	20	21	20	20	21	18	19	19,8	1,15
4	19	20	20	24	22	20	23	24	20	20	21,3	1,74
5	23	21	22	21	24	24	24	22	22	22	22,5	1,16
6	24	26	22	24	23	23	24	23	23	23	23,6	1,22
7	25	26	22	27	23	23	24	24	24	25	24,3	1,42
8	24	23	24	24	23	26	27	24	23	25	24,4	1,16
9	27	26	27	27	24	26	25	25	25	24	25,7	1,29
10	27	26	27	25	27	27	26	25	26	24	25,9	1,14
11	28	29	27	27	27	27	27	26	26	26	27,1	1,05
12	50	26	25	28	25	29	25	27	25	28	28,9	7,59

**APÊNDICE E - Medidas de ângulos das arestas de corte dos instrumentos
EndoSequence 20/06**

Instrumentos EndoSequence 20/06			
	1	2	3
1	65,5	66,8	66,8

2	67,0	66,7	67,0
3	66,0	64,5	63,9
4	63,9	64,6	65,6
5	65,8	65,5	64,7
6	64,0	65,4	68,2
7	66,0	66,6	67,0
8	66,9	66,0	67,7
9	67,5	66,1	66,8
10	66,8	65,4	65,2
11	62,3	62,7	61,0
12	62,0	64,1	60,9
13	65,2	63,2	62,4
14	65,0	65,2	61,2
15	66,2	65,2	59,8
Média	65,3	65,2	64,5
D P	1,7	1,2	2,8

Medidas de ângulos das arestas de corte dos instrumentos Mtwo 20/.06

Instrumentos Mtwo 20/.06		
	1	2
1	110,2	103,3
2	112,0	107,8
3	110,4	107,6
4	113,4	114,6
5	111,6	119,4
6	126,0	99,6
7	118,8	102,4
8	122,7	105,2
9	118,3	103,0
10	119,9	101,9
11	102,7	100,3
12	101,6	99,4
13	102,7	100,0
14	102,9	103,0
15	102,8	106,4
Média	111,7	104,9
D P	8,1	5,7

Medidas de ângulos das arestas de corte dos instrumentos *ProFile* GT 20/.06

Instrumentos ProFile GT 20/.06			
	1	2	3
1	119,6	130,3	131,6

2	124,0	129,9	125,2
3	125,3	131,9	126,0
4	127,9	128,5	127,3
5	127,7	129,0	126,5
6	125,3	127,7	125,5
7	126,2	130,9	136,7
8	124,1	131,2	121,1
9	130,2	127,9	128,6
10	121,9	128,9	131,5
11	127,0	125,3	127,6
12	114,9	120,0	120,2
13	120,3	122,9	114,0
14	121,3	122,9	115,0
15	126,6	119,2	117,5
Média	125,6	111,1	118,1
D P	124,2	126,1	124,5

Medidas de ângulos das arestas de corte dos instrumentos *ProFile GTX 20/06*

Instrumentos <i>ProFile GTX 20/06</i>			
	1	2	3
1	116,3	117,3	117,8
2	114,9	113,4	113,7
3	118,1	120,7	116,0
4	115,1	115,2	115,1
5	113,6	111,5	111,4
6	118,6	118,4	118,9
7	115,8	117,1	116,1
8	118,9	110,7	118,6
9	120,9	111,2	119,0
10	118,1	118,0	116,0
11	118,0	120,4	117,9
12	114,3	116,5	123,4
13	116,4	114,9	123,0
14	114,5	120,6	127,1
15	118,7	116,5	117,0
Média	116,5	115,2	123,3
D P	116,8	116,1	118,4

Medidas de ângulos das arestas de corte dos instrumentos *K3 20/06*

Instrumentos <i>K3 20/06</i>			
	1	2	3
1	119,84	121,11	119,5
2	120,20	123,3	119,3

3	117,12	119,4	122,4
4	116,97	118,8	115,5
5	119,12	119,0	116,7
6	115,39	118,4	117,0
7	113,54	116,3	119,0
8	115,95	117,7	118,7
9	112,94	117,5	117,7
10	112,92	115,6	119,0
11	117,71	117,5	118,5
12	116,67	119,2	118,0
13	117,06	119,2	120,0
14	117,72	121,7	119,7
15	116,7	118,9	118,6
Média	2,3	2,1	1,7
D P	119,84	121,11	119,5

Medidas dos ângulos das arestas de corte dos instrumentos RaCe 20/.06

Instrumentos RaCe 20/.06			
	1	2	3
1	66,5	68,4	67,1
2	63,6	66,1	67,5
3	67,8	69,2	74,8
4	69,7	70,2	66,2
5	65,1	70,4	67,2
6	64,2	64,0	68,6
7	63,4	64,4	73,0
8	65,0	66,0	70,7
9	64,1	65,5	73,3
10	66,6	64,6	71,3
11	65,3	62,9	68,3
12	66,0	64,9	67,3
13	64,2	61,9	67,9
14	65,7	60,1	68,2
15	64,9	65,0	67,9
Média	65,5	65,6	69,3
D P	1,7	2,9	2,7

Medidas de ângulos das arestas de corte dos instrumentos *ProTaper F1*

Instrumentos <i>ProTaper F1</i>			
	1	2	3
1	93,6	93,1	95,1
2	94,0	92,5	95,4

3	93,9	92,0	92,8
4	99,3	91,6	91,1
5	94,5	93,1	93,8
6	99,9	112,4	94,0
7	99,5	113,8	92,2
8	99,6	111,0	93,9
9	101,3	111,7	93,2
10	101,2	106,6	92,3
11	96,0	97,5	96,8
12	96,4	103,1	100,6
13	93,4	93,9	97,2
14	96,2	99,1	98,6
15	96,8	105,5	97,5
Média	97,0	101,1	95,0
D P	2,9	8,4	2,7