

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

**ANÁLISE DA EFICIÊNCIA DE CORTE DE
INSTRUMENTOS DE NiTi EM
MOVIMENTO RECÍPROCO**

Caroline Christine Santa Rosa

**Belo Horizonte
Julho/2014**

Caroline Christine Santa Rosa

ANÁLISE DA EFICIÊNCIA DE CORTE DE INSTRUMENTOS DE NiTi EM MOVIMENTO RECÍPROCO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do Título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Endodontia.
Linha de pesquisa: Propriedades físicas, químicas e biológicas dos materiais odontológicos.

Orientadora: Prof^a. Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia.
Co-Orientadora: Prof^a. Dra. Ana Cecília Diniz Viana de Castro.

**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
Julho/2014**

FICHA CATALOGRÁFICA

S231a
2014
T

Santa Rosa, Caroline Christine
Análise da eficiência de corte de instrumentos de NiTi em
movimento recíproco / Caroline Christine Santa Rosa. – 2014.
101 f.: il.

Orientadora: Maria Guiomar de Azevedo Bahia
Coorientadora: Ana Cecília Diniz Viana de Castro

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Endodontia – instrumentação. 2. Resistência de
materiais. I. Bahia, Maria Guiomar de Azevedo. II. Castro, Ana
Cecília Diniz Viana de. III. Universidade Federal de Minas
Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK D047

Biblioteca da Faculdade de Odontologia - UFMG



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



FOLHA DE APROVAÇÃO

Análise da eficiência de corte de instrumentos de NiTi em movimento recíproco

CAROLINE CHRISTINE SANTA ROSA

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

Aprovada em 10 de julho de 2014, pela banca constituída pelos membros:

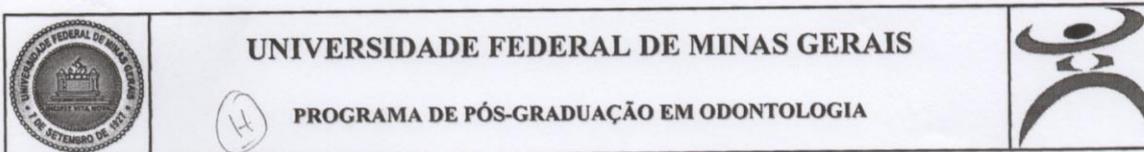
Prof(a). Maria Guiomar de Azevedo Bahia - Orientador
UFMG

Prof(a). Ana Cecília Diniz Viana Castro
UFMG

Prof(a). Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza
Centro Universitário Newton Paiva

Prof(a). Luiz Carlos Feitosa Henriques
UFMG

Belo Horizonte, 10 de julho de 2014.



ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA CAROLINE CHRISTINE SANTA ROSA

Realizou-se, no dia 10 de julho de 2014, às 14:00 horas, Faculdade de Odontologia UFMG, Sala 3403, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *Análise da eficiência de corte de instrumentos de NiTi em movimento recíproco*, apresentada por CAROLINE CHRISTINE SANTA ROSA, número de registro 2012778393, graduada no curso de ODONTOLOGIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em ODONTOLOGIA, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Maria Guiomar de Azevedo Bahia - Orientador (UFMG), Prof(a). Ana Cecília Diniz Viana Castro (UFMG), Prof(a). Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza (Centro Universitário Newton Paiva), Prof(a). Luiz Carlos Feitosa Henriques (UFMG).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.
Belo Horizonte, 10 de julho de 2014.

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

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

Prof(a). Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza (Doutora)

Prof(a). Luiz Carlos Feitosa Henriques (Doutor)

Confere com o original

11/08/2014

Elizabeth Soares Teles
Secretária do Colegiado do Programa
de Pós-Graduação em Odontologia-FO/UFMG
SIAPE 0321131

Dedicatória

Á Deus, meu único e suficiente criador e salvador.

Obrigada.

Porque Dele e por Ele, e para Ele, são todas as coisas; glória, pois, a Ele eternamente. Amém!

(Rm 11:36)

Agradecimentos Especiais

Ao meu pai **Carlos Antônio**, pelo exemplo de integridade, discernimento e amor.
À minha mãe **Lídia**, pelo amor e orações, meu exemplo de dedicação e superação.

Ao meu irmão **Rodrigo**, pelo companheirismo, carinho e amizade.

Obrigada por todo estímulo, suporte e confiança. Amo vocês!

Agradecimentos Especiais

À **Prof^ª. Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**, por me aceitar como sua orientanda. Obrigada por sua competência, disponibilidade, incentivo, conhecimento, integridade e inúmeros outros adjetivos. Agradeço também pelo tempo despendido ao meu trabalho, pelas correções, sugestões, esclarecimentos e comentários sempre oportunos. Agradeço sua seriedade em transmitir o conhecimento que foi fundamental para o incentivo, aprendizado e a realização deste trabalho. Que as bênçãos de Deus estejam sobre sua vida.

Muito obrigada!

À **Prof^ª. Dra. Ana Cecília Diniz Viana de Castro**, pela gentileza, competência e sabedoria em passar seus conhecimentos. É um prazer ser sua primeira orientanda. Obrigada pelo companheirismo em cada etapa da execução do trabalho e por compartilhar cada expectativa, cada raciocínio, cada nova ideia.

Obrigada pela paciência e gentileza demonstradas nesta orientação. Deus abençoe sua vida, seus sonhos e projetos.

Agradecimentos

Esta conquista só foi possível porque estiveram ao meu lado e caminhando comigo durante esse processo, pessoas muito importantes e imprescindíveis com as quais compartilho e dedico essa vitória. Essa dissertação só foi possível com a colaboração insubstituível de cada uma delas:

Ao **Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono**, pela gentileza, estímulo, competência e inteligência ao transmitir seus conhecimentos, ao fazer sugestões que contribuíram decisivamente para a execução deste trabalho. Muito obrigada pelo seu bom humor durante todo o processo.

Ao **Prof. Dr. Luís Carlos Feitosa Henriques**, agradeço o carinho e estima com o qual sempre me tratou e por ter acreditado em meu potencial, mas principalmente pela amizade, incentivo, confiança e generosidade. Seu exemplo de profissional dedicado, ousado, afetuoso e humano contribuíram para que eu me apaixonasse ainda mais pela Endodontia. Minha eterna gratidão.

Ao **Prof. Dr. Antônio Paulino Ribeiro Sobrinho**, pelos conselhos e ensinamentos, apoio e incentivo constantes durante todos este tempo de estudo.

Ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFMG, na pessoa da **Prof^a. Dra. Maria Cássia Ferreira de Aguiar**, pelo compromisso e dedicação com a excelência do curso.

Ao professor **Prof. Dr. Dagoberto Brandão Santos**, da EEUFMG, pela atenção e acolhida em seu laboratório durante a realização do trabalho.

Aos demais professores do Mestrado, da Disciplina de Endodontia da FOUFG, por todo o conhecimento disponibilizado e pela convivência agradável durante o período do curso.

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

Aos meus colegas de mestrado e doutorado **Wilson, Marcela, Júlia, Ana Cristina, José Leonardo, Kamila, Lígia, Rafael, Rodrigo, Warley, Fabiano, Bernardo, Marcela** e **Gustavo** pelos bons momentos de convivência, pelo conhecimento compartilhado. Obrigada por tornar mais agradáveis os momentos mais árduos. Agradeço especialmente à **Isabella** e **Érika** pela paciência, seriedade, disponibilidade e por serem tão amáveis comigo desde a época da graduação. Muito obrigada pelo conhecimento transmitido e pela imensurável contribuição nesse trabalho.

Aos colegas dos laboratórios da EEUFMG em especial **Diego, Pedro, Isadora** e **José Alberto** pela amizade e grande colaboração para a realização deste trabalho, pela ajuda e acolhida.

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

Aos técnicos e funcionários da EEUFG, em especial à **Patrícia Mara Trigueiro Azevedo**, pela disponibilidade e atenção.

Aos meus familiares e amigos agradeço o incentivo e o amor incondicional. Obrigada por estarem comigo em todos os momentos. Minha gratidão eterna e grande amor.

Obrigada todas as pessoas que contribuíram de alguma forma durante a realização deste trabalho, meu carinho e gratidão. Deus os abençoe grandemente!

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG)**, ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CAPES)**, ao **Programa Institucional de Auxílio à Pesquisa de Doutores Recém-Contratados PRPq/UFMG** e à **Pró-Reitoria de Pesquisa da UFG**, pelo apoio financeiro.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E NOTAÇÕES

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	24
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	27
2.1. Tratamento endodôntico.....	27
2.2. Anatomia do sistema de canais radiculares.....	27
2.3. Propriedades das ligas NiTi.....	29
2.4. Tratamento termomecânico das ligas NiTi.....	35
2.5. Instrumentos endodônticos de NiTi.....	38
2.5.1. Sistemas endodônticos de NiTi.....	40
2.5.1.1. O Sistema <i>Reciproc (RC)</i> e <i>WaveOne (WO)</i>	40
2.6. Eficiência de corte dos instrumentos endodônticos.....	44
3. OBJETIVOS.....	51
3.1. Objetivos Gerais.....	51
3.2. Objetivos Específicos.....	51
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	53
4.1. Instrumentos endodônticos analisados.....	53
4.2. Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos.....	53
4.3. Medidas da área da seção transversal dos instrumentos.....	55
4.4. Determinação dos ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos....	56
4.5. Ensaio de Eficiência de Corte dos Instrumentos.....	58
4.6. Análise dos Dados.....	60
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	62
5.1. Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos.....	62
5.1.1. Comprimento da parte ativa.....	62
5.1.2. Medidas dos diâmetros.....	63
5.1.3. Medidas das distâncias entre as lâminas de corte.....	64
5.1.4. Medidas dos ângulos helicoidais.....	65
5.1.5. Medidas da área da seção transversal dos instrumentos.....	66
5.2. Ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos.....	69
5.2.1. Rake angle.....	69
5.2.2. Ângulos das arestas de corte dos instrumentos.....	70

5.3. Propriedades mecânicas.....	71
5.3.1. Ensaio de eficiência de corte.....	71
6. CONCLUSÕES.....	82
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	84
8. ANEXOS.....	96

LISTA DE ABREVIATURAS E NOTAÇÕES

ϵ_a	Amplitude de deformação
α	Ângulo de curvatura do canal radicular
ADA	<i>American Dental Association</i>
Af	Temperatura de final de transformação reversa
As	Temperatura de início de transformação reversa
A₃	Área da seção transversal a 3 mm da ponta
β	Fase parente da liga NiTi, com estrutura cúbica de corpo centrado
B2	Austenita – fase parente com simetria cúbica de corpo centrado
B19'	Fase produto da liga NiTi, com estrutura monoclinica
D₀	Diâmetro inicial de ponta do instrumento endodôntico
D₃	Diâmetro a 3 mm da ponta do instrumento endodôntico
D	Diâmetro do instrumento endodôntico
DP	Desvio-padrão
EMF	Efeito memória de forma
Fase R	Fase intermediária da transformação martensítica
F_{ax}	Força Axial
ISO	<i>International Standards Organization</i>
Md	Temperatura máxima para formar a martensita induzida por tensão
Mf	Temperatura de formação - Martensita final
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MIT	Martensita induzida por tensão
Ms	Temperatura de formação - Martensita inicial
NiTi	Níquel–Titânio
rpm	Rotação por minuto
r	Raio de curvatura do canal radicular

RC	Instrumentos <i>Reciproc</i>
SCR	Sistema de canais radiculares
SE	Superelasticidade
TR	Transformação reversa
TM	Transformação martensítica
WO	Instrumentos <i>WaveOne</i>
#	Calibre de ponta de instrumentos

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros r e α .	28
FIGURA 2 -	Modelo simplificado da transformação martensítica.	31
FIGURA 3 -	Temperaturas características das transformações martensítica e reversa.	32
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.	33
FIGURA 5 -	Diagrama de fase do sistema NiTi, onde a região destacada corresponde à localização da fase de interesse β .	35
FIGURA 6 -	Instrumentos endodônticos com <i>rake angle</i> positivo (A), <i>rake angle</i> neutro (B) e <i>rake angle</i> negativo (C)	45
FIGURA 7 -	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.	46
FIGURA 8 -	Fotografia do instrumento para análise da uniformidade dimensional.	54
FIGURA 9 -	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 RC.	55
FIGURA 10 -	Imagem da seção transversal de um instrumento WO exemplificando a medida de área.	56
FIGURA 11 -	Desenho esquemático de <i>rake angle</i> positivo (A), negativo (B) e neutro (C) de instrumentos de NiTi.	57
FIGURA 12 -	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.	57
FIGURA 13 -	Equipamento de teste para medir a eficiência de corte de instrumentos NiTi em movimento recíproco.	58
FIGURA 14 -	Dispositivo de teste mostrando o posicionamento correto do	59

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).

- FIGURA 15** - Curva de calibração de torque. 60
- FIGURA 16** - Valores médios dos diâmetros a cada milímetro da ponta dos instrumentos *WaveOne* e *Reciproc*. 63
- FIGURA 17** - Valores médios dos comprimentos de *pitch* de instrumentos *WaveOne* e *Reciproc*. 64
- FIGURA 18** - Imagem do ângulo helicoidal dos instrumentos analisados. 65
- FIGURA 19** - Valores médios das medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos analisados. 66
- FIGURA 20** - Imagens das seções transversais dos instrumentos RC e WO. 67
- FIGURA 21** - Imagens da seção transversal de um instrumento WO em A_3 , A_5 , A_6 , A_9 , A_{10} e A_{11} . 68
- FIGURA 22** - Imagens de MEV da seção transversal de instrumentos *WaveOne* e *Reciproc* com a análise de *rake angle*. 69
- FIGURA 23** - Imagens de MEV da seção transversal de instrumentos *WaveOne* e *Reciproc*, mostrando a mensuração dos ângulos de corte. 70
- FIGURA 24** - Valores de força axial requeridos pelos instrumentos WO e RC, ensaiados em dispositivo de bancada, durante a primeira etapa de penetração nos canais artificiais. 72
- FIGURA 25** - Valores de força axial requeridos pelos instrumentos WO e RC, ensaiados em dispositivo de bancada, durante a segunda etapa de penetração nos canais artificiais. 73
- FIGURA 26** - Curvas médias de força axial requerida pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais, nas primeira (A) e segunda (B) etapas do ensaio. 74
- FIGURA 27** - Valores de torque requeridos pelos instrumentos WO e RC ensaiados em dispositivo de bancada, durante a primeira etapa da penetração nos canais artificiais. 76
- FIGURA 28** - Valores de torque demandados pelos instrumentos WO e RC ensaiados em dispositivo de bancada, durante a segunda 77

etapa da penetração nos canais artificiais.

FIGURA 29 - Curvas médias de torque requerido pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais, nas primeira (A) e segunda (B) etapas do ensaio. 78

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Valores médios do comprimento da parte ativa dos instrumentos.	62
TABELA 2 -	Valores médios e desvios-padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) determinados para os instrumentos analisados.	64
TABELA 3 -	Valores médios (desvios padrão) de área da seção transversal a 3 mm da ponta (A ₃) de instrumentos WaveOne e Reciproc.	67
TABELA 4 -	Valores médios (desvio padrão) dos ângulos de corte dos instrumentos WaveOne e Reciproc.	71

RESUMO

“Análise da eficiência de corte de instrumentos de NiTi em movimento recíproco”

A habilidade de corte de instrumentos endodônticos é complexa e está relacionada a parâmetros como geometria da seção transversal, ângulos de corte, comprimento de *pitch*, ângulo helicoidal, propriedades metalúrgicas e tratamento de superfície dos instrumentos. Este trabalho tem como objetivo, avaliar a eficiência de corte, bem como as características dimensionais e geométricas de instrumentos endodônticos, por meio dos parâmetros diâmetro a cada milímetro da ponta, comprimento de *pitch*, ângulo helicoidal, geometria e área da seção transversal e ângulo de corte dos instrumentos *Reciproc* - RC (VDW, Munich, Germany) e *WaveOne* - WO (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) de calibre de ponta 25 e conicidade .08. Dez instrumentos de cada sistema foram fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital Canon EOS 20D e a análise das imagens foi realizada utilizando o software ImagePro Plus 6.0. Os ensaios de eficiência de corte foram realizados em dispositivo de bancada, consistindo na peça de mão de um motor X-Smart^R Plus, presa à uma base de acrílico fixado na base da máquina de teste NA8032. Blocos de acrílico pré-fabricados, foram previamente explorados. Cada bloco foi fixado em outra base menor, também acrílica, presa à máquina de testes, que se movimentava no sentido vertical a uma velocidade constante de 0,09 mm/seg. Para simular a condição clínica, a formatação do canal foi realizada em dois momentos: os instrumentos prepararam inicialmente 13,5 mm do canal, e em seguida, os 3 mm finais. Foi observado que o diâmetro aumentou progressivamente ao longo da parte ativa nos dois sistemas analisados e que o diâmetro a 3mm da ponta (D3) não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos ($p = 0,521$). Os valores médios dos comprimentos de *pitch* nos instrumentos RC foram superiores àqueles nos WO, embora a variação não tenha apresentado diferença significativa ($p = 0,489$). Os instrumentos WO apresentaram maiores valores médios de ângulos helicoidais na parte ativa que os RC, mas também sem diferença significativa entre eles ($p = 0,135$). A geometria da seção transversal, bem como a área a 3 mm da ponta (A3) variou entre os instrumentos analisados. Os instrumentos RC apresentaram A3 ligeiramente maior que os WO, porém sem diferença significativa entre si ($p = 0,521$). Os valores médios dos dois ângulos de corte em RC são semelhantes, em contrapartida, os cinco ângulos de corte do WO foram todos significativamente diferentes entre si. Maiores

valores de força axial foram requeridos pelos instrumentos WO na primeira parte do estudo e por RC na segunda etapa. Os instrumentos *Reciproc* e *WaveOne* analisados apresentaram características dimensionais semelhantes, o que pode explicar o comportamento apresentado pelos instrumentos durante o ensaio de eficiência de corte. Características geométricas dos instrumentos podem explicar este comportamento.

Palavras-chave: Eficiência de corte, Movimento recíproco, Reciproc, WaveOne, M-Wire.

ABSTRACT

“Evaluating the cutting efficiency of NiTi instruments in reciprocating motion”

The cutting ability of endodontic instruments is complex and related to parameters such as cross-sectional geometry, cutting angles, pitch length, helical angle, metallurgical properties in addition to surface treatment. This study aimed to evaluate the cutting efficiency taking into account dimensional and geometric features of Reciproc - RC (VDW , Munich, Germany) and WaveOne - WO (Dentsply Maillefer , Ballaigues , Switzerland), 25/.08 size instruments. Measurements of diameter at each millimeter from the tip, pitch length, helical angle, cross-sectional area and cutting angles were assessed. Samples of each system (n = 10) were photographed in a standardized manner using a Canon EOS 20D digital camera and image analysis was performed using ImagePro Plus 6.0 software. The cutting efficiency tests were carried out on a specific bench device by measuring the torque required during shaping of artificial canals. Ten instruments of each type were tested in prefabricated acrylic blocks containing an artificial canal previously explored with manual K-files. 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. In order to simulate the clinical condition, the shaping of the artificial canal was performed in two stages: initial instrument penetration through 13.5 mm, and then a second penetration until reach the full length, i.e., 16.5 mm. Statistical analysis was done with one-way ANOVA ($\alpha = 0.05$). An increase in diameter throughout the active part was observed in the two systems analyzed showing no statistically significant difference between RC and WO instruments ($P = 0.521$) in relation to the diameter at 3 mm from the tip (D3). The mean values of pitch lengths for RC were higher than those presented by WO instruments, although the difference was not statistically significant ($P = 0.489$). WO instruments had higher mean values of helical angles in comparison to RC instruments, but without statistically significant difference ($P = 0.135$). The cross section geometry as well as the area at 3 mm from the tip (A3) varied between the analyzed instruments. The RC samples showed slightly larger A3 mean value than WO instruments, but also without statistically significant difference ($P = 0.521$). The average of the two cutting angles on RC and WO instruments were similar. However, the five WO cutting angles were all significantly different when compared with each other. WO instruments in the first insertion depth and RC in the second stage of insertion required higher torque values

respectively. The Reciproc and WaveOne instruments analyzed showed similar dimensional characteristics with RC presenting higher torque values in the second shaping stage.

Keywords: Cutting efficiency, Reciprocating motion, Reciproc, WaveOne, M-Wire.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Os instrumentos rotatórios de níquel-titânio (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 possuem superelasticidade (SE), propriedade que proporciona a manutenção do trajeto original do canal e minimiza erros inadvertidos durante o preparo, principalmente em canais curvos. (THOMPSON, 2000; PETERS, 2004).

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 permite um preparo de forma cônico-progressiva para que se alcance melhor ação da solução irrigadora e uma obturação tridimensional (SCHILDER, 1974)

A habilidade de corte de instrumentos endodônticos é complexa e está relacionada a parâmetros como geometria da seção transversal, ângulos de corte, comprimento de *pitch*, ângulo helicoidal, propriedades metalúrgicas e tratamento de superfície dos instrumentos. 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 (SCHÄFER, 1999).

As tensões residuais geradas durante as etapas de produção dos fios de NiTi (forjamento, laminação, trefilação) podem ser recuperadas industrialmente através de processos térmicos industriais. As propriedades estruturais (dureza) e funcionais (temperaturas de transformação) das ligas NiTi podem ser modificadas por tratamentos termomecânicos, que levam à recuperação de deformações plásticas, e à formação e dissolução de precipitados na fase matriz. O tratamento térmico das ligas NiTi ricas em Ni pode resultar na formação de precipitados que causam endurecimento da austenita e aumentam a capacidade de recuperação de deformações pelo efeito memória de forma (EMF) e pela superelasticidade (SE) (KRAMKOWSKI & BAHCALL, 2009; LARSEN *et al.*, 2009) .

Ao longo dos anos, muitos fabricantes têm desenvolvido e comercializado instrumentos endodônticos de NiTi que apresentam diferentes geometrias de seção transversal, comprimentos de *pitch*, ângulos helicoidais, assim como conicidades

variadas. Mais recentemente, têm surgido relatos da utilização de novos métodos de fabricação e tratamentos térmicos especiais nos fios de NiTi, que proporcionam flexibilidade e resistência à fadiga superiores às das dos instrumentos fabricados a partir de ligas NiTi convencionais. Através de um desses métodos, foi produzido o fio M-Wire que é obtido por um processo termomecânico diferenciado (BERENDT, 2007). Segundo Alapati *et al.* (2009), o tratamento termomecânico empregado no fio M-Wire faz com que a martensita esteja presente na microestrutura da liga à temperatura ambiente, melhorando as propriedades mecânicas de flexibilidade e resistência à fadiga dos instrumentos endodônticos.

Outra recente inovação introduzida no mercado são as limas endodônticas de uso único, acionadas a motor e com movimento recíproco, como os sistemas Reciproc (VDW, Munique, Alemanha) e Wave One (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). Estes sistemas preconizam a limpeza e formatação dos canais radiculares com a utilização de apenas um instrumento, além de que o uso do movimento recíproco reduziria a tensão de torção pela inversão periódica do sentido da rotação da lima.

Este trabalho tem como objetivo, avaliar a eficiência de corte, bem como as características dimensionais e geométricas de instrumentos endodônticos *Reciproc* e *WaveOne*, fabricados com o fio *M-Wire*.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Tratamento endodôntico

O tratamento endodôntico compreende acesso à cavidade pulpar, seu esvaziamento, limpeza e formatação e, finalmente, sua obturação tridimensional. A limpeza do sistema de canais radiculares visa a 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 sobre as paredes internas do canal radicular, e pela ação química de soluções irrigadoras. À medida que o canal vai sendo ampliado, abre-se espaço para que a solução irrigadora, mais comumente utilizada, o hipoclorito de sódio, penetre profundamente no canal radicular (ESTRELA, 2004).

O preparo mecânico tem como objetivo a obtenção de um canal radicular de formato cônico, 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 com 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 frequente 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 mais acentuadas que outras, quanto menor for o raio (PRUETT *et al.*, 1997).

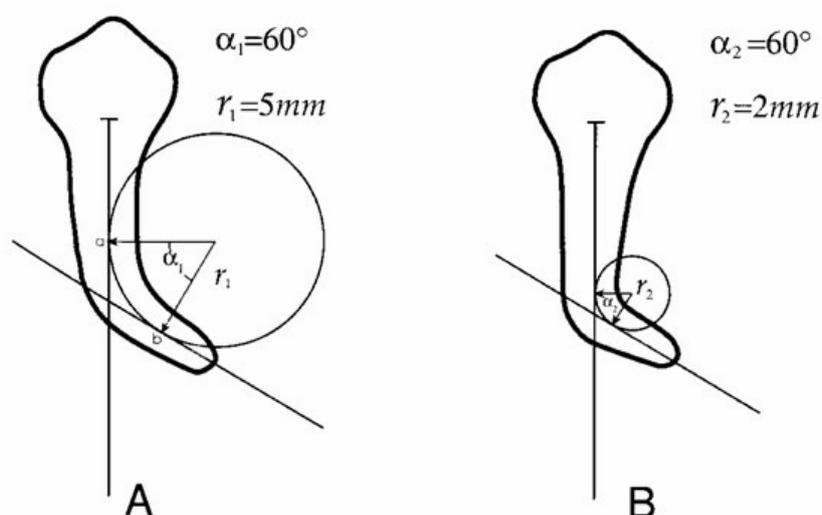


FIGURA 1 - Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros r e α .

FONTE – PRUETT *et al.*, 1997.

Durante a instrumentação, quanto mais abrupta 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 SCR. 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 consequente deformação a que o instrumento endodôntico é submetido, quando flexionado nas regiões curvas (CUNNINGHAM & SENIA, 1992).

Alguns erros de procedimento, como transporte, formação de degraus e perfurações, quando ocorrem durante o preparo dos canais, são capazes de alterar 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 reta natural, 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 aproximadamente equiatômicas de NiTi apresentam as propriedades de superelasticidade (SE) e efeito memória de forma (EMF), as quais permitem ao material retornar à sua forma inicial após sofrer grandes deformações. As ligas que apresentam estas propriedades passam por uma transformação martensítica induzida por tensão ou por alterações de temperatura, a partir de uma microestrutura original denominada austenita. Uma vez liberado o agente desencadeador, a estrutura retorna à fase austenítica, retomando sua forma inicial (OTSUKA & WAYMAN 1998, THOMPSON 2000).

O EMF é uma propriedade encontrada em um grupo de materiais metálicos que, após sofrerem deformações relativamente grandes, são capazes de recuperar sua forma e/ou dimensões originais através de um aquecimento moderado. No EMF, a deformação não elástica, na fase martensítica, é recuperada através da transformação reversa (TR), pelo aquecimento acima de uma temperatura crítica. Sob condições adequadas é possível recuperar de 6 a 8% de deformação induzida por dobramento, torção, tração e compressão pelo aumento da temperatura, usualmente de menos de 50°C acima da temperatura de deformação (KENNON & DUNNE, 1981). A primeira observação deste efeito foi realizada por Chang & Read (1951) em uma liga AuCd, mas o interesse crescente originou-se da descoberta do “Nitinol”, uma liga NiTi aproximadamente equiatômica, em 1963, por Buehler e colaboradores no “Naval Ordnance Laboratory – NOL”, nos EUA. Outras ligas metálicas também apresentam EMF quando processadas de maneira conveniente, mas os únicos sistemas que atingiram o nível de exploração comercial deste efeito são as ligas NiTi e algumas ligas à base de cobre. Pelo fato das ligas NiTi apresentarem excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade, elas se tornaram um dos materiais preferidos para

aplicação em medicina e odontologia. Dentre as múltiplas aplicações comerciais das ligas NiTi nestas áreas, merecem referência os catéteres e “stents” de desobstrução arterial, utilizados em procedimentos cardiovasculares, os fios empregados em aparelhos ortodônticos e as limas endodônticas acionadas a motor. O conhecimento dos aspectos micromecânicos das transformações martensíticas alcançou um nível adequado, embora a relação entre os comportamentos microscópico e macroscópico desta liga seja muito complexa. Isto é parcialmente devido à grande variação na resposta mecânica com relação à temperatura, taxa de carregamento, nível de deformação, geometria da amostra, história termomecânica, natureza do ambiente e à interação entre vários destes parâmetros (CHANG & READ, 1951).

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 SE, um caso particular do EMF em que a temperatura em que ocorre a recuperação da forma é mais baixa que a temperatura de deformação. A SE está associada à uma grande deformação não linear recuperável (até 8%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. Enquanto o EMF envolve processos térmico e mecânico, na SE a força motriz para a transformação é mecânica. O carregamento mecânico produz uma transformação martensítica (TM) a partir da austenita, enquanto a descarga resulta na TR à fase parente β (OTSUKA & WAYMAN 1998; THOMPSON, 2000).

A TM, que caracteriza os dois efeitos acima, é uma transformação de fase adifusional nos sólidos, isto é, não envolve redistribuição de soluto. As principais características dos movimentos atômicos que ocorrem durante a TM estão associadas à curta distância desses movimentos, em geral menores que o parâmetro de rede cristalina, e ao fato deles ocorrerem de maneira cooperativa. Embora o deslocamento atômico relativo seja pequeno, comparado à distância interatômica, uma mudança de forma macroscópica aparece associada a esta transformação (OTSUKA & WAYMAN, 1998).

Nas ligas NiTi, a fase austenítica ou de alta temperatura, possui simetria cúbica de corpo centrado ordenada, designada B2, enquanto a fase martensítica, fase de baixa temperatura, é monoclinica ordenada, de simetria inferior e designada B19'. 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 martensítica intermediária e a transformação martensítica pode ocorrer no resfriamento de B2 \rightarrow Fase R e Fase R \rightarrow Martensita B19' (SABURI, 1998). Quando um material que sofre TM é resfriado abaixo de certa temperatura, a transformação tem início por um mecanismo de cisalhamento, conforme ilustrado (FIG.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 austenítica (KENNON & DUNNE, 1981; OTSUKA & WAYMAN, 1998).

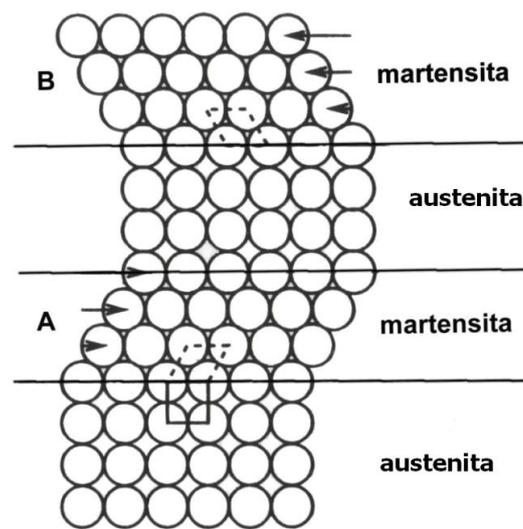


FIGURA 2 - Modelo simplificado da transformação martensítica.

FONTE - OTSUKA & WAYMAN, 1998

Quando o material é aquecido, a martensita se torna instável e a transformação reversa ocorre, ou seja, a martensita volta à fase austenítica. Devido à baixa simetria da martensita, o retorno à fase de alta temperatura se dá pelo caminho inverso da TM, e a fase austenítica é formada na sua orientação original (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).

As quatro temperaturas que caracterizam estas transformações são: *martensite start* (M_s) – temperatura em que a martensita começa a se formar; *martensite finish* (M_f) – temperatura em que a martensita encontra-se completamente formada; *austenite start* (A_s) – temperatura em que a austenita começa a aparecer e (A_f) – temperatura em que a liga volta a ser completamente austenítica (KUHN *et al.*, 2001). O intervalo entre as temperaturas de transformação M_f e A_f define o comportamento e a aplicabilidade das ligas com memória de forma, pois é neste intervalo que o EMF opera, enquanto a SE ocorre em temperaturas logo acima de A_f .

A TM nas ligas com memória de forma é usualmente termoelástica, isto é, é reversível pelo aquecimento/resfriamento e ocorre em uma estreita faixa de temperatura. Pelo resfriamento da austenita (fase β), estável em alta temperatura, a martensita começa a se formar à temperatura M_s , e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação, 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, A_s . Entre A_s e A_f , a temperatura de final da transformação reversa, ambas martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura A_f , a liga é totalmente austenítica, conforme ilustrado na FIG.3.

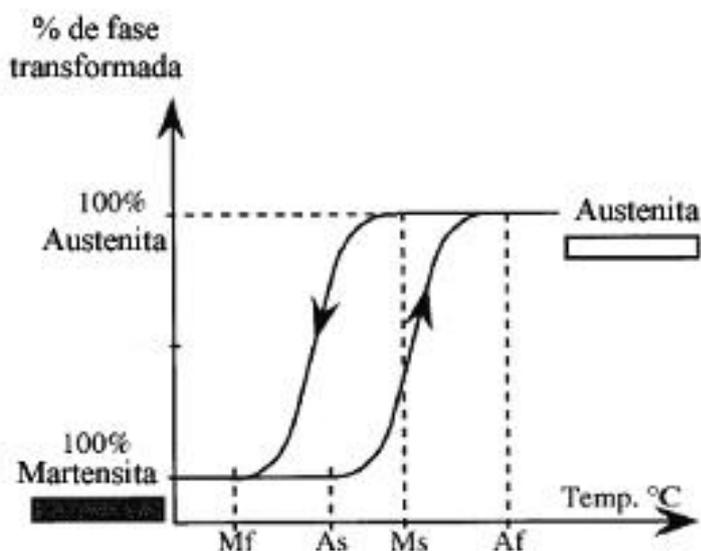


FIGURA 3 - Temperaturas características das transformações martensítica e reversa.
 FONTE - KUHN *et al.*, 2001.

As temperaturas de transformação são muito sensíveis à composição da liga. 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). A martensita também pode ser formada numa faixa de temperatura entre Ms e Md pela aplicação de tensão. A temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão é chamada Md. A linha ascendente observada na FIG.4 representa a tensão crítica para a indução de martensita, que aumenta proporcionalmente ao aumento da temperatura (OTSUKA & REN, 2005). 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. De fato, a variação necessária para produzir a MIT aumenta linearmente com a temperatura acima de Ms (WAYMAN & DUERIG, 1990).

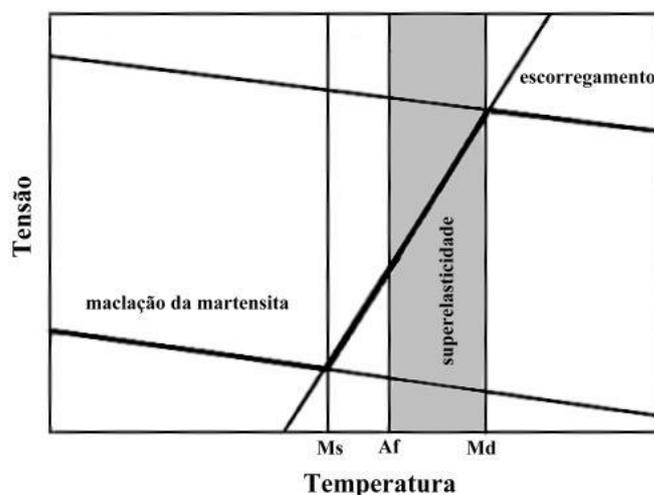


FIGURA 4 - Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura na qual ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas Af e Md. Abaixo da temperatura Ms, a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de Md a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento.

FONTE – DUERIG & ZADNO,1990.

A SE só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de Md e acima de As. De fato, para a expressão completa da superelasticidade é necessário a aplicação da tensão em uma temperatura acima de Af (FIG.4). Abaixo de Ms, a deformação ocorre por maclação da martensita; entre Ms e Af a martensita é induzida por tensão, mas uma vez induzida ela é estável; entre Af e Md a martensita induzida por tensão torna-se instável durante a descarga e a superelasticidade é observada; acima de Md se inicia uma deformação por escorregamento, uma vez que a martensita não pode

mais ser induzida por tensão, levando a uma deformação plástica da liga (DUERIG & ZADNO, 1990).

A microestrutura da martensita induzida por tensão é diferente da martensita induzida por alteração da temperatura. A martensita induzida por tensão consiste de uma única variante, preferencialmente orientada de acordo com a tensão aplicada, enquanto a martensita produzida por resfriamento consiste de uma mistura aleatória de várias variantes. Uma vez que somente uma variante de martensita é formada na MIT, existe uma mudança de forma (alongamento) que é 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).

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 da liga, melhorando assim a capacidade de recuperação do EMF e SE (MIYAZAKI *et al.*, 1982; SABURI *et al.*, 1998).

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).

2.4. Tratamento termomecânico das ligas NiTi

Os tratamentos termomecânicos podem implicar em três reações diferentes no estado sólido: (1) mudança local na composição química (precipitação), (2) reparo dos defeitos (recristalização), e (3) transformação estrutural de fase. As ligas com memória de forma são materiais em que é possível 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) (OTSUKA & REN, 2005).

O diagrama de fase do sistema NiTi 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 FIG.5 (OTSUKA & REN, 2005).

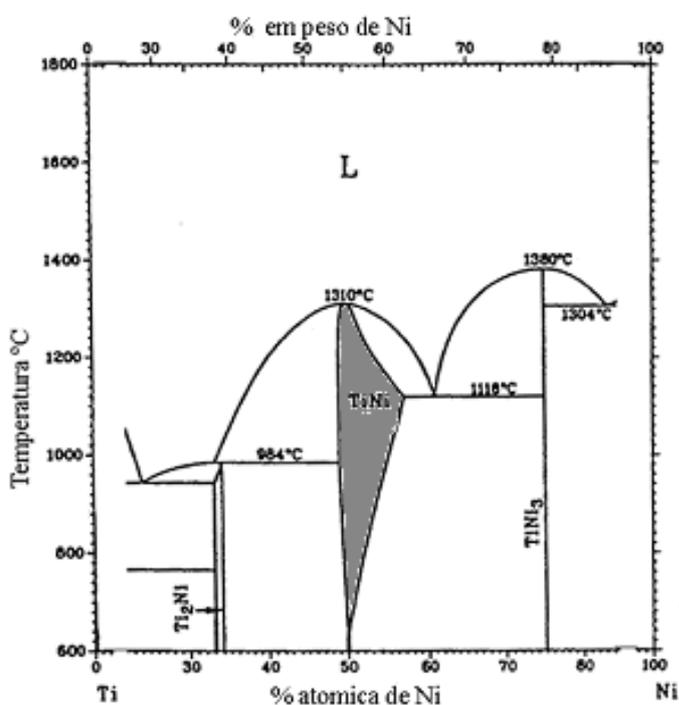


FIGURA 5 - Diagrama de fase do sistema NiTi, onde a região destacada corresponde à localização da fase de interesse β .

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% atômico de Ni, haverá a tendência da fase β se decompor em $TiNi_3$. Esta decomposição geralmente envolve o aparecimento de duas fases intermediárias, Ti_3Ni_4 e Ti_2Ni_3 .

As três fases Ti_3Ni_4 , Ti_2Ni_3 e $TiNi_3$ aparecem dependendo da temperatura e do tempo de recozimento. Isto é, em temperaturas mais baixas e tempos mais curtos de tratamento térmico, a fase Ti_3Ni_4 aparece, em temperaturas e tempos maiores aparece $TiNi_3$, enquanto que em temperaturas e tempos intermediários surge a fase Ti_2Ni_3 (OTSUKA & REN, 2005).

Durante o resfriamento da liga em condições de equilíbrio, podem se formar compostos intermediários. Em ligas com excesso de Ti, a fase $TiNi$ coexiste com o composto Ti_2Ni , enquanto nas ligas com excesso de Ni forma-se o $TiNi_3$. Pode-se evitar a formação destes compostos através do resfriamento rápido (têmpera) da liga a partir de temperaturas em que ela é completamente austenítica, por exemplo, 1000°C. Neste caso o reaquecimento do material temperado, em temperaturas não muito elevadas, por exemplo, no intervalo entre 400°C e 800°C, provoca a precipitação dos compostos mencionados. Nas ligas com excesso de Ni, a formação do composto $TiNi_3$, durante o recozimento a baixas temperaturas, é comumente precedida pela precipitação dos compostos de transição Ti_3Ni_4 e Ti_2Ni_3 . Quando a reação de precipitação ocorre, a formação de Ti_3Ni_4 é acompanhada por uma redução no conteúdo de Ni na matriz e como resultado, a temperatura M_s sofrerá uma elevação, até alcançar um valor constante que corresponde à composição de equilíbrio naquela determinada temperatura (OTSUKA & REN, 2005).

Dois fatores governam a nucleação e crescimento de precipitados. Em altas temperaturas, existe energia térmica suficiente para permitir a rápida difusão dos átomos de Ni e Ti na matriz. Entretanto, torna-se muito difícil para os átomos formarem um núcleo de precipitado quando a temperatura é muito alta. Em temperaturas mais baixas, contudo, ocorre uma situação oposta: têm-se altas taxas de nucleação, mas baixas taxas de difusão. Estes dois processos são otimizados em temperaturas intermediárias (350°- 450°), obtendo-se assim taxa de precipitação máxima e maior impacto sobre as temperaturas de transformação. Verificou-se reação máxima de precipitação em torno de 425°C, isto é, o A_f aumenta mais rapidamente após

tratamentos térmicos a 425°C. A mudança na temperatura de transformação, portanto é devido à difusão dos átomos de Ni e Ti, onde os átomos de Ni se congregam nos precipitados e os átomos de Ti se movem para a matriz de fase β . Como a matriz se torna enriquecida de Ti, as temperaturas de transformação aumentam, como o esperado da relação entre composição e temperatura de transformação (MELTON, 1990).

Como foi visto, os compostos de transição Ti_3Ni_4 podem precipitar-se nos estágios iniciais do recozimento a baixas temperaturas, na forma de partículas submicrométricas, provocando o efeito conhecido como endurecimento por precipitação do material (SABURI, 1998). Quando uma peça de metal é deformada plasticamente, uma pequena fração da energia necessária para a deformação fica armazenada na forma de deformação residual, e uma grande densidade de defeitos de rede é produzida (LIU *et al.*, 1997). Esses defeitos na rede cristalina da liga são chamados deslocações. De um modo geral, a densidade e mobilidade das deslocações, a facilidade de produção de novas deslocações, a forma com que estas interagem entre si e com as imperfeições estruturais presentes no material ditam o comportamento mecânico dos metais. A interação das deslocações com partículas finamente dispersas é um dos mais complexos e versáteis mecanismos de endurecimento dos metais (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°C e sob condições adequadas de tratamento, apenas Ti_3Ni_4 é observado (OTSUKA & REN, 2005). Os precipitados de Ti_3Ni_4 são conhecidos por promoverem melhorias nas características de memória de forma e superelasticidade das ligas NiTi. Eles também afetam as características da transformação martensítica, podendo atuar como centros de nucleação para a formação de fase R. A introdução de finos precipitados de Ti_3Ni_4 no recozimento ou a introdução de células de deslocações através de ciclos de deformação/aquecimento são capazes de mudar a transformação martensítica de B2-B19' para B2-R-B19'. Este comportamento é explicado pelo fato dos precipitados e células de deslocações induzirem o aparecimento de campos de tensão na matriz circundante (OTSUKA & REN, 2005). Estes campos de tensões produzem uma forte resistência a grandes deformações associadas com a formação de B19'. A fase R produz uma deformação na rede cristalina significativamente menor (ALLAFI *et al.*, 2002).

Zinelis *et al.* (2007) mostraram que o tratamento termomecânico por 30 minutos nas temperaturas de 430 e 440°C promoveu aumento da resistência à fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi. Johnson *et al.* (2008) foram os primeiros a estudar, por comparação, instrumentos endodônticos com mesma geometria, mas produzidos por três diferentes tipos de liga NiTi: Nitinol SE 508 (Nitinol devices and componets Inc); M-Wire NiTi (Dentsply Tulsa Dental Specialties) e Nitinol SE 508 (EuroFlex GmbH). A nova variante era composta de 508 Nitinol submetida a tratamentos termomecânicos a várias temperaturas, os quais resultariam em um material contendo porções de martensita B19' e fase R, enquanto a superelasticidade seria mantida. Foi constatado que instrumentos fabricados com o fio M-Wire (MW) apresentaram maior resistência à fadiga, enquanto a resistência à torção foi mantida semelhante entre os grupos. Outros autores encontraram maior resistência tanto à torção quanto à fadiga para o fio MW, quando comparado ao NiTi convencional (ALAPATI *et al.*, 2009). Posteriormente, estudos adicionais verificaram maior resistência à fadiga em instrumentos GT-X, fabricados com M-Wire, comparados aos instrumentos GT, fabricados a partir de fios de NiTi convencional (GAO *et al.*, 2010; PEIXOTO *et al.*, 2010; AL-HADLAQ *et al.*, 2010). Recentemente, os resultados da avaliação da vida em fadiga de diferentes instrumentos mostraram resistência à fadiga e flexibilidade significativamente superiores para os fabricados com MW, NiTi convencional e, finalmente, aço inoxidável (GAO *et al.*, 2010; BRAGA *et al.* 2012). Ye & Gao (2012) caracterizaram mudanças microestruturais do fio MW, estudando o processo de fadiga sob amplitude de deformação de 4%. Os resultados sugeriram que os instrumentos endodônticos fabricados com o MW, provavelmente, apresentaram maior resistência à fadiga que aqueles fabricados com o fio de NiTi superelástico convencional, devido à sua microestrutura martensítica. Por outro lado, Lopes *et al.* (2013) estudando as propriedades mecânicas de instrumentos fabricados com NiTi convencional (K3 e Revo-S SU), fio MW (ProFile Vortex) e liga NiTi em fase R (K3XF), mostraram que os instrumentos K3XF apresentaram o melhor desempenho em termos de flexibilidade, deflexão angular até fratura e resistência à fadiga

2.5. Instrumentos endodônticos de NiTi

Os instrumentos fabricados com ligas NiTi foram introduzidos na prática endodôntica com o objetivo de minimizar erros inadvertidos de procedimento, como transporte, formação de degraus e perfurações do canal. 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.

Uma das maiores razões para se utilizar a liga NiTi na confecção de instrumentos endodônticos é a sua grande flexibilidade, duas ou três vezes maior que a do aço inoxidável (SERENE *et al.*, 1995; WALIA *et al.*, 1988). Foi verificado que os instrumentos rotatórios de NiTi são extremamente flexíveis, o que clinicamente se mostra bastante desejável. Devido a esta flexibilidade, a carga sobre as bordas cortantes é reduzida, o que por sua vez também diminui a tensão nos instrumentos e a possibilidade de fraturas. Além disso, também é reduzido o risco de transporte durante a formatação dos canais (SCHÄFER *et al.*, 2003)

Os instrumentos de NiTi, devido à sua alta flexibilidade, são produzidos, na grande maioria das vezes, pelo processo de usinagem. A usinagem das limas endodônticas de NiTi é um procedimento complexo, resultando, geralmente, em superfícies com alta concentração de defeitos tais como rebarbas, cavidades, riscos de usinagem, que podem comprometer a habilidade de corte e potencializar problemas de corrosão do instrumento (MELO 1999; THOMPSON, 2000; MARTINS *et al.*, 2002). Entretanto, quando se avalia a influência do acabamento superficial dos instrumentos de NiTi na resistência à fadiga, verifica-se que esta propriedade é determinada, principalmente, pela amplitude máxima da tensão aplicada, que depende do diâmetro do instrumento e do raio de curvatura do canal, e não dos defeitos superficiais resultantes do processo de fabricação (BAHIA & BUONO, 2005).

O desenvolvimento de novas características de desenhos, com *tapers* variados, pontas não cortantes e comprimento de *pitch* variáveis resultou no surgimento de diferentes sistemas rotatórios de NiTi disponíveis no mercado. O comprimento de *pitch* é uma característica importante do instrumento, podendo ser constante ou variar de acordo com o instrumento endodôntico avaliado (KOCH & BRAVE, 2004; SANGHVI & MISTRY, 2011). O instrumento com comprimento de *pitch* constante tem uma tendência ao travamento no canal. Por outro lado, comprimentos de *pitch* variáveis diminuem significativamente esta tendência (DIMER & CALAS, 2004). Da mesma forma, o ângulo helicoidal formado entre a lâmina de corte e o eixo longitudinal do instrumento é importante na remoção de debris do canal. Um instrumento com ângulo helicoidal constante é mais susceptível ao acúmulo de debris e travamento no canal (SANGHVI & MISTRY, 2011). O acúmulo de debris entre as espirais cortantes pode

umentar o torque do instrumento durante a instrumentação do canal e consequentemente o seu potencial de fratura (PEIXOTO *et al.*, 2010).

2.5.1. Sistemas endodônticos de NiTi

2.5.1.1. O Sistema *Reciproc (RC)* e *Wave One (WO)*

Os tratamentos termomecânicos aplicados industrialmente podem melhorar as propriedades da liga NiTi utilizada na confecção dos instrumentos endodônticos. Os instrumentos recentemente desenvolvidos têm sido fabricados a partir de fios tratados termicamente, o que proporciona uma melhoria na sua flexibilidade e resistência à fadiga. Nos últimos anos, várias tecnologias de processamento termomecânico e fabricação foram desenvolvidas para aperfeiçoar a microestrutura do NiTi. Um novo fio de NiTi conhecido como *M-Wire* foi introduzido no mercado em 2007 (BERENDT, 2007) e é produzido através da aplicação de uma série de tratamentos termomecânicos na liga. Os instrumentos fabricados a partir do *M-Wire* incluem os sistemas *Reciproc (RC)* (VDW, Munich, Germany) e *Wave One (WO)* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (ZINELIS *et al.*, 2007).

Estes novos sistemas, que são acionados através de movimentos recíprocos, foram recentemente introduzidos no mercado. A sequência clínica sugerida pelos fabricantes inclui apenas um único instrumento para o completo preparo dos canais radiculares independentemente do comprimento, do diâmetro ou curvatura do canal (PLOTINO *et al.*, 2012). Este conceito facilita o aprendizado do profissional, pela facilidade das técnicas, e reduz significativamente o tempo de trabalho. Os instrumentos dos sistemas são de uso único (descartáveis), e já vêm esterilizados, prontos para o uso do profissional, eliminando também o risco de infecção cruzada entre os pacientes.

Apesar de sugerirem a utilização de um único instrumento no preparo completo dos canais radiculares, os sistemas apresentam três instrumentos cada, para canais de morfologia diferentes. No sistema *WO* os instrumentos são apresentados nos diâmetros: *Small* (21/.06), *Primary* (25/.08) e *Large* (40/.08). Estes possuem duas seções transversais distintas ao longo do comprimento de suas partes ativas. De D1 a D8, os instrumentos apresentam uma seção transversal triangular côncava, e a partir de D9 até D16, apresentam uma seção transversal triangular convexa. No sistema *RC* os diâmetros dos instrumentos são: R25 (25/.08), R40 (40/.06) e R50 (50/.05). Estes apresentam seção transversal em forma de um “s” itálico em toda a

extensão da parte ativa. Nos dois sistemas, os instrumentos apresentam tapers fixos apenas nos 3 primeiros milímetros, variando a partir de D4 (KIM *et al.*, 2012).

Os sistemas foram projetados para trabalhar especificamente em movimentos recíprocos e ambos atuam com lâminas de corte trabalhando no sentido anti-horário (CCW) e horário (CW), sendo que as amplitudes dos movimentos nos sentidos horário (CW) e anti-horário (CCW) são diferentes para os dois sistemas. Um movimento de amplitude maior, 170° e 150°, para os sistemas *RC* e *WO* respectivamente, na direção de corte das lâminas (CCW) permite o avanço dos instrumentos no interior do canal e o corte da dentina, enquanto que um movimento de amplitude menor, 50° e 30°, para os sistemas *RC* e *WO* respectivamente, na direção oposta (CW) permite que os instrumentos sejam imediatamente desprendidos das paredes de dentina, progredindo de forma mais segura ao longo do trajeto do canal radicular (KIEFNER *et al.*, 2013).

A utilização de instrumentos endodônticos de NiTi trabalhando a partir de movimentos recíprocos vem sendo defendida com o argumento de que reduziria o risco de fratura tanto por torção quanto por fadiga dos mesmos durante o preparo de canais radiculares (DE DEUS *et al.*, 2010). Supõe-se que com estes novos movimentos os instrumentos trabalhariam sempre no limite elástico, ampliando assim, a vida útil dos mesmos (PATIÑO *et al.*, 2010; KIM *et al.*, 2012, PEDULLÀ *et al.*, 2013a). Estudos recentes amparam a hipótese de que a cinemática do movimento recíproco impacta diretamente na diminuição do risco de fratura dos instrumentos (DE DEUS *et al.*, 2010; PATIÑO *et al.*, 2010).

De Deus *et al.* (2013) avaliaram a capacidade dos instrumentos R25 do sistema *RC* em atingir o comprimento de trabalho (CT) de canais de molares inferiores, sem a exploração prévia com o auxílio de limas manuais e/ou outros instrumentos endodônticos acionados a motor. Os resultados mostraram que os instrumentos foram capazes de atingir o CT dos canais com anatomias classificadas como retas e moderadas, no que diz respeito ao nível de curvatura. Já nos canais com curvaturas classificadas como severas, os instrumentos R25 não conseguiram atingir o CT sem a exploração prévia do canal.

A avaliação da resistência à fadiga de instrumentos *Primary* do sistema *WO* e R25 do sistema *RC*, mostrou resistência à fadiga significativamente maior para o instrumento R25 em relação ao *WO* (PLOTINO *et al.*, 2012; ARIAS *et al.*, 2012).

Gavini *et al.* (2012), com o objetivo de avaliar a resistência à fadiga de sistemas com diferentes cinemáticas de funcionamento, compararam os instrumentos R25 do sistema *RC*, em movimento recíproco, com instrumentos de diâmetro de ponta e *taper* 25/.08 em movimento rotatório. Os resultados apontaram que o movimento recíproco proporcionou um considerável aumento na vida em fadiga, conferindo aos instrumentos do sistema *RC* resultados significativamente melhores, quando comparados aos instrumentos de movimento rotatório. De forma semelhante, Kim *et al.* (2012), comparando os instrumentos R25 do sistemas *RC*, *Primary* do sistemas *WO* e *F2* do sistema *ProTaper Universal (PTU)*, demonstraram que os instrumentos do sistema *RC* apresentaram maior vida em fadiga, enquanto os instrumentos do sistema *WO* obtiveram melhor desempenho no que diz respeito à resistência torcional. Ambos os sistemas, *RC* e *WO*, apresentaram resultados superiores, quanto à fadiga e à torção, quando comparados aos instrumentos do sistema *PTU*.

A comparação da resistência à fadiga entre os instrumentos R25 do sistema *RC* e *Primary* do sistema *WO*, que trabalham através de movimento recíproco, os instrumentos 25/.06 do sistema *Mtwo (Sweden & Martina, Padova, Italy)* e do sistema *Twisted Filed (TF) (SybronEndo, Orange, CA)*, que trabalham através de movimento de rotação, mostrou não haver diferença significativa entre os sistemas de movimentos recíprocos (*RC* e *WO*). Também não houve diferença significativa quando comparados apenas os sistemas de movimentos rotatórios (*Mtwo* e *TF*) entre si. Entretanto, quando comparados os sistemas de movimentos recíprocos (*RC* e *WO*) com os de movimentos rotatórios (*Mtwo* e *TF*), os primeiros apresentaram melhor desempenho (PEDULLÀ *et al.*, 2013b). Os autores observaram ainda que a imersão dos instrumentos em NaOCl não interferiu na resistência à fadiga dos mesmos.

Os resultados da comparação da vida em fadiga dos instrumentos R25 e R40 do sistema *RC* e 25/.06 e 40/.06 do sistema *Mtwo*, confirmaram a hipótese de que o uso do movimento recíproco aumenta significativamente a resistência à fadiga dos instrumentos (LOPES *et al.*, 2013; KIEFNER *et al.*, 2013).

A avaliação da capacidade de formatação de canais artificiais pelos sistemas de movimento recíproco *RC* e *WO*; e rotatórios *PTU* e *ProFile (PF)* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), mostrou que os instrumentos dos sistemas *RC* e *WO* apresentaram uma maior capacidade de manutenção da trajetória original dos canais, enquanto os instrumentos dos sistemas *PTU* e *PF* tenderam a gerar algum nível de transporte na parede externa dos mesmos (YOO & CHO, 2012).

De forma semelhante, Burklein *et al.* (2012) compararam a capacidade de formatação e limpeza de canais curvos pelos sistemas rotatórios *PTU* (finalizando com F3) e *Mtwo* (finalizando com 30/.05), e pelos sistemas com movimento recíproco *RC* (R25) e *WO* (Primary). Os resultados mostraram que em todos os casos houve a manutenção do trajeto original dos canais. Os sistemas *Mtwo* e *RC* demonstraram maior capacidade de limpeza do terço apical dos canais. Nos terços médio e coronário, o sistema *PTU* mostrou menor eficiência, quando comparado aos outros três sistemas. Por outro lado, a comparação da capacidade de limpeza dos sistemas de *RC* (R25), *One Shape* (OS) (*Micro-Mega, Besançon Cedex, France*) (25/.06), F360 (25/.04) e *Mtwo* não apresentou diferença significativa entre eles (BURKLEIN *et al.*, 2013a).

A capacidade de formatação dos instrumentos dos sistemas *RC* e *WO* com e sem a realização de exploração prévia por um instrumento manual (K#15), demonstrou que os instrumentos do sistema *WO*, quando não auxiliados pela exploração, causaram desvio do trajeto original do canal (LIM *et al.*, 2013).

Fatma & Ozgur (2013) avaliaram através de microscopia de força atômica as alterações causadas na superfície de instrumentos dos sistemas *PTU* (F2), *WO* (Primary) e *RC* (R25) após o preparo de um canal artificial. Os instrumentos do sistema *WO* foram os que apresentaram maior nível de irregularidades ao longo da superfície após instrumentação, não havendo diferença significativa entre os outros sistemas.

A avaliação da incidência de defeitos dentinários em canais de dentes extraídos, após o preparo com instrumentos dos sistemas de movimento recíproco *WO* (Large) e *RC* (R40); e instrumentos rotatórios *Mtwo* (finalizando com 40/.04) e *PTU* (finalizando com F4), mostrou em todos os casos a geração de defeitos nas superfícies dentinárias. Entretanto, em um nível mais apical dos canais, os instrumentos dos sistemas *WO* e *RC* geraram uma quantidade de trincas significativamente maior, quando comparados às geradas pelos instrumentos dos sistemas *Mtwo* e *PTU* (BURKLEIN & SHAFER, 2012).

Versiane *et al.* (2013) ao avaliarem a capacidade de preparo de canais radiculares de formato oval durante a instrumentação através dos sistemas *RC*, *WO*, Self Adjusted File (SAF) e *PTU*, observaram que todos os sistemas apresentaram resultados

semelhantes em termos de desgaste dentinário, e que nenhum deles foi capaz de tocar e preparar totalmente as paredes dos canais instrumentados.

2.6. Eficiência de corte dos instrumentos endodônticos

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

Vários fatores geométricos e dimensionais exercem influência direta na eficiência de corte dos instrumentos endodônticos. O comprimento de *pitch* é uma característica importante do instrumento, podendo ser constante ou variar de acordo com o instrumento endodôntico avaliado (KOCH & BRAVE, 2004; DIMER & CALAS 2004; SANGHVI & MISTRY, 2011). O instrumento com comprimento de *pitch* constante tem uma tendência ao travamento no canal. Por outro lado, *pitch* com comprimentos variáveis diminuem significativamente esta tendência (DIMER & CALAS, 2004). Da mesma forma, o ângulo helicoidal formado entre a lâmina de corte e o eixo longitudinal do instrumento é um fator importante na remoção de debris do canal. Um instrumento com ângulo helicoidal constante é mais susceptível ao acúmulo de debris e travamento no canal (SANGHVI & MISTRY, 2011). O acúmulo de debris entre as espirais cortantes pode aumentar o torque do instrumento durante a instrumentação do canal e, conseqüentemente, o seu potencial de fratura (PEIXOTO *et al.*, 2010).

Outro parâmetro importante na avaliação da eficiência de corte dos instrumentos endodônticos é o *rake angle*, que 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 angle* positivo a lâmina de corte está na mesma direção da força aplicada à madeira. O *rake angle* neutro apresenta a lâmina perpendicular à madeira e o *rake angle* negativo tem a lâmina de corte na direção oposta à força aplicada para cortar a madeira FIG.6.

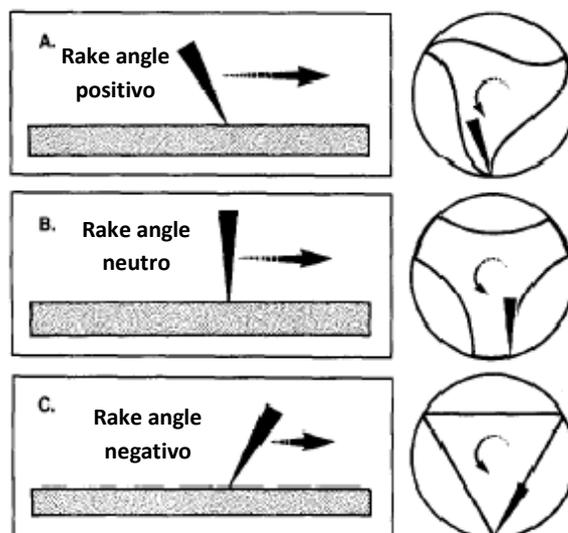


FIGURA 6 - Instrumentos endodônticos com *rake angle* positivo (A), *rake angle* neutro (B) e *rake angle* negativo (C)

FONTE: WILDEY *et al.*, 1992.

Embora a importância do *rake angle* não esteja 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 que utilizem o *rake angle* como única variável. Problema maior se refere à ausência de especificações e métodos padronizados para a determinação da eficiência de corte dos instrumentos endodônticos (BERGMANS *et al.*, 2003).

Da mesma forma, o ângulo das arestas de corte, que é o ângulo interno formado pelas tangentes das arestas no plano de corte do instrumento, é um importante fator geométrico na avaliação da capacidade de corte dos instrumentos. Este ângulo é o ângulo interno formado pela superfície de saída e a superfície de folga do instrumento. 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 FIG.7 ilustra o ângulo das arestas de corte de um instrumento.

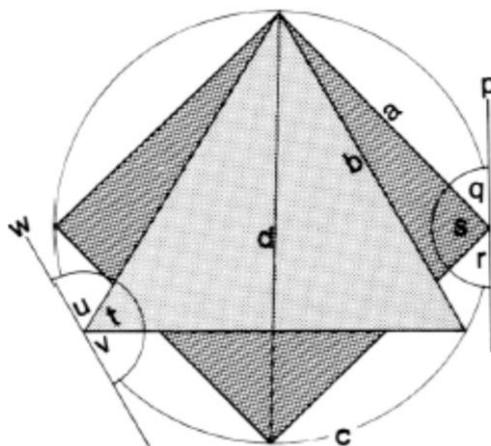


FIGURA 7 - Desenho esquemático de plano de corte (w, p), ângulo das arestas de corte (t, s), ângulo de limpeza (u, r, v, q) de instrumentos com seção transversal triangular e quadrangular.

FONTE - ROANE *et al.*, 1985.

Devido à ausência de especificações e métodos padronizados 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. Segundo Yguel-Henry & 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, e outros) por unidade de extensão de corte (distância linear, número de rotações, etc), sob condições de corte bem definidas (força, torque, lubrificação)”.

O primeiro estudo sobre eficiência de corte em endodontia foi feito por Molven em 1970, trabalhando sobre discos de dentina, com o objetivo de comparar o desempenho de cinco instrumentos endodônticos. As limas foram usadas manualmente ou com movimentos mecânicos, e a pressão aplicada não era controlada. Fixou-se o tempo de trabalho realizado com cada instrumento, medindo, e com auxílio de fotografias, a quantidade do desgaste produzido nos discos de dentina. 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, pelo material de teste (dentina) e pela metodologia empregada.

A literatura registra a utilização de diferentes substratos e de diversos parâmetros para a avaliação da eficiência de corte dos instrumentos endodônticos. O uso de blocos de resina, quando comparado ao uso de dentes extraídos, reduz variações na instrumentação, limitando a variabilidade de certos parâmetros, como: comprimento e

diâmetro do canal, variações anatômicas, ângulo e raio de curvatura. No entanto, blocos de resina não simulam a ação das limas em dentina, conseqüentemente os resultados devem ser interpretados com reservas (YARED *et al.*, 2003a).

Como substituto à dentina em ensaios de eficiência de corte, outro substrato que tem sido usado são fragmentos de fêmur bovino. De um só fêmur podem ser extraídas várias amostras de dureza semelhante. Seu uso como padrão de corte foi introduzido em 1973 por Oliet & Sorin num 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.

O critério de volume de material removido, verificado através de pesagem é, segundo Yguel-Henry & Stebut (1994), um dos métodos mais simples para avaliar a eficiência de corte. Foi utilizado também por Medeiros *et al.* (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 apenas dois instrumentos, alguns autores trabalharam em raízes mesiais de molares inferiores, que normalmente possuem dois canais, utilizando um instrumento em cada canal da mesma raiz (BERGMANS *et al.*, 2003). Outros, por sua vez, procuraram compensar esta variabilidade com um tamanho grande de amostra (MEDEIROS 1999; GUELZOW *et al.*, 2005).

Na definição de Felt *et al.* (1982), eficiência de corte é a “energia despendida por unidade de material removido”. Esses autores avaliaram a eficiência de corte de quatro tipos de instrumentos endodônticos de aço inoxidável, nos diâmetros 30, 50 e 70. Os instrumentos, acionados a motor em movimentos oscilatórios de 1/4 de volta, penetravam 10 mm em um canal simulado, com velocidade constante. Em placas de fêmur bovino, com 4 mm de espessura, foram feitos furos com o intuito de simular canais radiculares, que pudessem ser ampliados com os instrumentos endodônticos. Os autores traçaram um gráfico de força x profundidade de penetração 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 reprodutível. 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 ($\mu\text{g}/\text{Joule}$)”, Haikel *et al.* (1999) 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 a 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%. As limas ensaiadas eram fixadas a um motor e movimentadas entre as placas, realizando movimentos oscilatórios de um quarto de volta combinados com movimento de avanço. Os dados foram 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 a eficiência de corte de cinco instrumentos endodônticos manuais, e avaliaram o efeito de métodos de desinfecção e esterilização na eficiência de corte de instrumentos endodônticos (HAÏKEL *et al.*, 1996b).

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 de eficiência a corrente elétrica consumida para realizar o trabalho de corte, Silva (2004) realizou ensaios com outro polímero: o policloreto de vinila (PVC). O autor propôs a utilização de um acabamento de superfície através de polimento eletrolítico para incremento da vida em fadiga das limas rotatórias de NiTi. 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. Os instrumentos eram acionados por um motor fixado na base do dispositivo, em seguida o padrão de corte descia, sob a ação de um peso determinado, sobre a lima em movimento. 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, além de afirmar que a superfície dos instrumentos de NiTi torna-se muito mais regular após o polimento eletrolítico e que, quando submetidos a esse processo, apresentam uma vida em fadiga maior, o autor pôde acrescentar que não houve perda da eficiência de corte das limas submetidas ao tratamento de superfície proposto.

Schäfer (2002) avaliou a eficiência de corte de instrumentos de NiTi através da profundidade de penetração dos instrumentos, em movimentos rotatórios, em canais cilíndricos feitos de plástico especial com propriedades abrasivas bem definidas, em uma bancada de testes monitorada por computador. Metodologia semelhante foi utilizada por Schäfer & Oitzinger (2008) para avaliar a eficiência de corte de cinco diferentes tipos de instrumentos rotatórios de NiTi. Dentro das limitações da metodologia, ambos observaram que instrumentos *RaCe* e *Mtwo* mostraram-se mais eficientes ao corte quando comparados aos instrumentos ProFile, Alpha-File e FlexMaster.

No que se refere aos recém-lançados instrumentos de NiTi acionados através de movimento recíproco, têm-se pesquisado principalmente a respeito de sua resistência à fratura e capacidade de manutenção da trajetória do canal durante os preparos realizados, porém pouca atenção tem se sido dada à eficiência de corte. Tendo em vista sua fabricação a partir de uma liga com propriedades especiais, M-Wire, e sua cinemática de instrumentação bastante particular em relação aos instrumentos rotatórios comumente utilizados, justifica-se a realização deste trabalho.

OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo geral

Este trabalho tem como objetivo, avaliar a eficiência de corte e as características geométricas e dimensionais de instrumentos endodônticos de NiTi *WaveOne* e *Reciproc*.

3.2. Objetivos específicos

- Analisar as características dimensionais dos instrumentos de NiTi *WaveOne* e *Reciproc*, por meio de medidas de comprimento da parte ativa, diâmetro a cada milímetro da ponta, comprimento de *pitch* e ângulo helicoidal, bem como a estabilidade dimensional entre instrumentos semelhantes.
- Analisar as características geométricas da seção transversal dos instrumentos descritos acima, através das medidas de área e dos ângulos do perfil geométrico transversal.
- Avaliar a eficiência de penetração dos instrumentos analisados, 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 as características geométricas e dimensionais dos instrumentos *WaveOne* e *Reciproc* com a capacidade de corte dos mesmos.

MATERIAIS E MÉTODOS

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 nos laboratórios da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.

4.1. Instrumentos endodônticos analisados

Para atingir os objetivos almejados, os instrumentos rotatórios de NiTi adquiridos dos fornecedores habituais foram divididos nos seguintes grupos:

GRUPO A: instrumentos do Sistema *WaveOne* (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Switzerland) WO/Primary, com calibre e *taper* 25/.08, totalizando 10 instrumentos.

GRUPO B: instrumentos do Sistema *Reciproc* (VDW GmbH, Munich, Germany) R25, com calibre e *taper* 25/.08, totalizando 10 instrumentos.

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 cinco 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 diâmetro a cada milímetro da parte ativa a partir da ponta, do comprimento de *pitch*, do ângulo helicoidal, do ângulo de corte, do *rake angle* e da área da seção transversal a 3 mm 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.8).

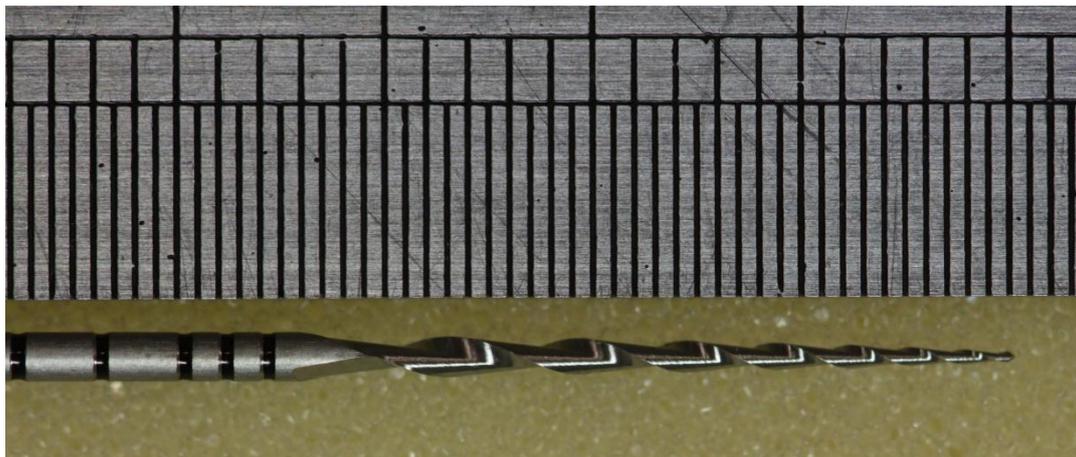


FIGURA 8 - Fotografia do instrumento para análise da uniformidade dimensional.

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 parte ativa (FIG.9A). 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.9B). 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.9C). As medidas de ângulo helicoidal foram realizadas traçando-se uma linha da ponta ao centro da haste do instrumento e posteriormente traçando-se linhas transversais que coincidisse com as lâminas de corte dos instrumentos (FIG.9D). Esta etapa do estudo teve como objetivo avaliar as características dimensionais, verificar a ocorrência de alterações nestas dimensões entre instrumentos semelhantes, e entre os dois 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.

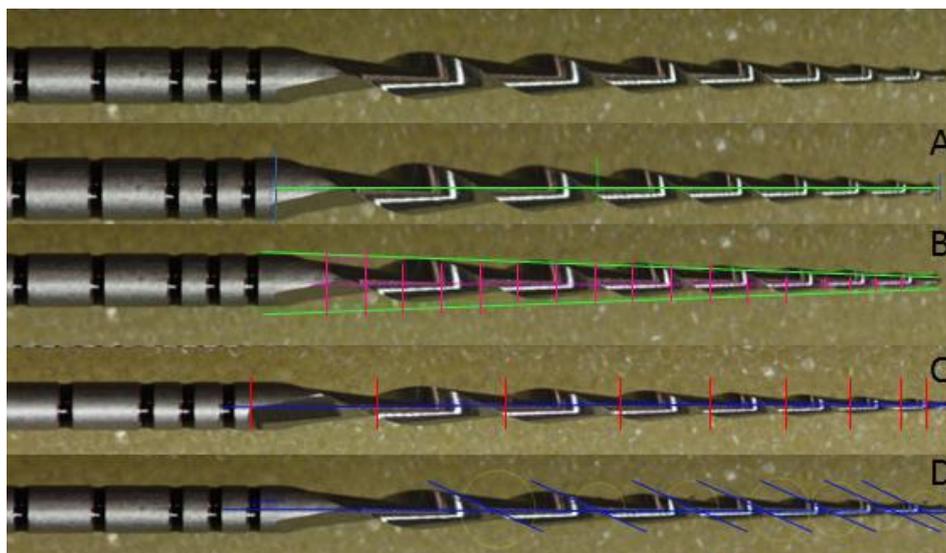


FIGURA 9 - Imagens obtidas com o programa ImagePro Plus 6.0 mostrando as medidas do comprimento total da parte ativa (A), do diâmetro a cada milímetro a partir da ponta (B) comprimento de *pitch* (C) e do ângulo helicoidal (D) de um instrumento RC.

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 desta, um instrumento de cada tipo avaliado foi seccionado a aproximadamente 2,7mm da ponta utilizando-se uma cortadeira metalográfica ISOMET 1000 (Buehler, Illinois, EUA). Após o acabamento com lixa grana 1000, para atingir 3,0 mm da ponta, as imagens da seção transversal dos instrumentos foram captadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) com um aumento de 400x. As medidas das áreas das imagens digitalizadas de cada instrumento foram então analisadas e calculadas através do software ImagePro Plus 6.0 (FIG.10). 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 3 mm da ponta pôde ser calculado.

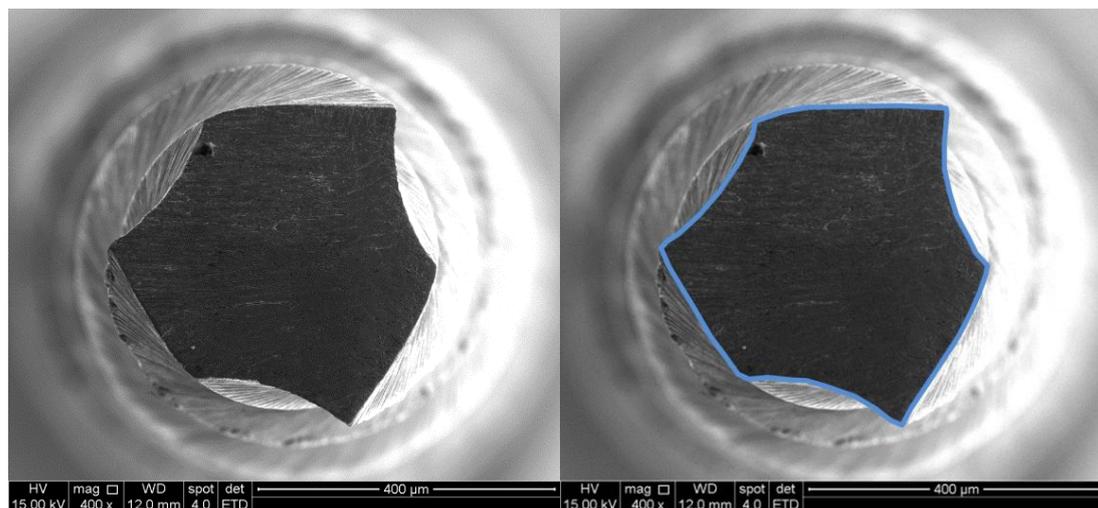


FIGURA 10 - Imagem da seção transversal de um instrumento WO exemplificando a medida de área.

FONTE - Da autora

4.4. Determinação dos ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos

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), conforme descrito no item 4.3. Foram realizadas as seguintes medidas:

- *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.

Para determinação do *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 – L1). Levando-se em conta a direção de rotação, foi indicada na imagem da área da seção transversal, o sentido de direção da lâmina de corte. A FIG.11 mostra um desenho esquemático de *rake angle* positivo, negativo e neutro de instrumentos de NiTi.

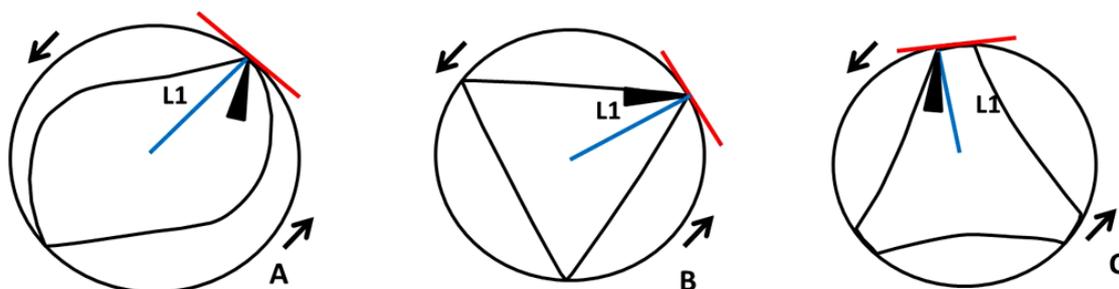


FIGURA 11 - Desenho esquemático de rake angle positivo (A), negativo (B) e neutro (C) de instrumentos de NiTi.

FONTE: Adaptado de PEIXOTO, 2013

- 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 FIG.12 ilustra o ângulo das arestas de corte de um instrumento.

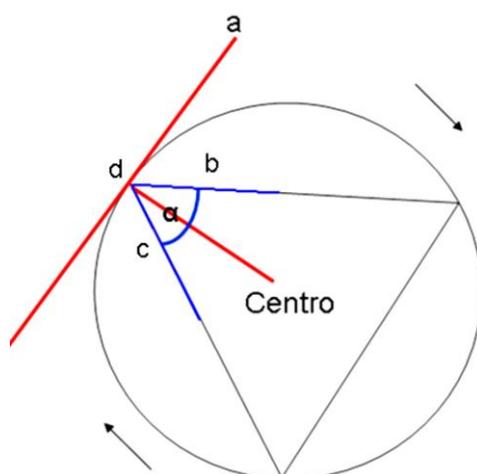


FIGURA 12 - Desenho esquemático de plano de corte (a), ângulo das arestas de corte (α), superfície de saída (b) de folga (c) e ponto de referência (d) do instrumento.

FONTE - PEIXOTO, 2013.

Para a determinação do 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.

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.13), consistindo na peça de mão de um motor X-Smart^R Plus (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Suíça), presa à uma base de acrílico fixado na base da máquina de teste NA8032 (Analógica, Ltda). Blocos de acrílico pré-fabricados (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Suíça), foram previamente explorados com limas manuais K#10 e K#15 (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Suíça) e mensurados com régua endodôntica. Durante a exploração do bloco de acrílico o mesmo foi irrigado com soro fisiológico de maneira a simular a condição clínica no canal artificial. Para cada instrumento testado foi utilizado um bloco de acrílico novo. Cada bloco foi fixado em outra base menor, também acrílica, presa à máquina de testes, que se movimentava no sentido vertical a uma velocidade constante de 0,09 mm/seg. Para simular a condição clínica, a formatação do canal foi realizada em dois momentos: os instrumentos prepararam inicialmente 13,5 mm do canal, e em seguida, os 3mm finais. Entre os dois ciclos de corte, cada canal foi recapitulado com lima K#10 e os instrumentos limpos com o auxílio de um pincel. Simultaneamente ao ensaio, uma célula de carga registrou a força, medida em Newtons (N), exercida pelo instrumento durante seu deslocamento ao longo do comprimento do canal artificial. Um multímetro digital (DMM4020 Tektronix,Beaverton, USA) 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.

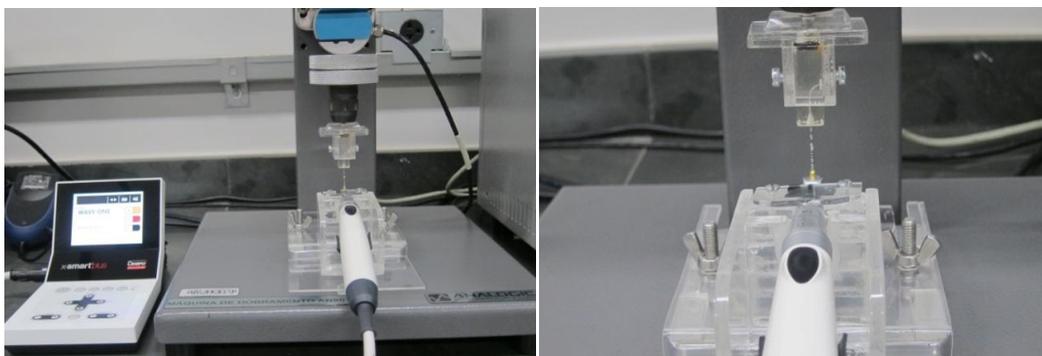


FIGURA 13 - Equipamento de teste para medir a eficiência de corte de instrumentos NiTi em movimento recíproco.

FONTE - Da autora

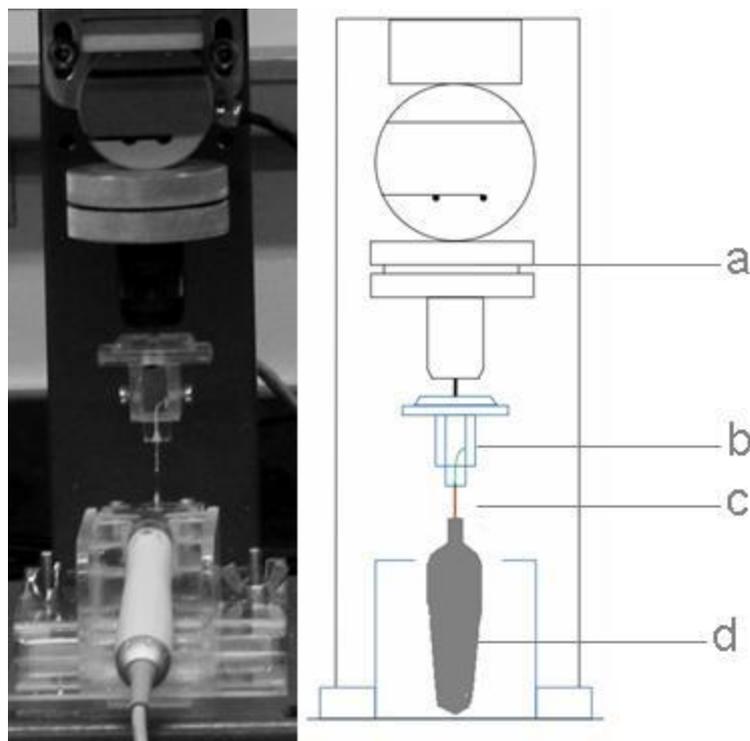


FIGURA 14 - Dispositivo de teste mostrando o posicionamento correto do instrumento e do bloco de acrílico na bancada de teste durante os ensaios de eficiência de corte. Desenho esquemático destacando a célula de carga (a), suporte de acrílico com canal artificial (b), instrumento de teste (c) e peça de mão endodôntica (d).

FONTE - PEIXOTO, 2013

Os valores de torque solicitados durante a ação de corte dos instrumentos foram determinados a partir de uma curva de calibração obtida utilizando o limitador de torque do motor endodôntico X-Smart Plus. 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 do multímetro digital, a corrente máxima fornecida à ferramenta de mão logo antes da interrupção do movimento, foi possível construir a curva corrente x torque mostrada na FIG.15. A linearização dos pontos foi ajustada conforme a equação (1). A equação foi então utilizada para transformar os valores de corrente em torque e construir as curvas de torque versus penetração.

$$\text{Torque (N}\cdot\text{cm)} = 4,81501 \cdot \text{Corrente (A)} - 0,20266 \quad (1)$$

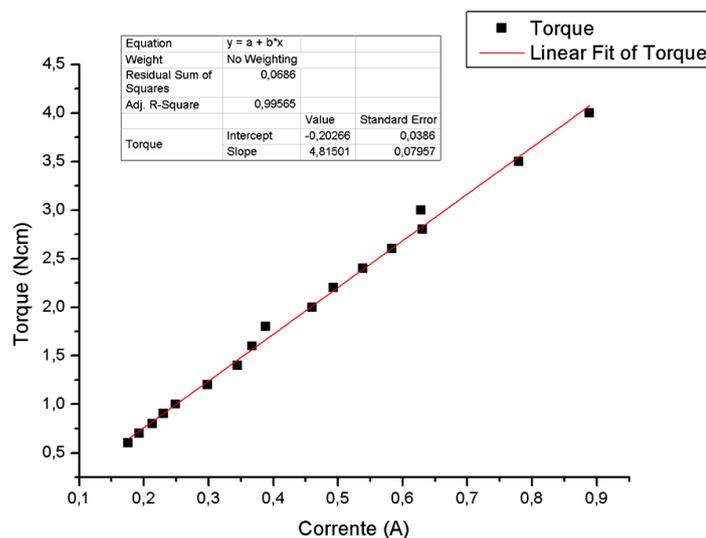


FIGURA 15 - Curva de calibração de torque.
 FONTE: Da autora

No total, 10 instrumentos foram ensaiados nesta bancada, 5 instrumentos de cada tipo. A instrumentação dos canais artificiais foi realizada sem irrigação. Durante os procedimentos de ensaio, o protocolo de utilização dos instrumentos foi selecionado de acordo com a programação pré-definida do motor, tal como recomendado pelos fabricantes, de acordo com o sistema utilizado. Os ensaios foram realizados à temperatura ambiente.

4.6. Análise dos dados

Todos os resultados dos parâmetros analisados referentes aos diferentes instrumentos foram tabulados em planilhas digitais, analisados isoladamente e comparados entre si.

A análise estatística dos valores utilizados para caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos e ângulos do perfil geométrico transversal foi realizada através do teste t de Student e para os Ensaio de eficiência de corte utilizou-se ANOVA one-way, uma vez que os valores dos parâmetros medidos apresentam uma distribuição normal. O coeficiente de confiabilidade empregado nos testes de hipóteses realizados no presente trabalho foi $\alpha = 95\%$ e consequentemente uma probabilidade de significância inferior a 5% ($p < 0,05$).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este estudo comparou a eficiência de corte de dois instrumentos endodônticos confeccionados a partir de fios de NiTi M-wire, WaveOne e Reciproc, escolhidos devido às semelhanças em diâmetro, processo de fabricação e utilização clínica.

5.1. Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos

As características geométricas e dimensionais dos instrumentos endodônticos têm uma estreita relação com seu comportamento mecânico, influenciando de forma negativa ou positiva a flexibilidade, resistência torcional e à fadiga flexural, além da capacidade de corte dos mesmos. Os parâmetros claramente associados ao comportamento mecânico são: o diâmetro ao longo da parte ativa, a profundidade e distância entre as lâminas de corte (*pitch*), a forma geométrica e área da seção transversal, o ângulo de ponta e, por fim, a presença ou ausência de plano radial (BERUTTI *et al.*, 2003; DIEMER e CALAS 2004; MIAYI *et al.*, 2006; TRIPI *et al.*, 2006; XU e ZENG 2006; RAY *et al.*, 2007).

5.1.1. Comprimento da parte ativa

As medidas dos comprimentos da parte ativa dos instrumentos analisados estão relacionadas na Tabela 1 e Apêndice A. Podem ser observados valores médios de comprimento de parte ativa semelhantes em ambos os instrumentos analisados, com *Reciproc* ligeiramente maior que *WaveOne*.

TABELA 1 - Valores médios do comprimento da parte ativa dos instrumentos.

Instrumentos	Comprimento da parte ativa (mm)
WaveOne	17,109
Reciproc	17,393

5.1.2. 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 6.0, conforme descrito anteriormente no item 4.2. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice B.

A partir da análise da FIG.16, que ilustra as medidas obtidas para os diferentes instrumentos ao longo de toda a parte ativa, foi observado que a conicidade da parte ativa dos instrumentos aumentou uniformemente, apresentando valores muito próximos ao valor nominal, descrito 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.

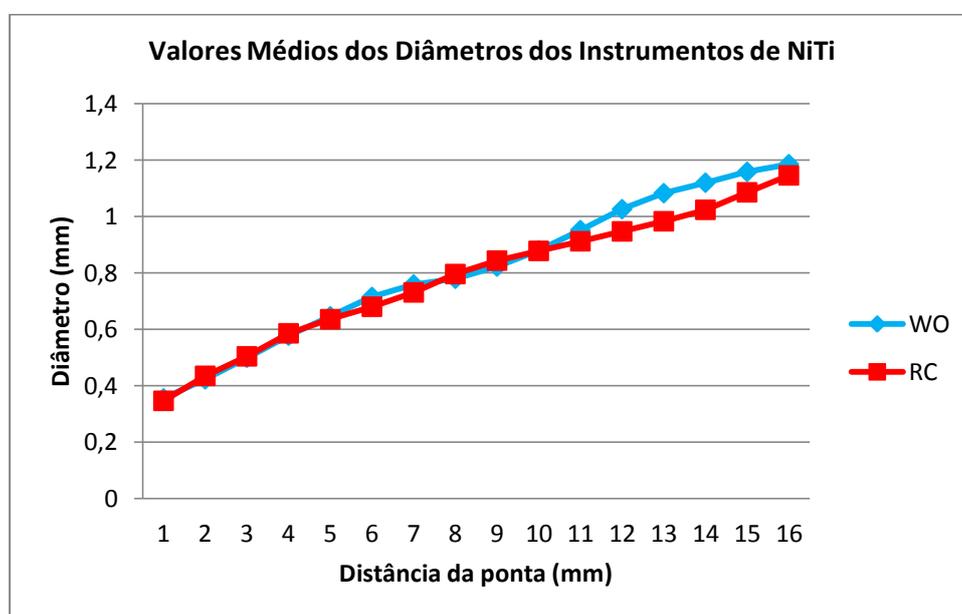


FIGURA 16 - Valores médios dos diâmetros a cada milímetro da ponta dos instrumentos *WaveOne* e *Reciproc*.

FONTE: Da autora

A Tabela 2 apresenta os valores médios e desvios padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) dos instrumentos avaliados. Os instrumentos apresentaram pequena variação entre o D_3 nominal e o mensurado. A análise estatística entre pares de instrumentos não apresentou diferença estatisticamente significativa na comparação entre os dois instrumentos analisados ($p = 0,521$).

TABELA 2 - Valores médios e desvios-padrão do diâmetro a 3 mm da ponta (D_3) determinados para os instrumentos analisados.

Instrumentos	Diâmetro a 3 mm - D_3 (mm)
WaveOne	0,499 (0,02)
Reciproc	0,504 (0,01)

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 20 instrumentos analisados. Os valores médios encontrados estão representados na FIG.17 e Apêndice C.

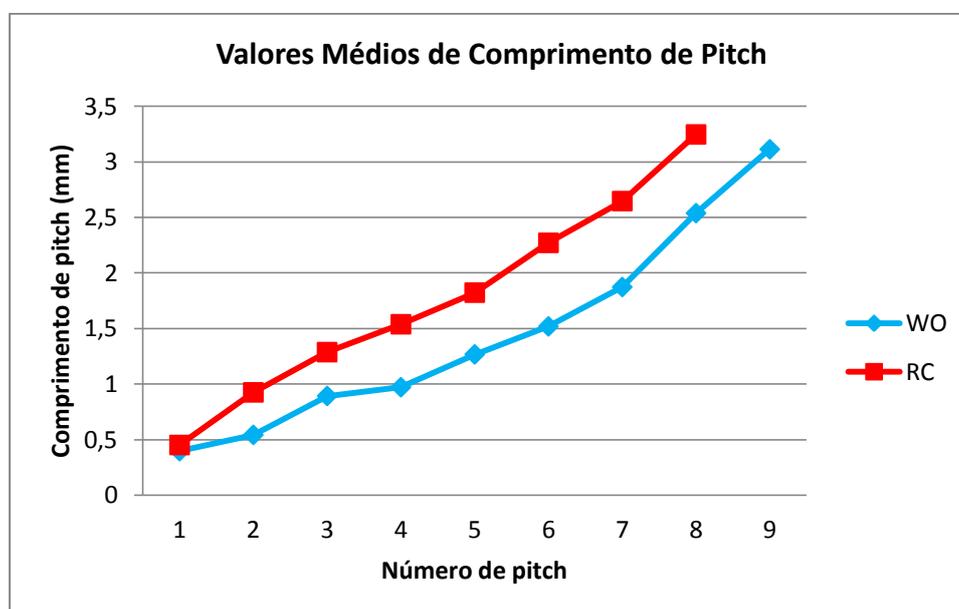


FIGURA 17 - Valores médios dos comprimentos de *pitch* de instrumentos *WaveOne* e *Reciproc*.

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. Ambos os instrumentos apresentaram menores valores de comprimentos de *pitch* próximo à ponta e maiores valores próximos à haste. Este aumento gradativo dos comprimentos de *pitch* ao longo da haste é uma característica geométrica presente em

outros sistemas de limas endodônticas rotatórias de NiTi. Peixoto (2013), ao avaliar sete sistemas de instrumentos rotatórios - EndoSequence, Mtwo, K3, RaCe, ProTaper, GT e GTX - verificou a presença deste padrão em todos os instrumentos analisados.

Os valores médios dos comprimentos de *pitch* nos instrumentos RC foram superiores àqueles nos WO, embora a variação não tenha apresentado diferença significativa ($p = 0,489$). Os instrumentos *WaveOne* apresentaram maior número e menores valores de comprimento de *pitch*. As características geométricas interferem de diferentes maneiras no comportamento mecânico dos instrumentos. Segundo Koch & Brave (2004), a tendência ao parafusamento dos instrumentos no canal diminui com um aumento no comprimento de *pitch*. Além disso, este espaçamento maior também promove uma melhor remoção de debris (MOUNCE, 2003). À medida que o comprimento de *pitch* diminui, a flexibilidade do instrumento também diminui, embora ele se mostre, menos susceptível à sobrecarga torcional. Em outras palavras, quanto menor o comprimento de *pitch*, maior a resistência torcional dos instrumentos endodônticos, embora exibam menor flexibilidade (SCHAFER & TEPEL, 2001; MOUNCE, 2003; DIEMER & CALAS, 2004).

5.1.4. Medidas dos ângulos helicoidais

As medidas dos ângulos helicoidais foram realizadas em todo o comprimento da parte ativa dos 20 instrumentos analisados (FIG.18). Os valores médios dos ângulos helicoidais dos instrumentos estão representados na FIG.19 e Apêndice D.

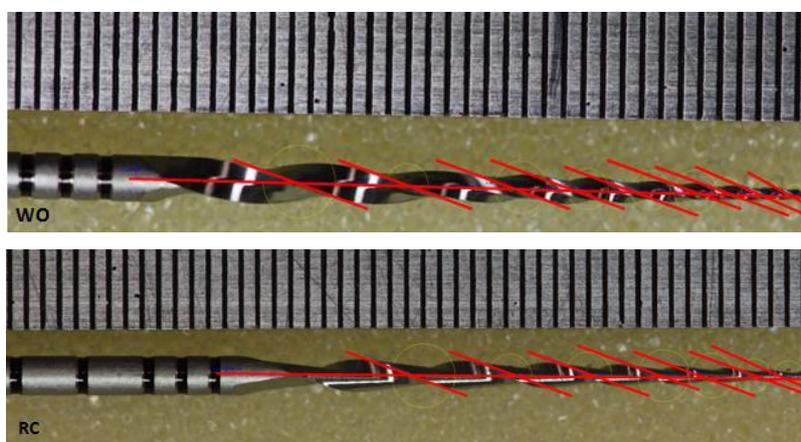


FIGURA 18 - Imagem do ângulo helicoidal dos instrumentos analisados.

FONTE: Da autora

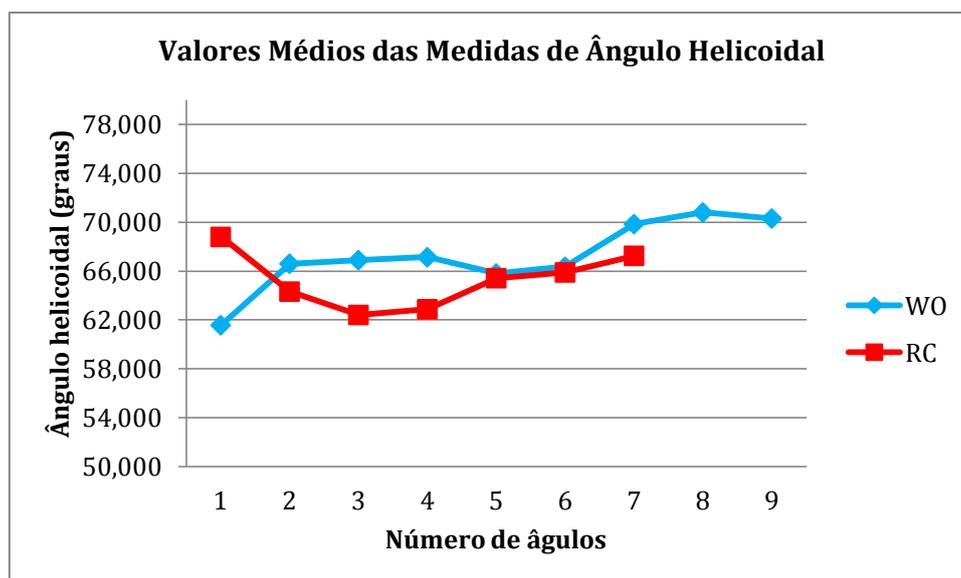


FIGURA 19 - Valores médios das medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos analisados.

FONTE: Da autora

Os instrumentos analisados apresentaram variações nos valores médios dos ângulos helicoidais. A partir da análise da FIG.19, verifica-se que os instrumentos WaveOne apresentaram maiores valores médios de ângulos helicoidais na parte ativa que os Reciproc, embora sem diferença significativa entre eles ($p = 0,135$). É importante salientar que o ângulo helicoidal dos instrumentos apresenta uma relação indireta com comprimento dos *pitch*, sendo que menores valores de ângulos helicoidais se refletem em *pitch* mais longos e em menor número na parte ativa dos instrumentos. Os dados apresentados nas FIG.18 e 19 são complementares e comprovam esta relação.

5.1.5. Medidas da área da seção transversal dos instrumentos

Para realizar as medidas da área da seção transversal dos instrumentos, os mesmos foram preparados conforme descrito no item 4.3 deste documento. As imagens das seções, captadas por MEV, foram documentadas para posterior determinação dos valores da área a 3 mm da ponta (A_3). 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 de 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 (desvios padrão) de área da seção transversal a 3 mm da ponta 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 (A_3) de instrumentos WaveOne e Reciproc.

Instrumentos	A_3 (mm ²)
WaveOne	0,123 (0,005)
Reciproc	0,112 (0,005)

A geometria da seção transversal, bem como a área a 3 mm da ponta variou entre os instrumentos analisados. Os instrumentos WO apresentaram A_3 maior que os RC, com diferença significativa entre eles ($p = 0,000$). Essa diferença pode ser explicada pela diferença existente na perfil geométrico da seção transversal destes instrumentos.

A análise das imagens dos instrumentos (FIG.20) mostrou seções transversais em forma de tripla hélice nos instrumentos *Wave One* e seção transversal em forma de “S” itálico no sistema *Reciproc* (Figura 19). A geometria da seção transversal tem sido identificada como um fator decisivo, que influencia diretamente o comportamento dos instrumentos endodônticos (CAMPS *et al.*, 1995; TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; XU *et al.*, 2006; MELO *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009). Em particular, a eficiência de corte também pode ser substancialmente influenciada pelo formato da seção transversal dos instrumentos endodônticos (SCHÄFER & OITZINGER, 2008).

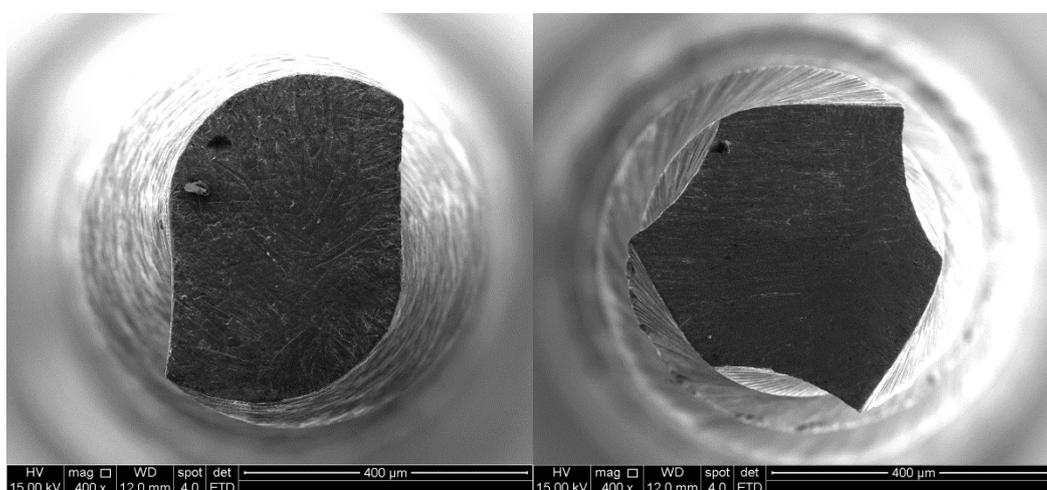


FIGURA 20 - Imagens das seções transversais dos instrumentos RC e WO.

FONTE: Da autora

Os instrumentos WO caracterizam-se pela presença de três bordas cortantes, e um espaço relativamente pequeno para acomodar as raspas dentinárias criadas durante a formatação dos canais. Em geral, especula-se que quanto menor o espaço remanescente entre as bordas cortantes do instrumento e as paredes do canal, menor seria a capacidade de remoção de debris dentinários das limas endodônticas. Características especiais de geometria da seção transversal e das lâminas de corte (bordas cortantes afiadas e um grande espaço para acúmulo de debris) são usadas para explicar a melhor efetividade de instrumentação do sistema Reciproc verificada no trabalho de Bürklein *et al.* (2012) e sugerida nos resultados do presente estudo, como será visto adiante.

De acordo com o fabricante, os instrumentos WO sofrem uma modificação na geometria da seção transversal ao longo de sua parte ativa, onde a seção deixaria de ser caracterizada pela tripla hélice, assumindo a forma triangular convexa. Neste estudo foi também realizada uma investigação, analisando, através de imagens de MEV, o desenho da seção a cada milímetro da parte ativa para se observar em qual posição a alteração de geometria da seção transversal realmente ocorre. Foi observado que a referida modificação no *design* da seção aconteceu por volta de D₁₁, como pode ser comprovado nas imagens da FIG.21.

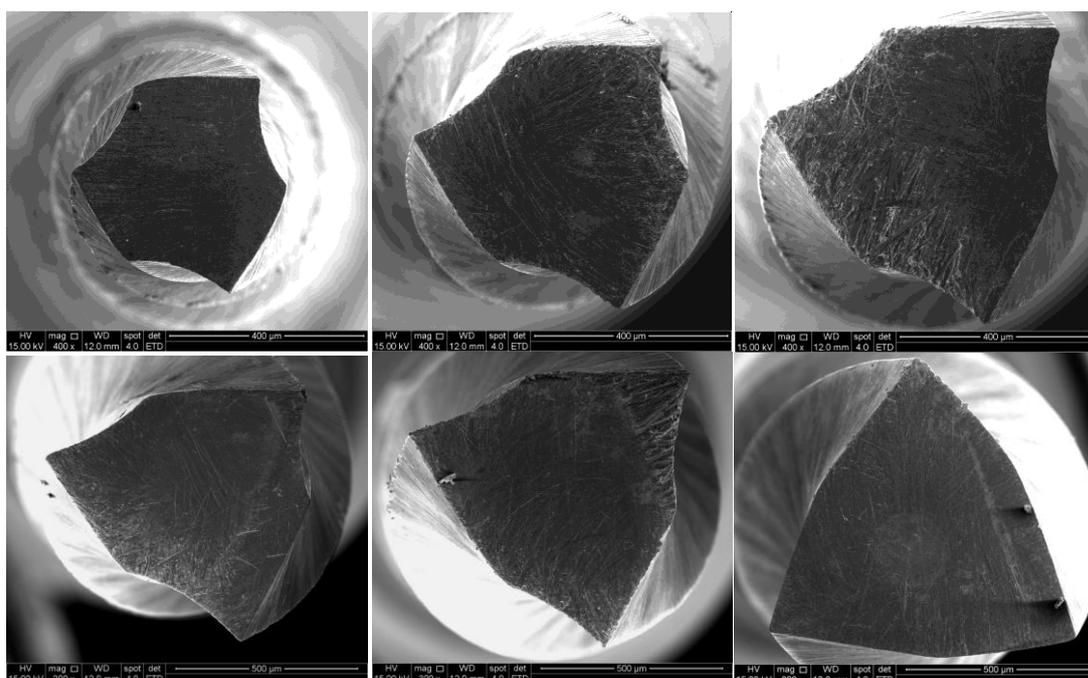


FIGURA 21 – Imagens da seção transversal de um instrumento WO em A₃, A₅, A₆, A₉, A₁₀ e A₁₁.

FONTE: Da autora

5.2. Ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos

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

5.2.1. Rake angle

As imagens da FIG.22 mostram as medidas dos ângulos de inclinação (*rake angle*) dos instrumentos estudados, realizados num corte transversal a 3 mm da ponta de cada instrumento.

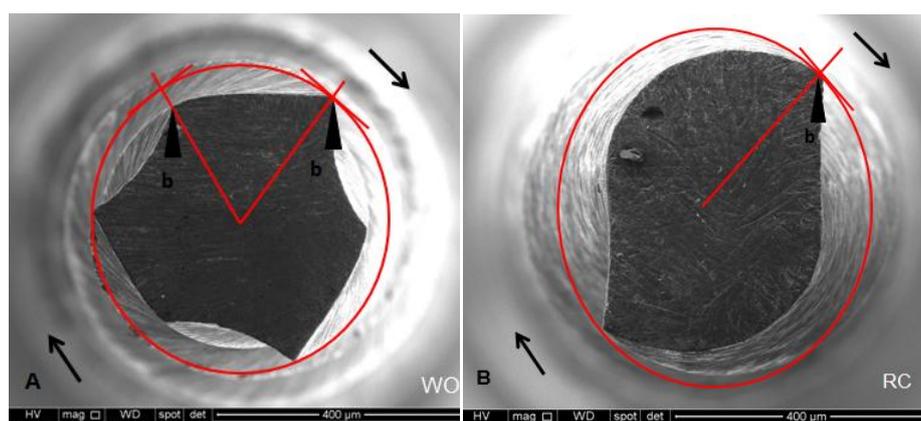


FIGURA 22 - Imagens de MEV da seção transversal de instrumentos WaveOne e Reciproc com a análise de *rake angle*.

FONTE: Da autora

Os instrumentos *WaveOne* apresentaram três ângulos positivos e três ângulos neutros, alternados. Já nos instrumentos *Reciproc*, foram observados dois ângulos, ambos positivos. De acordo com Chow *et al.* (2005) ainda não há estudos isolando o ângulo de corte como variável única que afete a eficiência de corte de um instrumento endodôntico. Sua importância ainda não foi claramente definida. Entretanto, enquanto um *rake angle* positivo permite cortar raspas de dentina e fazer com que estas sejam levadas para longe da borda da lâmina, os ângulos negativos tendem a apenas raspar a superfície da dentina (BÜRKLEIN *et al.*, 2012). De fato, estudos anteriores mostraram que planos radiais tendem a polir a dentina ao realizar o corte nas paredes do canal radicular, enquanto que instrumentos de NiTi com corte ativo são superiores àqueles com planos radiais no que diz respeito à capacidade de remoção de detritos (HÜLSMANN *et al.*, 2005). Os 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 e irão cortar a dentina de forma semelhante a um cinzel (SANGHVI & MISTRY, 2011). *Rake angle* neutro apresenta a lâmina perpendicular à superfície a ser cortada, apresentando valores de corte intermediários. Segundo Wildey *et al.* (1992), o instrumento menos eficiente possui a borda cortante voltada para o lado oposto à direção aplicada para o corte, portanto, seu *rake angle* é considerado negativo.

5.2.2. Ângulos das arestas de corte dos instrumentos

O ângulo de corte dos instrumentos é o ângulo formado pelas tangentes das arestas de corte do instrumento e a circunferência que circunda a área da seção transversal do instrumento. As imagens da FIG.23 mostram as medidas dos ângulos de corte dos instrumentos analisados, realizadas a 3 mm da ponta. Como há pequena variação nos valores obtidos para cada um dos ângulos de corte dos instrumentos avaliados, foi computado para cada instrumento um único valor médio para este parâmetro. Os dados obtidos nesta análise podem ser visualizados na Tabela 4 e na FIG.23

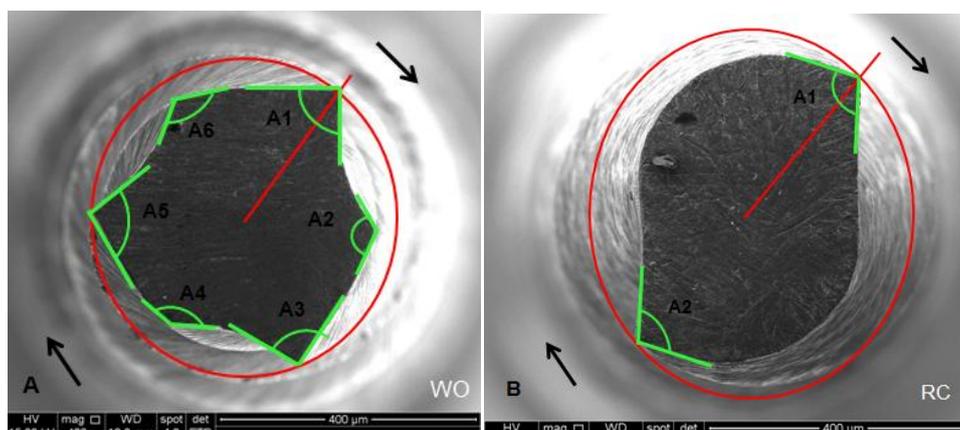


FIGURA 23 – Imagens de MEV da seção transversal de instrumentos WaveOne e Reciproc, mostrando a mensuração dos ângulos de corte.

FONTE: Da autora

TABELA 4 - Valores médios (desvio padrão) dos ângulos de corte dos instrumentos WaveOne e Reciproc.

Instrumentos	Ângulos de Corte (°)					
	A1	A2	A3	A4	A5	A6
WaveOne	95,1(1,0)	130,3(0,6)	84,8(0,5)	138,4(3,7)	77,2(1,2)	52,5(1,3)
Reciproc	91,7(1,08)	105,2(0,7)				

Da análise destes resultados, pode ser observado que os valores médios dos dois ângulos de corte nos instrumentos Reciproc são semelhantes ($p = 0,849$). Em contrapartida, os seis ângulos de corte dos instrumentos WaveOne foram todos significativamente diferentes entre si ($p \leq 0,05$). Foram observados menores valores de ângulos de corte para os instrumentos RC e maiores valores para os instrumentos WO.

5.3. Propriedades mecânicas

5.3.1. Ensaio de eficiência de corte

A eficiência de corte de um instrumento depende de uma série de variáveis como composição da liga, características superficiais, ângulo helicoidal (inclinação da hélice) que pode ser fixo ou variável, número e comprimento de *pitch*, conicidade fixa ou variável, capacidade de remoção das raspas de dentina excisadas, bem como da geometria da secção transversal do instrumento. A influência isolada de cada um desses fatores no desempenho do instrumento não foi, até então, completamente esclarecida, e é ainda um ponto controverso na literatura endodôntica (SHEN & HAAPASALO, 2008). Diante disso, pretendeu-se avaliar a eficiência de corte dos instrumentos estudados através de parâmetros que correlacionassem o torque e a força axial exigidos durante a penetração dos instrumentos nos canais artificiais. A suposição inicial era de que instrumentos que utilizassem menor torque para percorrer o trajeto do canal artificial, apresentariam maior eficiência de corte.

Para simular a condição clínica, a formatação do canal foi realizada em dois momentos: na primeira parte do ensaio, os instrumentos prepararam inicialmente 13,5 mm do canal. Em seguida, o preparo dos 3 mm restantes para se alcançar o

comprimento de trabalho de 16,5 mm estabelecido para os blocos. Os valores médios de força axial, requeridos pelos instrumentos analisados, durante a penetração nos canais artificiais, estão mostrados FIG.24 e 25.

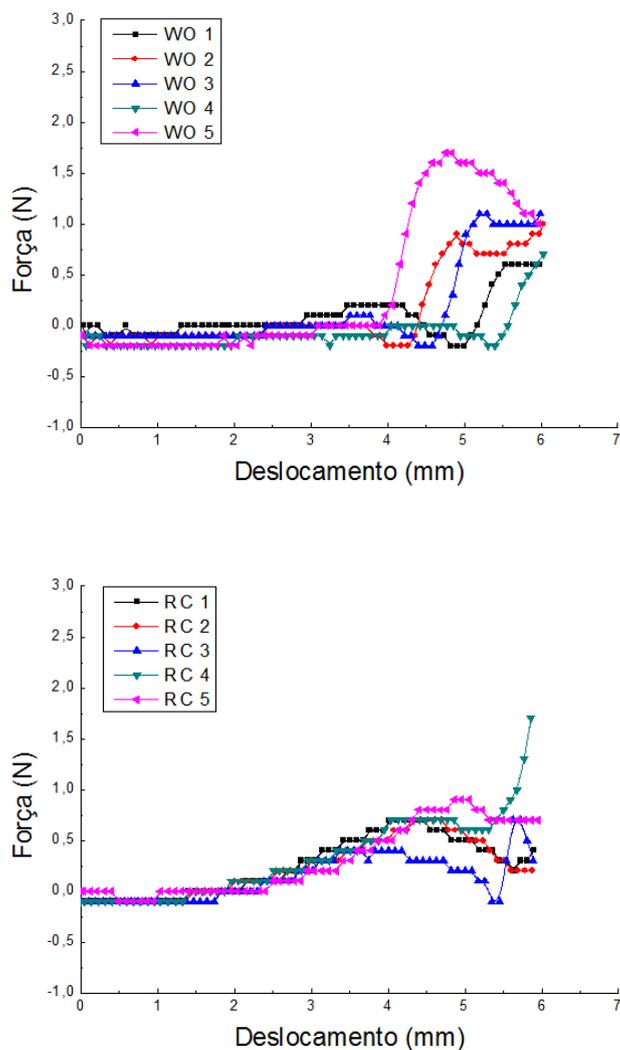


FIGURA 24 - Valores de força axial requeridos pelos instrumentos WO e RC, ensaiados em dispositivo de bancada, durante a primeira etapa de penetração nos canais artificiais.

FONTE: Da autora

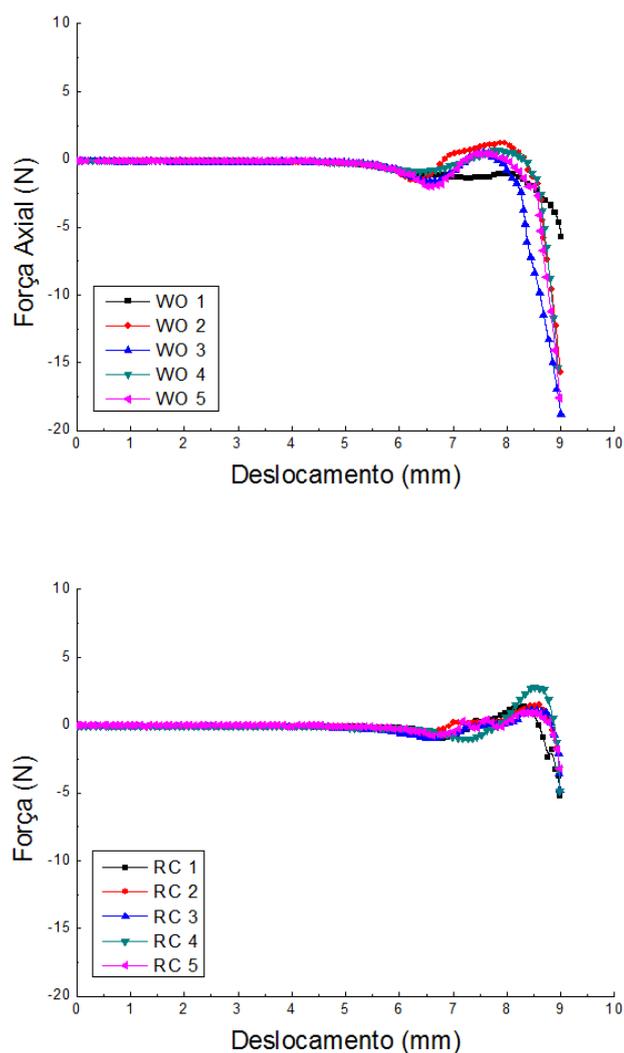
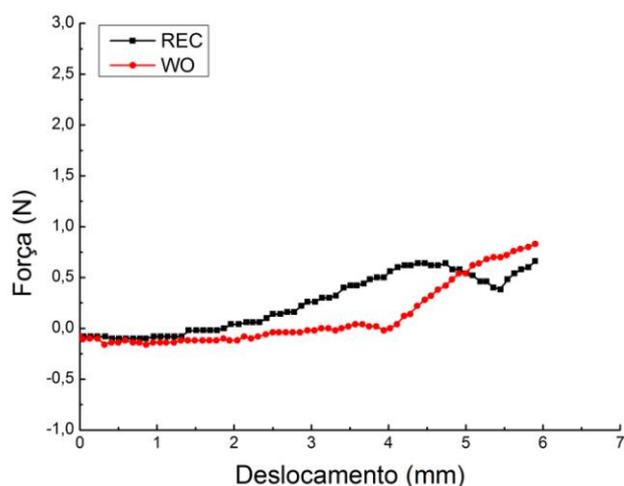


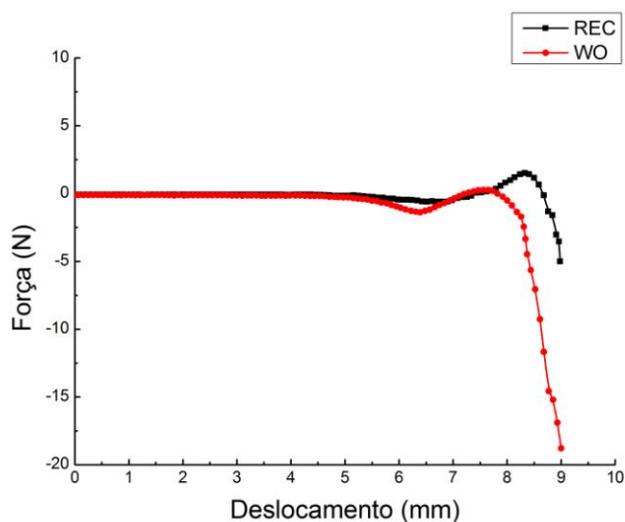
FIGURA 25 - Valores de força axial requeridos pelos instrumentos WO e RC, ensaiados em dispositivo de bancada, durante a segunda etapa de penetração nos canais artificiais.

FONTE: Da autora

As curvas médias de força axial requerida pelos instrumentos RC e WO, avaliados neste estudo, na primeira (A) e segunda (B) etapas de penetração nos canais artificiais estão apresentadas na FIG.26



A



B

FIGURA 26 – Curvas médias de força axial requerida pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais, nas primeira (A) e segunda (B) etapas do ensaio.

FONTE: Da autora

Da análise das FIG.24,25 e 26, pode ser observado que maiores valores de força axial foram requeridos pelos instrumentos WO na primeira etapa do estudo e pelos instrumentos RC na segunda etapa. Entretanto, a diferença nos valores médios de força axial entre os sistemas se mostrou estatisticamente significativa apenas na segunda etapa do ensaio, com valores de $p = 0,833$, para os instrumentos WO e $p = 0,044$, para os RC. As características geométricas dos instrumentos podem explicar este comportamento. Os instrumentos WO apresentaram maiores valores médios de ângulo helicoidal e, conseqüentemente maior número de *pitch* na região próxima à

ponta, em relação aos instrumentos RC, característica que promoveria maior contato com as paredes do canal, gerando maior força axial durante a penetração no bloco de acrílico na primeira etapa do ensaio. Diemer e Calas (2004) observaram que os instrumentos com maior comprimento de *pitch* tinham menor tendência ao parafusamento e apresentavam menor resistência torcional. Estes resultados estão de acordo com os obtidos no presente estudo, onde foi observado que os instrumentos Reciproc, com maiores comprimentos de *pitch*, apresentaram menores valores de força axial durante a penetração nos canais artificiais.

Como dito anteriormente, uma seção transversal menor cria um maior espaço entre o instrumento e as paredes do canal (CAMPS & PERTOT,1995). Este espaço extra possibilita maior apreensão de detritos, facilitando a sua remoção no sentido coronário. Seções transversais com áreas maiores podem não proporcionar espaço suficiente para que os detritos sejam deslocados e, posteriormente removidos do canal. Assim, a permanência dos detritos no canal dificultaria a ação de corte das paredes dentinárias pelo instrumento, exigindo maior força axial para ele se mover apicalmente no interior do canal (WAN *et al.*, 2010). O desenho do perfil geométrico dos instrumentos WO sugere esta menor área de escape para os debrís próximo à ponta, influenciando também nos valores mais altos de força axial observados na primeira etapa do estudo. Por outro lado, os instrumentos RC que apresentam maiores áreas da seção transversal, demandariam maior força apical para vencer os últimos milímetros do canal artificial, já que nesta segunda etapa, a porção de maior calibre dos instrumentos estaria em contato com as paredes do canal, deixando pouco espaço livre para acomodação dos debrís gerados.

Na segunda etapa do ensaio, ou seja, durante o preparo do terço apical do canal artificial, os resultados relativos aos valores de força axial, exibidos pelos instrumentos WO e RC, mostram uma queda brusca, alcançando valores expressivamente negativos. Esse comportamento sugere que o canal artificial esteja sendo puxado e registre, assim, um valor de força axial negativo. Os instrumentos com menores comprimentos de *pitch* apresentam uma maior tendência de se parafusar no interior do canal, bem como um torque máximo significativamente maior em relação aos instrumentos com comprimentos de *pitch* maiores. (DIEMER & CALAS, 2004). Os *pitch* mais curtos observados nos instrumentos WO, somados aos seus maiores valores de ângulos helicoidais, justificam este comportamento mais exacerbado de tendência ao “*taper lock*”, uma vez que os valores negativos de força axial, nessa segunda fase do ensaio, são significativamente maiores que aqueles apresentados

pelos RC ($p = 0,012$). Valores de força axial negativos foram também encontrados nos trabalhos de Sattapan *et al.* (2000a), Peters & Barbakow (2002) e Diemer *et al.* (2013). Estes autores concluíram que os valores de força apical dependem também do calibre do instrumento 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 FIG.27 e 28.

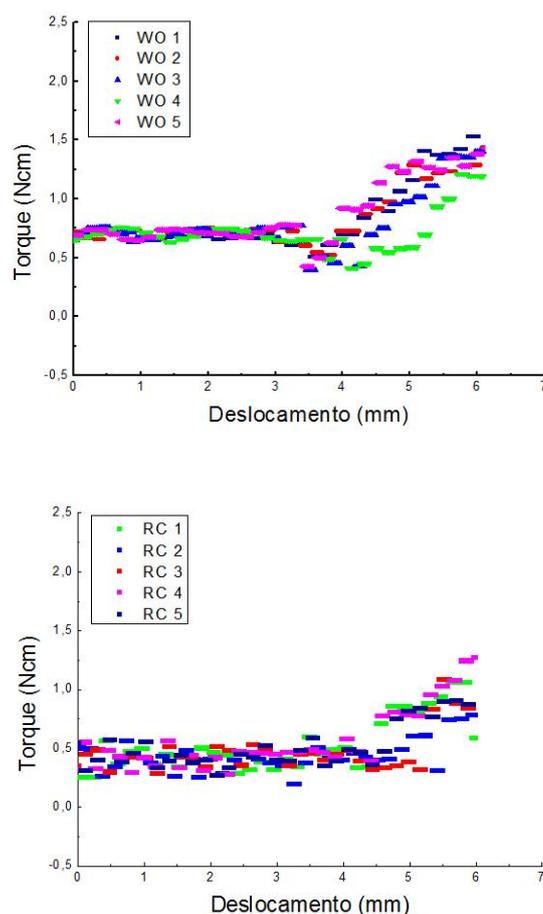


FIGURA 27 - Valores de torque requeridos pelos instrumentos WO e RC ensaiados em dispositivo de bancada, durante a primeira etapa da penetração nos canais artificiais.

FONTE: Da autora

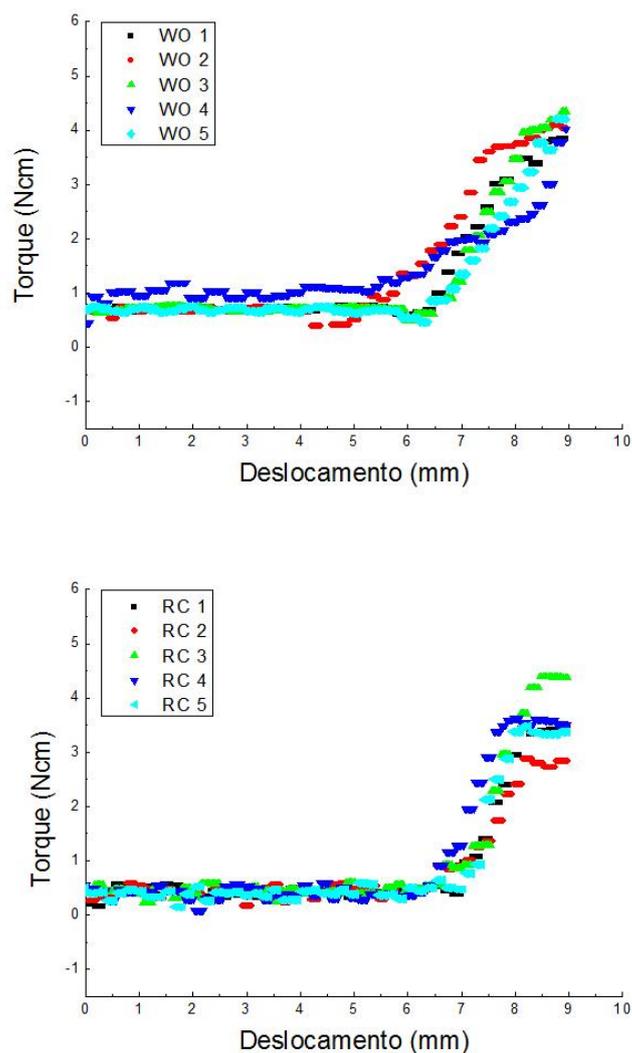
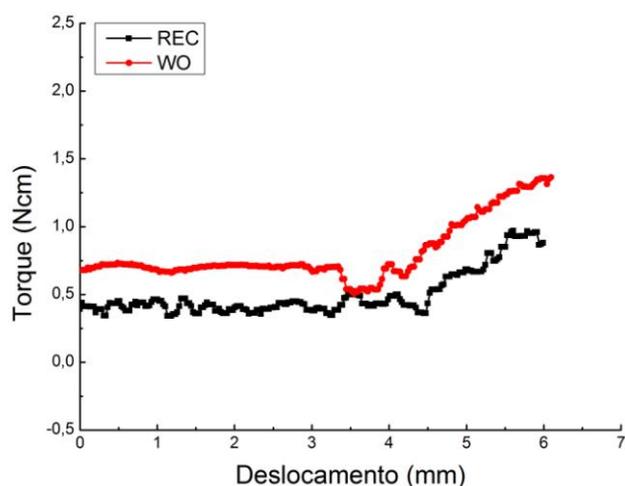


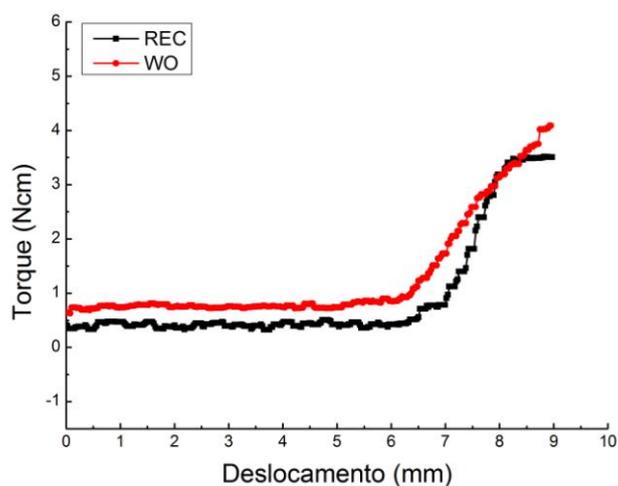
FIGURA 28 - Valores de torque demandados pelos instrumentos WO e RC ensaiados em dispositivo de bancada, durante a segunda etapa da penetração nos canais artificiais.

FONTE: Da autora

As curvas médias de torque requerido pelos instrumentos RC e WO na primeira (A) e segunda (B) etapas de penetração nos canais artificiais estão apresentadas na FIG.29.



A



B

FIGURA 29 – Curvas médias de torque requerido pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais, nas primeira (A) e segunda (B) etapas do ensaio.

FONTE: Da autora

Em comparação ao sistema WO, os instrumentos RC exibiram menores valores de torque durante a formatação do canal artificial. Uma diferença significativamente menor de torque requerido, tanto na primeira ($p = 0,008$) quanto na segunda ($p = 0,107$) etapa do ensaio de eficiência de corte, foi observada pelos instrumentos RC. O torque exercido pelos instrumentos está diretamente relacionado ao seu *design*, 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).

Os valores de torque requeridos durante a formatação dos canais radiculares dependem de uma variedade de fatores, e talvez o mais importante seja a extensão da área de contato entre o instrumento e as paredes dentinárias. Quanto maior a extensão do contato, e o conseqüente atrito criado, maior o torque requerido (BLUM *et al.*, 1999a,b; SCHRAEDER & PETERS, 2005). Os instrumentos WO apresentaram maior número de *pitch* em relação aos instrumentos RC, promovendo maior contato com as paredes do canal, aumentando assim o valor de torque requerido para efetuar a ação de corte durante a penetração no bloco de acrílico, em ambas as etapas do ensaio. Possivelmente, menores valores de ângulos helicoidais e maiores comprimentos de *pitch* dos instrumentos RC tenham proporcionado a estes instrumentos uma ação de corte mais efetiva.

Como já foi dito anteriormente, espera-se uma ação de corte mais eficiente das paredes dentinárias quando se trabalha com instrumentos cujo ângulo de corte é positivo. O ângulo positivo realiza um corte efetivo da dentina, gerando pequenas partículas, facilmente removíveis pela irrigação (SONNTAG & PETERS, 2007). Os instrumentos Reciproc apresentam dois ângulos de corte, ambos positivos, e mais agudos em comparação aos instrumentos WO. Estes últimos apresentam seis ângulos de corte, três positivos e três neutros. É possível que a ação de apenas aplainar a parede de dentina, apresentada pelos ângulos neutros, prejudique o somatório da ação dos ângulos positivos, e que suas propriedades acabem se anulando, de forma a apresentar um comportamento pior em relação à ação dos dois ângulos cortantes positivos dos instrumentos RC.

Os resultados de Peixoto (2013), realizados com a mesma plataforma de testes deste estudo, sugerem maior eficiência de corte para os instrumentos Mtwo, quando comparados aos outros instrumentos avaliados. A semelhança do perfil geométrico da seção transversal, comprimento e número de *pitch*, dos instrumentos Mtwo com os instrumentos Reciproc, alvo do presente trabalho, permitem uma série de considerações. O menor número de *pitch*, e conseqüentemente de pontos de contato do instrumento e as paredes do canal, a presença de ângulos de corte positivos e mais agudos, são características que a autora sugere como responsáveis por uma melhor capacidade de corte dos instrumentos Mtwo. Estas características são análogas às características geométricas de Reciproc, ratificando o comportamento e eficiência semelhantes entre eles. A observação de que instrumentos com seção transversal em forma de S e duas bordas afiadas estão associados a uma eficiência

de corte aumentada foi confirmado em estudos anteriores (SCHÄFER *et al.*, 2006; SCHÄFER & OITZINGER, 2008; BURKLEIN *et al.*, 2012; BURKLEIN *et al.*, 2013 a e b). De forma semelhante ao presente estudo, os instrumentos Reciproc também demonstraram maior eficiência de corte em relação aos instrumentos WaveOne em outro estudo publicado recentemente (PLOTINO *et al.*, 2014).

A instrumentação de canais radiculares, utilizando instrumentos Reciproc, tem se mostrado significativamente mais rápida do que com outros instrumentos, como WaveOne e Mtwo (BURKLEIN *et al.*, 2012). Este sugere ser um resultado clínico decorrente de sua maior capacidade de corte, como verificado no presente trabalho.

A direção e amplitude do movimento recíproco são outro ponto que merece algumas considerações. Neste estudo, todos os instrumentos foram operados em movimento recíproco específico, como sugerido pelo fabricante de cada sistema. Os instrumentos Reciproc foram usadas com um movimento recíproco de 170° no sentido anti-horário e 50° no sentido horário, e 150° no sentido anti-horário e 30° no sentido horário para os Wave One (KIEFNER *et al.*, 2013). Plotino *et al.* (2014) verificaram uma eficiência de corte aumentada, quando velocidades e amplitudes de movimento maiores foram utilizadas, demonstrado pelo fato de os instrumentos alcançarem maior profundidade durante o corte quando usados com o programa do sistema WaveOne. No entanto, como os próprios autores sugerem, este resultado não permite extrapolações clínicas, uma vez que os fabricantes afirmam que o movimento é definido com precisão a partir das características mecânicas de cada instrumento, e que por isso deve sempre ser selecionado o movimento preconizado para cada sistema, com vistas ao uso clínico seguro.

A variação na geometria e diâmetro dos canais radiculares também podem ter influência significativa no torque requerido durante o uso clínico (BERUTTI *et al.*, 2004). Desta forma, os valores apresentados aqui não devem ser transpostos para a prática clínica, mas sim, indicam uma tendência de comportamento entre os sistemas estudados.

Em resumo, de acordo com os resultados apresentados, os instrumentos Reciproc demonstraram eficiência de corte estatisticamente maior em relação aos instrumentos Wave One. A geometria da seção transversal, o ângulo helicoidal, assim como o comprimento e número de *pitch*, parecem ser os parâmetros mais decisivos a influenciar a capacidade de corte destes instrumentos.

CONCLUSÕES

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.
- De um modo geral, os menores valores positivos de força axial foram observados nos instrumentos RC e os maiores valores nos instrumentos WO.
- Os menores valores de torque foram determinados para os instrumentos RC, e os maiores para os instrumentos WO.
- Nas condições deste estudo, os instrumentos RC apresentaram maior eficiência de corte, quando comparados aos instrumentos WO analisados. O desenho da seção transversal, assim como comprimento de *pitch* e o ângulo helicoidal, parecem ser os parâmetros mais decisivos a influenciar este comportamento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALAPATI, S.B.; BRANTLEY, W.A.; IJIMA, M.; CLARK, W.A.T.; KOVARIK, L.; BUIE, C.; LIU, J.; JOHNSON, B. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.35, p.1589-1593, 2009.

AL-HADLAQ, S.M.S.; ALJARBOU, F.A.; ALTHUMAIRY, R.I. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, V.36, n.2, p.305-307, 2010.

ALLAFI, J.K.; REN, X.; EGgeler, G. The mechanism of multistage martensitic transformations in aged Ni-rich NiTi shape memory alloys. *ActaMaterialia*, v.50, p.793-803, 2002.

ARIAS, A.; HIGUERAS, J.J.P.; MACORRA, J.C. Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. *Journal of Endodontics*. v. 38, n. 9, 2012.

BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Decrease in fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.100, n.2, p. 249-255, 2005.

BAHIA, M.G.A.; MARTINS, R.C.; GONZALEZ, B.M.; BUONO, V.T.L. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the 840tator84 of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.38, p.795-801, 2005.

BERENDT, C . Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147, 2007.

BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; BEULLENS, M.; WEVERS, M.; VAN MEERBEEK, B. "Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments". *International Endodontic Journal*, v. 36, n.4, p. 288-95, 2003.

BERUTTI, B.; CHIANDUSSI, G.; GAVIGLIO, I.; IBBA, A. Comparative analysis of torsional and bending stress in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments. ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics*, v.29, p.15-19, 2003.

BERUTTI, E.; NEGRO, A.R.; LENDINI, M.; PASQUALINI, D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.30, n.4, p.228-230, 2004.

BLUM, J.Y.; COHEN, A.; MACHTOU, P.; MICALLEF, J.P. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p.24-31, 1999a.

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. *International Endodontic Journal*, v.32, p.108-114, 1999b.

BRAGA, L.C.; MAGALHÃES, R.S.S; NAKAGAWA, R.K.L.; PUENTE, C.G.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, v.46, p. 458–65, 2012.

BURKLEIN, S. & SCHAFER, E. Apically Extruded Debris with Reciprocating Single-File and Full-sequence Rotary Instrumentation Systems. *Journal of Endodontics*, v. 38, n. 6, 2012.

BUKRRKLEIN, S.; BENTEN, S.; SCHAFER, E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v. 46, p. 590-7, 2013a.

BURKLEIN, S.; TSOTSIS, P.; SCHAFER, E. Incidence of Dentinal Defects after Root Canal Preparation: Reciprocating versus Rotary Instrumentation. *Journal of Endodontics*, V. 39, n. 4, 2013c.

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

CHANG, L.C.; READ, T.A. *Transactions AIME*, v.191, p.47-52, 1951.

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.

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

DE DEUS, G.; ARRUDAT, E. P.; SOUZA E. M.; NEVES, A.; MAGALHÃES, K.; THUANNE, E.; FIDEL, R. A. S. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *International Endodontic Journal*, v. 46, p. 993–8, 2013.

DE DEUS, G.; MOREIRA, E.J; LOPES, H.P.; ELIAS, C.N. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010;43: 1063–8.

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, Out. 2004.

DUERIG, T.; ZADNO, G.R. An engineers perspective of pseudoelasticity. Engineering aspects of shape memory alloys, eds. T.W. Duerig et al., London: Butterworth-Heinemann, p.369-393, 1990.

ESTRELA, C. *Ciência Endodôntica*. 1ª ed. São Paulo, Artes Médicas, 2004.

FATMA Y. & OZGUR U. Evaluation of Surface Topography Changes in Three NiTi File Systems Using Rotary and Reciprocal Motion: An Atomic Force Microscopy Study. *Microscopy Research and Technique*, p. 1-6, Dez., 2013.

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

GAO, Y.; SHOTTON, V.; WILKINSON, K.; PHILLIPS, G.; JOHNSON, W.B. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 36, p.1205-9, 2010.

GAVINI G.; CALDEIRA C.L.; AKISUE E.; CANDEIRO G.T.M.; KAWAKAMI D.A.S.

Resistance to Flexural Fatigue of Reciproc R25 Files under Continuous Rotation and Reciprocating Movement. *Journal of Endodontics*, v. 38, n. 5, 2012.

GUELZOW, A.; STAMM, O.; MARTUS, P.; KIELBASSA, A.M. "Comparative study of six 87otator nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation". *International Endodontic Journal*, v. 38, p. 743-52, 2005.

HÄIKEL, 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.

HAIKEL, Y.; SERFATY, R.; BATEMAN, G.; SENGER, B.; ALLEMANN, C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.25, n.6, p.434-440, 1999.

HÜLSMANN, M.; PETERS, O.; DUMMER, P.M.H. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*, v. 10, p. 30–76, 2005.

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

KENNON, N.F.; DUNNE, D.P. Shape memory 87otator87. *Metals forum*, v.4, n.3, p.130-134, 1981.

KIEFNER P.; BAN M.; DE DEUS G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *International Endodontic Journal*, p. 1-7, 2013.

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

KIM, H.C.; KWAK, S.W.; CHEUNG, G.S.P.; KO, D.H.; CHUNG, S.M.; LEE, W.C. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. *Journal of Endodontics*, v. 38, n. 4, p.541-4, 2012.

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

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

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

LARSEN, C.M.; WATANABE, I.; GLICKMAN, G.N.; HE, J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.35, n.3, p.401-403, 2009.

LIM, Y.J.; PARK, S.J.; KIM, H.C.; MIN, K.S. Comparison of the centering ability of WaveOne and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Reatorative Dentistry & Endodontics*, p. 21-5, Nov., 2013.

LIU, Y.; VAN HUMBEECK, J.; STALMANS, R.; DELAEY, L. Some aspects of the properties of NiTi shape memory alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, v.247, p.115-121, 1997.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; VIEIRA, M.V.B.; SIQUEIRA, J.F.; MANGELLI, M.; LOPES, W.S.P.; VIEIRA, V.T.L.; ALVES, F.R.F.; OLIVEIRA, J.C.M.; SOARES, T.G. Fatigue Life of Reciproc and Mtwo Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests. *Journal of Endodontics*, v. 39, n. 5, 2013.

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

MEDEIROS, J.M.F.; SIMI JR., J.; RISSO, V.A. "Estudo comparativo mediante pesagem de duas técnicas de preparo de canais radiculares curvos com um tipo de instrumento endodôntico." *Revista de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto*, v.3, n. 1, 1999.

MELO, M.C.C. Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos de Níquel-Titânio acionados a motor. Belo Horizonte, Brasil: Universidade Federal de Minas Gerais, 1999, 153 p. (Dissertação de Mestrado, área de concentração: endodontia).

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

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

MIYAZAKI, S.; OHMI, Y.; OTSUKA, K.; SUZUKI, Y. Characteristics of deformation and transformation pseudo elasticity in Ti-Ni alloys. *Journal of Physique*, Supplement 12, v.43, p.255-260, 1982.

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

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

OLIET, S.; SORIN, S. M. Cutting efficiency of endodontic reamers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, v. 36, n. 2, p. 243-252, 1973.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Shape Memory Materials*. 1ed. United Kingdom: Cambridge University Press, p.284, 1998.

OTSUKA, K.; REN, X. Martensitic transformations in nonferrous shape memory alloys. *Materials Science and Engineering*, A273-275, p.89-105, 1999.

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

PATIÑO P. V.; IBANEZ P.; RIVAS M.; CANTATOREG; OTEROXL; MARTIN B. B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *Journal of Endodontics* v.36, p. 157–9, 2010.

PEDULLÀ, E.; GRANDE, N.M; PLOTINO, G.; GAMBARINI, G.; RAPISARDA, E. Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*. V. 39, n. 2, 2013a.

PEDULLÀ, E.; GRANDE, N.M.; PLOTINO, G.; PALERMO, F.; GAMBARINI, G.; RAPISARDA, E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel–titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *International Endodontic Journal*. V. 46, p.155–9, 2013b.

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.

PEIXOTO, I.F.C. Eficiência de corte de diferentes sistemas endodônticos de NiTi. Belo Horizonte, Brasil: Universidade Federal de Minas Gerais, 2013, 120 p. (Dissertação de Mestrado, área de concentração: endodontia).

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

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

PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; TESTARELLI, L.; GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*. v.45, p. 614–8, 2012.

PLOTINO, G.; RUBINI, A.G.; GRANDE N. M.; TESTARELLI, L.; GAMBARINI, G. Cutting Efficiency of Reciproc and Waveone reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*. v.40, 2014.

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

RAPISARDA, E.; BONACCORSO, A.; TRIPI, T.R.; FRAGALK, I; CORDORELLI, G. 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.

RAY, J.J.; KIRKPATRICK, T.C., RUTLEDGE, R.E. Cyclic fatigue of Endosequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 12, p. 1469-1472, Dez. 2007.

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

SABURI T. TiNi shape memory alloys. In: OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M., Shape Memory Materials, Cambridge Univ. Press, 1998, UK,289P., 1998.

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.; NERVO, G.J.; PALAMARA, J.E.; MESSER, H.H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.26,p.161-165. 2000a.

SATTAPAN, B.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v.25, p.156-160, 2000b.

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

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.

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

SCHÄFER, E. Effect of Physical Vapor Deposition on Cutting efficiency of Nickel-Titanium Files. *Journal of Endodontics*, v.28, n.12, p. 800-802, 2002.

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.

SCHÄFER, E; Eler, M.; Dammaschke ,T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments: part 1—shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod* , v. 39, p. 196–202, 2006.

SCHÄFER, E.; OITZINGER, M. Cutting Efficiency of Rotary Nickel-Titanium instruments. *Journal of Endodontics*, v.34, n.2, p. 198-200, 2008.

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

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. *Journal of Endodontics*, v.34, n.5, p. 606-610, 2008.

SILVA, M.A.C. Caracterização da vida em fadiga de limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio. Dissertação de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2004.

SONNTAG, D., PETERS, O.A. Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 6, p. 442, 2007.

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

TRIPI, T.R.; BONACCORSO, A.; CONDORELLI, G.G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 20, n.10, p.1-9, 2006.

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

VERSIANI, M.A.; LEONI, G.B.; STEIER, L.; DE DEUS, G.; TASSANI, S.; PECORA, J.D.; SOUSA, NETO, M.D. Micro-computed Tomography Study of Oval-shaped Canals Prepared with the Self-adjusting File, Reciproc, WaveOne, and ProTaper Universal Systems. *Journal of Endodontics*, V. 39, n. 8, 2013.

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

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

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.

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

YARED, G.; KULKARNI, G. K., GHOSSAYN, F. Torsional properties of new and used rotary K3 NiTi files. *Australian Endodontic Journal*, v.29, p.75-78, 2003a.

YARED, G.; KULKARNI, G. K., GHOSSAYN, F. An in vitro study of torsional properties of new and used K3 instruments. *International Endodontic Journal*, v.36, p.764-769, 2003b.

YE, J.; GAO, Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*, v.38, n.1, p.105-107, 2012.

YGUEL-HENRY, S.; STEBUT, J. "Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear." *Journal of Endodontics*, v.20, n.8, 1994.

YOO Y.S. & CHO Y.B. A comparison of the shaping ability of reciprocating NiTi instruments in simulated curved canals. *Restorative Dentistry & Endodontics*, p. 220-7, Nov., 2012.

ZINELIS, S.; DARABARA, M.; TAKASE, T.; OGANE, K.; PAPADIMITRIOU, G.D. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium Rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, v.103, n.6, p.843-847, 2007.

ANEXOS

8. ANEXOS

APÊNDICE A – Medidas de comprimento da parte ativa dos instrumentos

Instrumentos WaveOne

<i>WaveOne (mm)</i>										<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>	<i>7</i>	<i>8</i>	<i>9</i>	<i>10</i>		
17,113	17,113	17,113	17,107	17,109	17,104	17,106	17,106	17,106	17,109	17,109	0,0032

Instrumentos Reciproc

<i>Reciproc (mm)</i>										<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>	<i>7</i>	<i>8</i>	<i>9</i>	<i>10</i>		
17,397	17,393	17,392	17,398	17,390	17,390	17,395	17,392	17,392	17,394	17,393	0,0026

APÊNDICE B - Medidas de diâmetro a cada milímetro

Instrumentos WaveOne

<i>mm</i>	<i>WaveOne</i>										<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>	<i>7</i>	<i>8</i>	<i>9</i>	<i>10</i>		
1	0,350	0,358	0,365	0,385	0,340	0,321	0,349	0,355	0,353	0,375	0,355	0,02
2	0,432	0,399	0,412	0,439	0,413	0,397	0,434	0,434	0,426	0,441	0,423	0,02
3	0,507	0,480	0,500	0,527	0,467	0,480	0,480	0,513	0,507	0,533	0,499	0,02
4	0,581	0,574	0,554	0,581	0,560	0,564	0,592	0,572	0,593	0,605	0,578	0,02
5	0,649	0,628	0,601	0,662	0,647	0,628	0,658	0,657	0,667	0,664	0,646	0,02
6	0,716	0,723	0,689	0,736	0,707	0,699	0,704	0,717	0,740	0,717	0,715	0,02
7	0,777	0,784	0,743	0,757	0,740	0,744	0,724	0,776	0,767	0,776	0,759	0,02
8	0,784	0,791	0,736	0,797	0,780	0,769	0,750	0,803	0,780	0,802	0,779	0,02
9	0,757	0,818	0,797	0,845	0,827	0,827	0,829	0,823	0,847	0,855	0,823	0,03
10	0,804	0,872	0,858	0,892	0,867	0,891	0,908	0,882	0,893	0,928	0,880	0,03
11	0,865	0,959	0,926	0,946	0,940	0,962	0,980	0,967	0,973	1,000	0,952	0,04
12	0,980	1,061	1,007	1,027	1,000	1,000	1,066	1,033	1,033	1,053	1,026	0,03
13	1,088	1,101	1,068	1,088	1,060	1,051	1,092	1,086	1,094	1,099	1,083	0,02
14	1,108	1,142	1,108	1,122	1,093	1,090	1,138	1,125	1,140	1,132	1,120	0,02
15	1,115	1,196	1,142	1,149	1,147	1,141	1,184	1,151	1,187	1,171	1,158	0,03
16	1,108	1,230	1,182	1,182	1,180	1,167	1,191	1,191	1,213	1,211	1,186	0,03

Instrumentos Reciproc

mm	Reciproc										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,343	0,322	0,343	0,329	0,350	0,357	0,364	0,357	0,350	0,350	0,347	0,01
2	0,421	0,429	0,429	0,457	0,436	0,450	0,450	0,429	0,429	0,421	0,435	0,01
3	0,500	0,514	0,507	0,507	0,507	0,507	0,500	0,500	0,507	0,493	0,504	0,01
4	0,593	0,593	0,586	0,564	0,600	0,593	0,593	0,586	0,579	0,571	0,586	0,01
5	0,650	0,636	0,643	0,650	0,636	0,664	0,621	0,607	0,636	0,614	0,636	0,02
6	0,693	0,664	0,679	0,700	0,693	0,707	0,657	0,643	0,693	0,671	0,680	0,02
7	0,743	0,721	0,729	0,736	0,736	0,721	0,729	0,721	0,729	0,743	0,731	0,01
8	0,786	0,800	0,800	0,793	0,800	0,772	0,829	0,800	0,793	0,786	0,796	0,01
9	0,843	0,843	0,850	0,843	0,843	0,843	0,879	0,821	0,843	0,829	0,844	0,01
10	0,879	0,893	0,886	0,871	0,871	0,879	0,879	0,879	0,886	0,857	0,878	0,01
11	0,914	0,929	0,914	0,900	0,907	0,907	0,893	0,929	0,921	0,907	0,912	0,01
12	0,929	0,957	0,957	0,936	0,943	0,950	0,936	0,964	0,957	0,943	0,947	0,01
13	0,971	0,986	0,993	0,964	0,979	0,979	0,972	0,993	1,007	0,986	0,983	0,01
14	0,993	1,029	1,036	0,986	1,014	1,014	1,021	1,029	1,086	1,029	1,024	0,03
15	1,042	1,086	1,086	1,050	1,078	1,086	1,100	1,093	1,157	1,079	1,086	0,03
16	1,100	1,129	1,136	1,092	1,150	1,136	1,171	1,179	1,200	1,164	1,146	0,03

APÊNDICE C - Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (pitch)

Instrumentos WaveOne

mm	WaveOne										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,268	0,427,63	0,293	0,520	0,455	0,377	0,500	0,357	0,347	0,439	0,395	0,089
2	0,697	0,638,16	0,427	0,767	0,695	0,532	0,507	0,403	0,420	0,426	0,542	0,142
3	0,928	1,052,6	0,853	0,907	1,013	0,883	0,860	0,823	0,840	0,919	0,892	0,058
4	0,980	1,032,9	0,840	1,060	1,045	0,987	0,867	0,994	0,920	1,041	0,970	0,079
5	1,303	1,138,2	1,327	1,407	1,143	1,149	1,447	1,130	1,340	1,149	1,266	0,125
6	1,421	1,717,1	1,647	1,553	1,721	1,571	1,427	1,455	1,333	1,534	1,518	0,121
7	2,013	1,756,6	2,293	1,928	1,851	1,656	1,740	1,610,4	1,720	1,777	1,872	0,206
8	2,393	2,756,6	2,913	2,988	2,721	2,396	2,687	2,039	2,353	2,345	2,537	0,308
9	3,059	3,151,4	3,360	3,140	3,214	3,065	2,980	3,091	3,020	3,081	3,112	0,115

Instrumentos Reciproc

mm	Reciproc										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,399	0,500	0,366	0,688	0,379	0,528	0,279	0,544	0,343	0,479	0,451	0,120
2	1,121	0,789	1,042	1,160	1,057	1,097	0,969	0,645	0,564	0,796	0,924	0,211
3	1,307	1,282	1,268	1,361	1,293	1,299	1,272	1,312	1,214	1,254	1,286	0,039
4	1,557	1,585	1,535	1,660	1,521	1,500	1,507	1,500	1,443	1,563	1,537	0,059
5	1,893	1,761	1,803	1,903	1,850	1,896	1,836	1,899	1,643	1,732	1,822	0,087
6	2,321	2,294	2,254	2,459	2,243	2,313	2,193	2,217	2,121	2,282	2,270	0,090
7	2,814	2,662	2,220	2,826	2,664	2,660	2,736	2,754	2,479	2,641	2,646	0,180
8	3,357	3,423	3,275	2,861	3,343	3,319	3,207	3,297	3,043	3,331	3,246	0,170

APÊNDICE D - Medidas de ângulo helicoidal dos instrumentos

Instrumentos WaveOne

WaveOne (graus)											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média	Desvio padrão
60,800	65,600	66,400	64,300	55,500	60,100	62,000	60,700	57,200	63,200	61,580	3,685
63,700	69,400	66,800	68,600	65,200	69,100	65,600	67,200	66,300	64,200	66,610	1,813
66,000	63,900	66,500	66,800	66,300	65,400	67,700	66,300	70,600	69,500	66,900	2,035
66,500	67,200	63,800	67,900	69,000	68,000	67,400	66,400	66,000	69,200	67,140	1,581
65,300	66,700	65,600	64,700	64,100	65,900	64,100	67,400	66,000	68,300	65,810	1,372
64,200	67,200	68,400	66,200	64,900	65,700	65,600	68,700	67,100	65,600	66,360	1,465
71,700	69,100	72,200	68,000	70,800	67,800	69,700	70,200	69,600	69,400	69,850	1,432
73,400	69,800	68,300	69,300	69,700	72,100	71,000	70,500	72,300	71,600	70,800	1,570
71,300	69,000	71,600	70,400	69,900	70,300	68,500	71,900	70,500	69,700	70,310	1,093

Instrumentos Reciproc

Reciproc (graus)											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média	Desvio padrão
67,800	59,400	68,800	68,800	68,400	67,900	63,800	64,500	60,800	61,200	68,800	3,676
62,600	64,900	63,700	63,700	66,700	65,000	66,000	63,400	66,600	60,700	64,330	1,890
62,800	61,100	59,400	59,400	62,900	60,800	63,400	64,700	63,100	66,600	62,420	2,287
62,000	66,400	62,800	62,800	65,600	61,600	63,100	63,000	59,300	62,300	62,890	1,984
64,300	65,200	66,600	66,600	65,300	62,400	67,400	68,100	64,200	64,200	65,430	1,741
66,500	65,600	67,000	67,000	65,600	65,700	65,700	63,800	66,300	65,800	65,900	0,920
67,900	67,500	67,200	67,200	67,600	67,900	68,900	67,900	65,100	65,400	67,260	1,165

APÊNDICE E - Medidas de ângulos das arestas de corte dos instrumentos

Instrumentos WaveOne

WaveOne						
	A1	A2	A3	A4	A5	A6
1	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro
2	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro
3	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro
4	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro
5	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro	Positivo	Neutro

Instrumentos Reciproc

Reciproc		
	A1	A2
1	Positivo	Positivo
2	Positivo	Positivo
3	Positivo	Positivo
4	Positivo	Positivo
5	Positivo	Positivo

APÊNDICE F - Medidas de ângulos das arestas de corte dos instrumentos

Instrumentos WaveOne

WaveOne (graus)						
	A1	A2	A3	A4	A5	A6
1	94,07	130,32	85,376	131,83	78,23	53,168
2	95,01	131,08	84,87	140,63	76,33	54,45
3	94,14	130,57	84,952	138,67	78,69	52,044
4	96,27	129,945	84,788	140,64	76,097	51,544
5	96,1	129,435	83,907	140,02	76,748	51,416
Média	95,119	130,270	84,780	138,360	77,220	52,524
DP	1,041	0,6218	0,538	3,7363	1,167	1,278

Instrumentos Reciproc

Reciproc (graus)		
	A1	A2
1	111,4	105,27
2	111,1	105,17
3	113,3	106,28
4	112,3	104,659
5	110,5	104,600
Média	91,698	105,195
DP	1,089	0,6746