



Universidade Estadual de Campinas

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Humberto Ramah Menezes de Matos

**“Endodontia mecanizada, das limas de aço inox
a limas de M-Wire. Revisão de Literatura”**

Piracicaba

2016

HUMBERTO RAMAH MENEZES DE MATOS

**“Endodontia mecanizada, das limas de aço inox
a limas de M-Wire. Revisão de Literatura”**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Especialista em Endodontia.

Orientador: Dr. Prof. Caio Cezar Randi Ferraz

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A VERSÃO FINAL DA
MONOGRAFIA APRESENTADA PELO ALUNO HUMBERTO
RAMAH MENEZES DE MATOS E ORIENTADO PELO DR. PROF.
CAIO CEZAR RANDI FERRAZ.

Piracicaba

2016

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

M428e Matos, Humberto Ramah Menezes, 1989-
Endodontia mecanizada, das limas de aço inox a limas de M-Wire : revisão de literatura / Humberto Ramah Menezes de Matos. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2016.

Orientador: Caio Cezar Randi Ferraz.
Trabalho de Conclusão de Curso (especialização) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Endodontia. 2. Canal radicular - Tratamento. 3. Preparo de canal radicular.
I. Ferraz, Caio Cezar Randi, 1973-. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações adicionais, complementares

Palavras-chave em inglês:

Endodontics

Root canal therapy

Root canal preparation

Área de concentração: Endodontia

Titulação: Especialista

Banca examinadora:

Alexandre Augusto Zaia

José Flávio Affonso de Almeida

Fernanda Graziela Correa Signoretti

Data de entrega do trabalho definitivo: 01-02-2016

AGRADECIMENTOS

Ao **Dr. Prof. Caio Cezar Randi Ferraz**, pela orientação, ensinamentos tanto profissionais como pessoais, amizade, compreensão das dificuldades que passei, e compartilhamento de conhecimentos, sempre demonstrando grande sabedoria e sensatez com seus alunos, sendo um importante exemplo de orientador na área acadêmica e clínica.

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do seu Diretor, **Dr. Prof. Guilherme Elias Pessanha Henrique**, pelo apoio disponibilizado a todos os alunos.

Aos Professores do Curso de Especialização em Endodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, **Dr. Prof. Alexandre Augusto Zaia**, **Dr. Prof. José Flávio Affonso de Almeida**, **Dra. Profa. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes**, e **Dra. Profa. Adriana de Jesus Soares** por todos os ensinamentos durante o curso tanto para carreira acadêmica, clínica e pessoal.

Aos **Dr. Prof. Fabio de Almeida Gomes** e **Dr. Prof. Claudio Maniglia Ferreira** que prestaram durante minha graduação e carreira após graduado exemplos de pessoas, professores, e profissionais, além de compartilharem preciosas informações para realização desse trabalho.

Ao **Dr. Prof. Aldo Angelim Dias**, amigo e orientador desde minha graduação, o qual sempre é muito acessível, gentil e atencioso, diversas vezes prestando preciosas orientações, sendo um eterno orientador.

A todos meus **Colegas** que participaram do Curso de Especialização de Endodontia entre anos de 2014-2016. Sempre compartilhando momentos de risadas, alegrias e conquistas.

Ao grande amigo ***Adaias Oliveira Matos***, que durante o curso sempre esteve presente tanto em momentos de felicidades como nos de dificuldades, apresentando-se diversas vezes como um irmão.

Às amigas ***Maria Helídia Neves Pereira*** e ***Janaína Leite*** por todo amizade, carinho, disponibilidade, atenção, paciência e gentileza durante os atendimentos na Clínica de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

A meus familiares que sempre estiveram dispostos em ajudar e incentivar minha carreira de cirurgião dentista. Em especial meus irmãos ***Priscila, Polianny*** e ***Ramon*** que sempre estavam presentes compartilhando palavras de amor.

A minha namorada ***Luanni Belmino Mastroianni*** e sua família, que sempre apoiaram minhas decisões e estiveram presentes durante esta jornada de conhecimentos. A mesma sempre uma grande amiga, sempre a espera do meu retorno para casa com amor e felicidade.

Aos meus ***Familiares*** que sempre desejaram meu sucesso, vitória profissional, ajudando nos momentos necessários e dividindo momentos de felicidade como este.

Ao meu filho ***Pedro Manhães Pessoa Menezes de Matos*** que com todo seu amor, fidelidade e compreensão, mesmo sendo criança, sempre entendeu os motivos das viagens e com um grande sorriso nos rosto comparecia me aguardando retorna para nossa residência.

Entretanto, o grande Agradecimento é para minha mãe ***Lucia Maria Menezes de Matos*** que sempre apoiou todos meus sonhos, carreira, evolução e conquistas, sem jamais recusar apoio financeiro e espiritual durante toda essa jornada. Sendo um importante exemplo de bondade, serenidade, profissional e pessoa.

FIGURAS

Figura 1	15
Figura 2	19
Figura 3	19
Figura 4	20
Figura 5	21
Figura 6	22
Figura 7	23
Figura 8	23
Figura 9	24
Figura 10	25
Figura 11	26
Figura 12	31
Figura 13	32
Figura 14	32
Figura 15	36
Figura 16	37

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	7
2. PROPOSIÇÃO	10
3. METODOLOGIA	11
4. REVISÃO DE LITERATURA	
4.1. Ligas Metálicas (Aço inox e Níquel-Titânio)	12
4.2. Movimento Rotatório Contínuo	17
4.3. Movimento Reciprocante Mecanizado	28
4.4. Fraturas	36
5. DISCUSSÃO	44
6. CONCLUSÃO	48
REFERÊNCIAS	49

Resumo

A Endodontia passa por um momento de evolução com a introdução de novos instrumentos, ligas metálicas e cinemática mecanizada no preparo químico-mecânico. Até o final da década de 80, o preparo biomecânico do tratamento endodôntico era somente realizado com brocas e limas manuais de aço inox, sendo comum a ocorrência de desvios, perfurações, e fratura de instrumentais. Com a introdução da liga de Níquel-Titânio (NiTi) houve uma redução destes acidentes devido as características que essa liga proporcionou às limas. Além disso, a utilização das limas de NiTi acionadas em motores elétricos realizando movimento rotatório contínuo proporcionou maior agilidade, conforto e conformação aos canais radiculares. Entretanto, ocorreu aumento nos índices de fraturas durante o preparo. Na busca de superar esta desvantagem, o movimento reciprocante das limas de NiTi acionadas em motores elétrico começou a ser utilizado recentemente. Portanto, o objetivo desse trabalho é realizar uma revisão de literatura a respeito da evolução que as limas endodônticas vêm passando. Foi realizado uma pesquisa nas bases PubMed, Bireme e Scielo com as palavras-chaves: Fadiga Cíclica; Movimento reciprocante; Movimento Rotatório; MEV; Liga de Controle de Memória; M-Wire. Foram selecionados manuscritos em inglês e português. Por consequência dessa pesquisa é importante ressaltar que com os avanços tecnológicos, os conceitos de preparo biomecânico de canais radiculares vêm sendo constantemente atualizados, sempre afim de elevar os índices de sucesso do tratamento.

Palavras-Chaves: Endodontia; Tratamento do canal radicular; Preparo de canal radicular.

Abstract

The Endodontics going through a phase of evolution with the introduction of new alloys, tools and mechanical kinematics in chemical-mechanical preparation. By the end of the 80s, the biomechanical preparation of root canal treatment was performed with hand drills and files from stainless steel, it is common the occurrence of deviations, perforations, and fracture. With the introduction of nickel-titanium alloy (NiTi) there was a reduction of these accidents due to the characteristics that connects to files provided. In addition, the use of NiTi files driven in electric motors performing continuous rotational motion provided greater agility, confort and shaping the root canals. However, there was an increase in fracture rates during preparation. In seeking to overcome this disadvantage, the reciprocating movement of NiTi files in electric powered engines came into use recently. Therefore, the aim of this study is to conduct a literature review about the evolution that endodontic files see through. A search in PubMed, Bireme and Scielo was conducted with keywords: Cyclic Fatigue; Reciprocating movement; Rotary movement; SEM; League memory control; M-Wire. Manuscripts were selected in English and Portuguese. Therefore this research is important to note that with technological advances, the biomechanical preparation of concepts of root canals see constantly being updated, always in order to increase the success rate of treatment.

Key-Words: Endodontics; Root canal therapy; Root canal preparation.

1. Introdução

O tratamento endodôntico consiste na eliminação do tecido pulpar que sofreu dano devido a focos microbianos ou traumas mecânicos, sendo realizado através da limpeza, modelagem e vedamento do sistema de canais radiculares, visando máxima desinfecção e conformação cônica-afunilada através do corte da dentina, permitindo seu selamento com materiais obturadores.

O sistema de canais radiculares é desinfetado através da limpeza mecânica associada com soluções irrigadoras, dando configuração cônica-afunilada proposta por Schilder, 1974, e medicação intracanal. Para realização do preparo de “Limpeza e Modelagem” proposto pelo autor, o endodontista utiliza desde instrumentos manuais (limas de aço inoxidável e níquel-titânio), como motores elétricos específicos da área (limas rotatórias, preparo com ativação sônica e ultrassônica, e sistemas de lasers) (Çapar, 2015; Hülsmann et al., 2005).

Limas endodônticas fabricadas em aço inoxidável foram amplamente utilizadas de forma exclusiva na instrumentação endodôntica por muitos anos na Endodontia. No entanto, estes instrumentos podem causar deformações, transporte apical, zips, desvios e perfurações, principalmente em casos de complexidade anatômica dos canais radiculares, tais como atresia e curvaturas (Bergmans et al., 2003; Deplazes et al., 2001; Kurnet et al., 2010). Características apresentadas por esta liga metálica como o baixo grau de flexibilidade, alto módulo de elasticidade, e alta rigidez, fez com que fabricantes pesquisassem alternativas como fabricação de limas com secção transversal triangular, tratamentos térmicos, e diferenças nos ângulos helicoidais, a fim de minimizar estas intercorrências (Cimis et al., 1988). Entretanto, tais mudanças ainda não foram suficientes para o domínio da morfologia interna de canais radiculares, que apresentam

alta complexidade. Assim novas ligas metálicas começaram a ser utilizadas para fabricação de instrumentos endodônticos, sendo proposto por Walia et al. (1988), a utilização da liga de Nitinol, o que resultou em limas mais flexíveis, com baixo módulo de elasticidade, maior manutenção da trajetória dos canais radiculares e maior resistência a torção, portanto, chance de minimizar de falhas no tratamento endodôntico principalmente de canais curvos.

Devido as características físicas da liga, as limas com NiTi começaram a ser utilizadas acionadas por motores elétricos com cinemática de rotação contínua, almejando otimizar o tempo no atendimento clínico, proporcionar melhor conformação aos canais radiculares e maior desgaste de dentina das paredes dos canais (Mortman, 2011; Baumann, 2004; Gutman & Gao 2012). Contudo, falhas com este sistema começaram a ser evidenciadas, como o custo dos instrumentais, e, principalmente, o elevado índice de fraturas cíclicas (Prichard, 2012; Sattapan, 2000; Pruett et al., 1997).

Yared, 2008, propôs uma técnica de preparo que reduz o tempo clínico, causa menor tensão na lima e utiliza apenas um instrumento rotatório. O autor utilizou na técnica uma lima F2 do sistema ProTaper em um motor elétrico que permitia o instrumento rotacionar no sentido horário cortando a dentina e avançando no interior do canal radicular, e no sentido anti-horário realizar um alívio da ponta, evitando o parafusamento do mesmo, até uma volta completa. A técnica aumenta a sobrevivência do instrumento, reduzindo o índice de fraturas comparada a cinemática de rotação contínua.

As primeiras limas lançadas no mercado com esse conceito proposto por Yared foram a Reciproc (VDW, Munich, Germany) e WaveOne (Dentsply Mallefer, Ballaigues, Switzerland) possuindo, além desta cinemática diferenciada, liga de NiTi

com tratamento especial, conhecida como M-Wire, que resulta em melhorias do instrumento, como maior: Flexibilidade, resistência a flexocompressão, resistência a fratura por torção. (Alapati, 2009; Al-Hadlaq et al., 2010).

A fim de conhecer mais sobre a evolução que as limas endodônticas vêm passando ao longo dos anos, este trabalho tem como objetivo revisar a literatura sobre as gerações e a evolução da instrumentação mecanizada.

2. Proposição

O objetivo desse trabalho foi realizar uma revisão de literatura sobre a evolução da instrumentação mecanizada, averiguando na literatura desde limas fabricadas em aço inox até as limas fabricadas com ligas de Níquel-Titânio. Abordando os temas:

- Ligas Metálicas
- Movimento Rotatório Contínuo
- Movimento Reciprocante
- Fraturas.

3. Metodologia

Foi realizado busca de manuscritos nas bases de pesquisas *on-line* PubMed, Bireme, e Scielo, com as palavras-chaves: *Cycle Fatigue endodontic files; Reciprocating motion; Rotatory motion; SEM endodontic files; Memory-Control wire; M-Wire*, Fadiga Cíclica; Movimento reciprocante; Movimento Rotatório; MEV; Liga de Controle de Memória; M-Wire.

Foi encontrado o total de 1.820 manuscritos em ambas as línguas e em todas as bases de pesquisa. Sendo selecionado um total de 100 artigos em inglês e português, abrangendo desde o final dos anos 80 até 2015.

O presente estudo foi dividido em tópicos relevantes a respeito da instrumentação mecanizada no preparo dos canais radiculares.

4. Revisão de Literatura

4.1. Ligas Metálicas (Aço inox e Níquel-Titânio)

O tratamento endodôntico consiste na eliminação de restos pulpares e na desinfecção do sistema de canais radiculares através do corte de dentina, sempre almejando um preparo biomecânico cônico-afunilado que auxilie na irrigação e aspiração das soluções irrigadoras, e posteriormente permita uma obturação tridimensional que resulte no vedamento dos túbulos dentinários e o selamento do forame periapical, evitando assim uma reinfecção do sistema (Peters, 2004; Maniglia et al., 2015; Metzger et al., 2010). Entretanto, o domínio do sistema de canais radiculares proporciona ao endodontista grande desafio, pois além de serem passíveis de variações anatômicas, os canais radiculares com o passar dos anos sofrem deposição de dentina secundária que torna os canais radiculares mais atrésicos, calcificações resultantes de traumas oclusais ou mecânicos, e o selamento biológico do forame periapical (Vertucci, 2005; Peiris et al., 2008; Maniglia et al., 2015). Portanto, até os dias atuais o preparo biomecânico é tema de discussões das quais diferentes métodos e sistemas de preparo são descritos na literatura (Prichard, 2012; Hwang et al., 2014; Plotino et al., 2014).

Até o início da década dos anos 90, as limas endodônticas eram fabricadas com aço inoxidável seguindo padrão ISO internacional de fabricação, com calibre da ponta especificado no cabo e através de cores estabelecidas, parte ativa do instrumento com 16 milímetros de comprimento, conicidade de 0,02 milímetros constante na parte ativa, e fabricação em comprimentos de 21mm, 25mm e 31mm (Thompson, 2000; Mortman, 2011). As limas de aço inoxidável são utilizadas até os dias atuais em uso manual, proporcionando excelente corte da dentina. Contudo, devido a rigidez e baixo grau de elasticidade, esses instrumentos possuem considerações para serem utilizadas em canais

radiculares curvos, atrésicos e ovais (Weiger et al., 2002; Versiani et al., 2011), pois há uma tendência dessas limas criarem deformações como zips, perfurações, desvios de trajetória, e retificar canais radiculares curvos (Bergmans et al., 2003; Deplazes et al., 2001; Kurnet et al., 2010). As tentativas das fabricantes foram fabricar limas com secção transversal triangular, tratamentos térmicos, e diferenças nos ângulos helicoidais, a fim de minimizar estas intercorrências (Cimis et al., 1988).

Mesmo com as mudanças no design das limas, a liga de aço inoxidável causava acidentes operatórios. Então Walia, 1988, iniciou a utilização da liga de Níquel-Titânio na fabricação das limas endodônticas, resultando em instrumentos com grande flexibilidade, maior eficácia de corte, e memória elástica, sendo compostas de 56% de Níquel e 44% de Titânio (Soares, 2011). O uso dessa liga na fabricação de limas endodônticas já havia sido proposto previamente devido suas características físicas de superelasticidade e memória de forma (Civjan et al. 1975).

A memória de forma está relacionada à capacidade da liga metálica retornar a sua forma original após aquecimento acima de uma determinada temperatura (Civjan et al., 1975). A superelasticidade é uma característica da memória de forma, no qual após a remoção de uma carga que incidia sobre a liga, que gerava uma deformação, a liga retorna a sua forma original sem a necessidade de aquecimento (Civjan et al., 1975; Thompson, 2000; Baumann, 2004).

Com as características físicas resultantes da liga de NiTi, canais radiculares curvos que antes não eram tratados endodonticamente devido às limitações da liga de aço inoxidável passaram a ser tratados, mostrando o excelente desempenho das limas fabricadas com esta liga. Além disso, as limas de NiTi proporcionam preparos mais conservadores, mantendo o canal radicular mais próximo do seu formato original, reduz

a probabilidade de formação de Zips e transportes do forame apical (Ferraz et al. 2001; Pettiette et al., 2001; Kuhn et al., 1997).

As limas de NiTi são mais efetivas em cinemática de rotação contínua e recíproca (horário/anti-horário). Devido sua alta flexibilidade em cinemática de imagem não há uma adequada pressão sobre as paredes do canal radicular impedindo um corte efetivo da dentina (Bishop & Dummer, 1997; Soares, 2011). A literatura também demonstra que em relação à resistência a fadiga cíclica e por torção, ambas as ligas, NiTi e aço inoxidável, não apresentam resultados estatisticamente diferentes (Pruett et al, 1997; Serene et al., 1994; Luebke et al. 1995; Haikel et al., 1991). Durante o preparo biomecânico os instrumentos estão sujeitos a áreas de tensão e compressão, principalmente na porção curva do canal radicular, gerando deformações. Não obstante, limas em aço inoxidável sofrem deformação com o uso e quando sofrem grande estresse possibilita a visualização e descarte, evitando assim a fratura no interior do canal radicular. Enquanto as limas de NiTi pela superelasticidade não apresentam deformações visíveis geradas pelo estresse, assim com a utilização constante a fratura do instrumento durante o tratamento pode ocorrer (Figura 1) (Pruett et al, 1997; Walia et al., 1988; Serene et al., 1994).

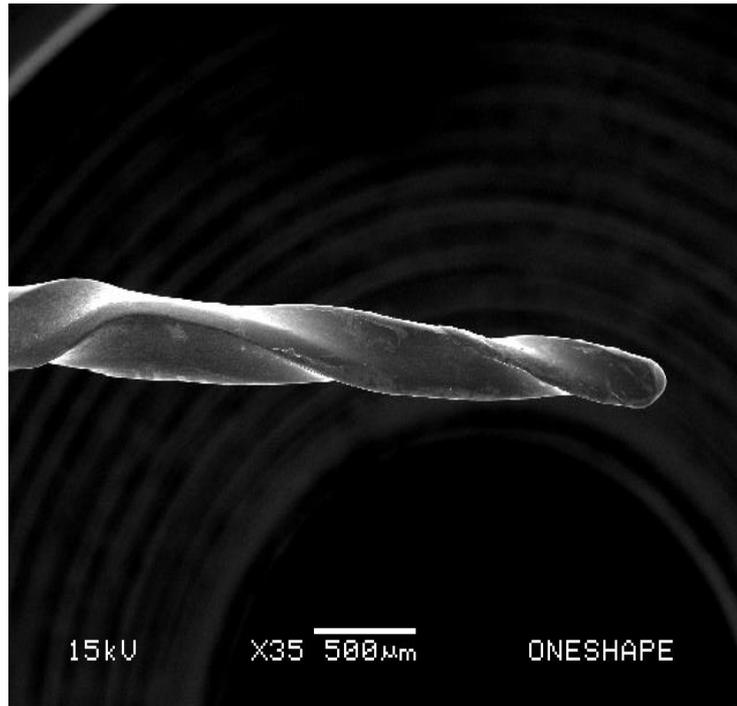


Figura 1: Visualização da deformação das hélices de uma lima de NiTi após utilização em preparo biomecânico. Devido a propriedade de super elasticidade, deformações como esta são visíveis apenas através de imagens com microscopia eletrônica (Matos, 2015).

Logo com os avanços tecnológicos e a consolidação da liga de NiTi, novos instrumentos foram fabricados sendo acionados em motores elétricos que geravam uma cinemática de rotação contínua, a qual a liga produzia corte de dentina efetivo, diminuindo o tempo operatório e preparos mais uniformes e de melhor acabamento cônico-afunilado (Gutmann & Gao, 2012; Baumann, 2004; Mortman, 2011).

Assim, iniciou-se a fabricação de limas com secções transversais diferentes, conicidades superiores ao estabelecido no padrão ISO, e alterações nos ângulos helicoidais. Entretanto, devido à alta velocidade e a ausência do controle de torque dos primeiros motores elétricos, o índice de fratura cíclica aumentou, especialmente em canais radiculares bastante curvos e bastante achatados (Ye & Gao, 2012).

Com o objetivo de aumentar a resistência a fratura, alterações na liga de NiTi foram realizadas como tratamentos térmicos, alterações em sua microestrutura, avanços na fabricação da lima (secções mais romboides e formas diferentes ao longo do instrumento, ângulos helicoidais e conicidades variados), além de novos métodos de preparo biomecânico. Contudo, a otimização da liga de NiTi depende de modificações em sua microestrutura. Assim, recentemente foram utilizadas liga de NiTi com tratamentos específicos (M-Wire) na fabricação de lima rotatórias, como a Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, EUA), ProTaper NEXT (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e Reciproc (VDW, Munich, Germany) (Ye & Gao, 2012). A liga de M-Wire é composta por estruturas na Fase-R (cristais em fase de pré-martensita, cristais entre fase martensita e austenita, e cristais na fase martensita), e cristais em fase austenita, resultando em limas mais flexíveis e com maior resistência a fratura cíclica e por torção. Em razão da quantidade de martensita que não se submetem a transformação em austenita, a liga apresenta uma microestrutura mais fortalecida que a liga de NiTi tradicional que possui apenas cristais de austenita (Bürklein et al., 2014; Alapati et al., 2009; Gutmann & Gao 2012).

Outro tratamento recente na liga de NiTi vem sendo bastante utilizado pelos fabricantes de limas, denominado de “Control-Memory wire” (liga de controle de memória). As limas fabricadas com essa alteração de liga de NiTi apresentam grande flexibilidade e ausência de memória elástica, permitindo assim o pré-curvamento do instrumento e um melhor desempenho no preparo de canais radiculares com curvaturas acentuadas (Gambarani et al., 2011; capa et al., 2011; Elgnaghy, 2014). Limas fabricadas com essa liga possuem percentual de Níquel menor (52%) que as limas fabricadas com liga de NiTi tradicional (54%), tal alteração resulta na característica

citadas anteriormente. Sendo fabricadas limas com esta liga a HyFlex (Coltene, Ohio, USA) e a ProDesign Logic (Easy, Belo Horizonte, Brazil).

Um tratamento que proporcionou menor formação de microtrincas consecutivamente maior resistência a fratura cíclica na lima Twisted File (TF) (SybronEndo, California, USA) foi tratamento térmico com calor na Fase-R da liga de NiTi, conservando mais a propriedade de elasticidade do instrumento (Elnaghy, 2014).

Em recente trabalho, Elnaghy (2014) realizou teste de resistência à fadiga cíclica entre a Protaper NEXT (Dentsply), HyFlex (Coltene), TF (SybroEndo) e ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), com objetivo de analisar a resistência a fadiga entre quatro tratamentos diferentes na liga de NiTi. O autor obteve que a liga utilizada na TF (Fase-R) foi mais resistente do que a utilizadas nas demais, entretanto as limas HyFlex (“Control-Memory wire) e a ProTaper NEXT (M-Wire) foram superiores a Protaper Universal (NiTi tradicional).

4.2. Movimento de Rotação Contínua Mecanizado

A literatura mostra que a primeira referência de instrumentação rotatória mecanizada foi a de Oltramare, 1892, que utilizava agulhas de secção triangular acopladas em uma peça de mão (Çapar, 2015; Hülsmann et al., 2005). Sendo que o primeiro motor elétrico específico para preparo de canais radiculares foi desenvolvido por Rollins, 1899, no qual utilizava velocidade de 100 rpm (Çapar, 2015; Milas 1987).

Com a fabricação de limas de NiTi e o conhecimento de seu maior poder de corte em rotação em 360° no sentido horário, os primeiros motores elétricos rotatórios começaram a ser comercializados, marcando uma revolução no campo da Endodontia, já que houve uma diminuição no tempo clínico, maior conforto para operador e

paciente, preparo mecânico cônico-afunilado mais homogêneo e com maior conicidade (Parashoes & Messer, 2006; Taschieri et al., 2005; Pedullà et al., 2013).

O movimento rotatório em 360° no sentido horário permite o corte da dentina simultaneamente ao avanço do instrumento para o interior do canal radicular e a extrusão para região cervical de debris dentinários produzidos no preparo mecânico. A realização de movimentos pelo operador, como movimento de entrar e sair (“in-and-out motion”), picada (“pecking motion”), e pincelamento (“brush motion”) proporcionam maior contato da lima rotatório de encontro com as paredes do canal radicular, aumentando sua efetividade de desinfecção, além de evitar o efeito de parafusamento que pode ocorrer devido a rotação em 360° do instrumento (Pedullà et al, 2013).

Atualmente são inúmeras opções de limas rotatórias no mercado, todas com características peculiares e únicas. Resultante de sua agilidade durante o tratamento endodôntico, limas rotatórias também começaram a ser fabricadas para utilização em retratamentos endodônticos (Thompson, 2000; Baumann, 2004; Gutmann & Gao, 2012). Devido as propriedades físicas oferecidas pela liga de NiTi foram possíveis realizar alterações mais significativas, como a conicidade dos instrumentos, que representam o aumento na média do diâmetro do D0 (ponta da lima) até o D16 (término da porção ativa), sendo possível encontrar no mercado limas com conicidade 0,01mm, utilizadas para patência e “glide path” (alisamento inicial das paredes dos canais radiculares); limas com conicidade 0,06/0,08 para preparo e acabamento mecânico do canal radicular; e limas de maiores conicidade 0,12mm utilizadas para preparo dos terços cervical e médio.

As limas do sistema MTwo (VDW, Munich, Germany) possuem secção transversal em S (Figura 2 e 3), embora, seu ângulo de corte no sentido horário, secção

transversal em forma de S proporciona aos instrumentais uma maior ação de cortes de dentina, pois remove mais raspas de dentina permitindo assim que mais paredes do canal radicular sejam cortadas e limpas (Plotino et al., 2014).

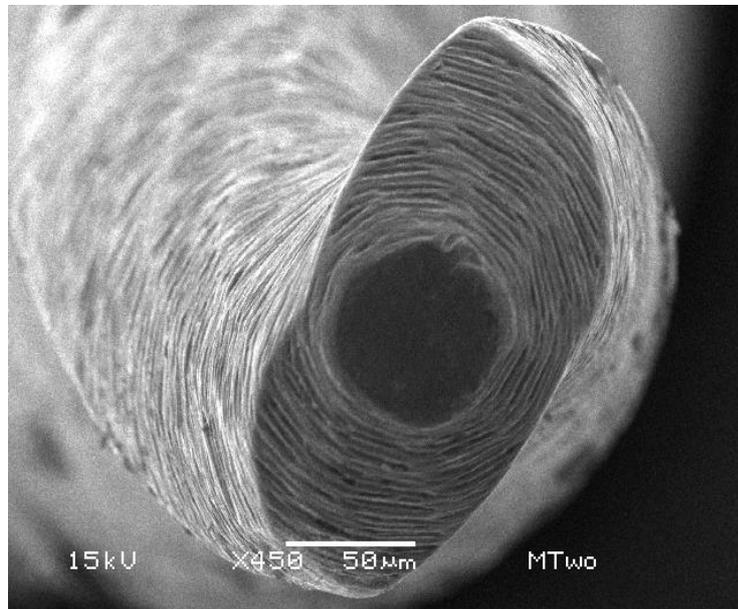


Figura 2: Imagem realizada em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) da ponta de uma lima 25/06 do sistema MTwo. Pode-se visualizar a conformação em "S" e a ponta inativa do instrumento (Matos, 2015).



Figura 3: Ilustração da sequência primária do sistema MTwo. (Foto removida do site <http://www.vdw-dental.com/en/products/rotary-preparation/mtwo.html>)

Um tratamento recente na liga de NiTi vem sendo bastante utilizado pelos fabricantes de limas, denominado de “Control-Memory wire” (liga de controle de memória). As limas fabricadas com essa alteração de liga de NiTi apresentam grande flexibilidade e ausência de memória elástica, permitindo assim o pré-curvamento do instrumento e um melhor desempenho no preparo de canais radiculares com curvaturas acentuadas (Gambarani et al., 2011; Capa et al., 2011; Elgnaghy, 2014). Limas fabricadas com essa liga possuem percentual de Níquel menor (52%) que as limas fabricadas com liga de NiTi tradicional (54%), tal alteração resulta na característica citadas anteriormente. Sendo fabricadas limas com esta liga a HyFlex (Coltene, Ohio, USA) (Figura 4) e a ProDesign Logic (Easy, Belo Horizonte, Brazil).

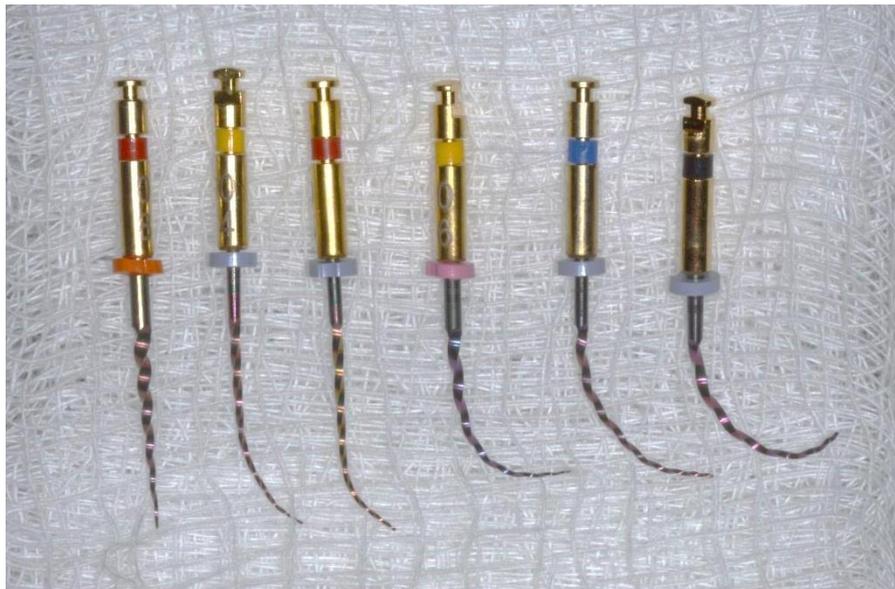


Figura 4: Sistema de Limas HyFlex (Coltene) recomendado principalmente para casos com grandes curvaturas devido a possibilidade do pré-curvamento como demonstrado a cima.

As limas do sistema ProDesing Logic (Easy, Belo-Horizonte, Brazil) produzem preparos conservadores, no qual apenas uma lima é utilizada para proporcionar acabamento e formatação no sistema de canais radiculares (“Shaping and Finishing”). Característica peculiar deste sistema é o Controle de Memória que as limas possuem,

permitindo o pré-curvamento sem deformações. Após a exploração manual e mecânica com uma lima própria do sistema de conicidade 0.01, o preparo mecânico é finalizado com uma lima SF do sistema Logic de conicidade 0.06, reduzindo o número de instrumentos mecânicos no preparo biomecânico (Figuras 5 e 6).

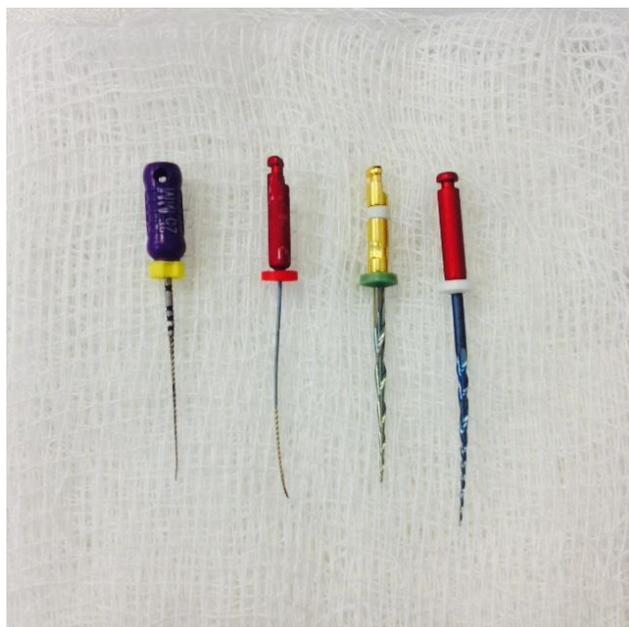


Figura 5: Ilustração da sequencia preconizada pelo fabricante para o sistema Logic, utilizando apenas quatro limas proporcionando maior agilidade do preparo (Matos, 2015).

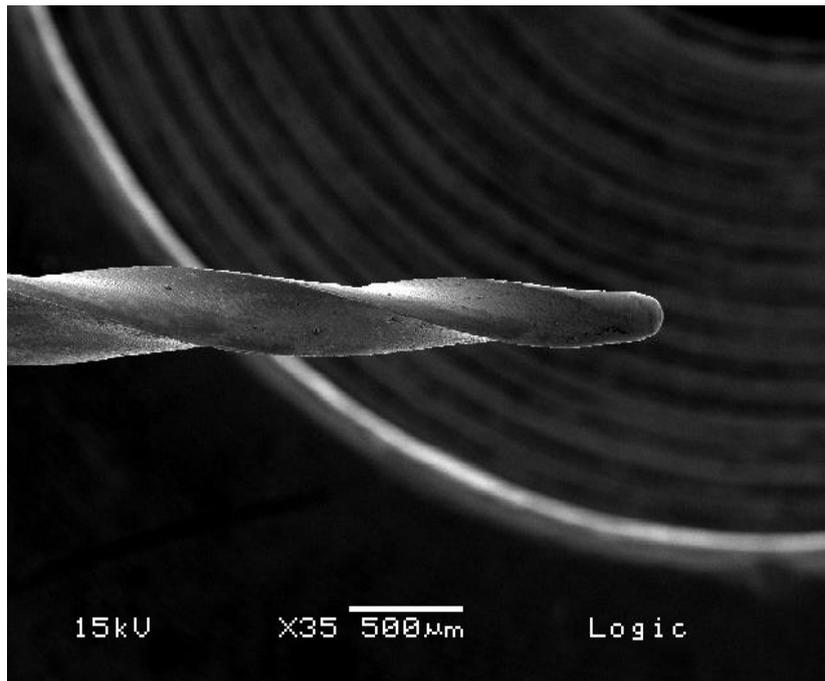


Figura 6: Imagem de uma lima Logic 25/0.6 em MEV onde pode ser visualizado a conformação da ponta inativa do instrumento (Matos, 2015).

O sistema Hero 642 (MICRO-MEGA SA, Besançon, France) possui limas de conicidade 0.02, 0.04 e 0.06, idealizando o “Three wave concept”, no qual o canal radicular é preparado com técnica “crown-down” (Coroa-ápice) diminuindo a conicidade do instrumento até alcançar o comprimento anatômico, e em seguida realizando o acabamento final com lima de maior conicidade (Vulcain & Calas, 1999; Walsch, 2004) (Figuras 7 e 8). As limas Hero possuem secção transversal triangular com concavidades, ponta inativa, proporcionando aos instrumentos relativa flexibilidade, diminuição do efeito de parafusamento e maior resistência à fratura torcional.

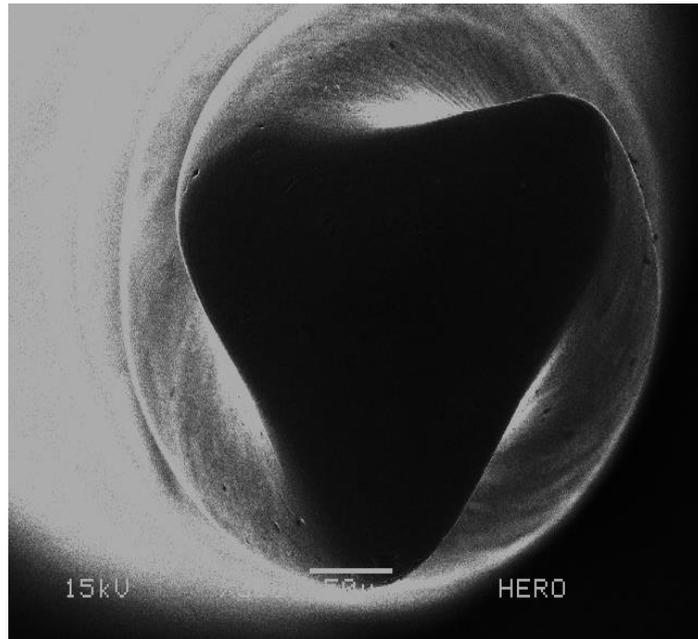


Figura 7: Visualização em MEV da ponta de uma lima Hero 25/0.6, onde se verifica sua conformação triangular e a ponta inativa (Matos, 2015).



Figura 8: Foto da sequencia de limas Hero 642, onde os instrumentos com conicidades 0.6, 0.4, e 0.2 serão selecionados de acordo com a anatomia dos canais radiculares (Matos, 2015).

O conceito de conicidade nas limas endodônticas evoluiu com o lançamento da lima Protaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), aonde da ponta

de secção triangular convexa ao final da porção cortante do instrumento a mesma apresentava diversas conicidades, estas progressivas nos instrumentos mais delgados e regressivos nos mais calibrosos (Baumann, 2005). Este sistema é constituído por três limas de modelagem, SX, S1 e S2, que realizam preparo dos terços cervical e médio, e três limas de acabamento, F1, F2, e F3, além de mais dois instrumentos de acabamento para canais radiculares mais amplos, F4 e F5 (Gao et al., 2011; De-Deus et al., 2010) (Figura 9).



Figura 9: Sequencia de limas do Sistema ProTaper Universal. Pode-se notar a variação de conicidade nos instrumentais (Matos, 2015).

Devido a conicidade crescente dos instrumentos de acabamentos, o emprego das limas ProTaper tornam-se limitados em canais radiculares curvos e achatados, devido ao elevado risco de fratura do instrumento e de perfuração (Bergmans et al., 2003). A fim de superar essas limitações foram realizadas alterações na secção transversal e no ângulo de transição entre a ponta e as hélices cortantes do instrumento (Bergmans et al., 2003; West, 2006).

Recentemente foi lançada a sucessora da ProTaper, a ProTaper NEXT (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Estas limas caracterizam-se por sua secção transversal peculiar retangular e ângulos helicoidais variáveis, proporcionando as limas quando acionadas um movimento semelhante ao das serpentes (“snake-like swagging”) (Figura 10 e 11). Por suas particularidades de secção transversal, o fabricante afirma que há maior espaço para os debrís produzidos no preparo biomecânico serem estruídos pela câmara pulpar.



Figura 10: Foto da sequencia das limas do sistema ProTaper NEXT. Além de alterações na liga metálica, secção transversal e ângulo helicoidal, houve redução na sequencia de instrumentais utilizados no preparo através desse sistema (Matos, 2015).

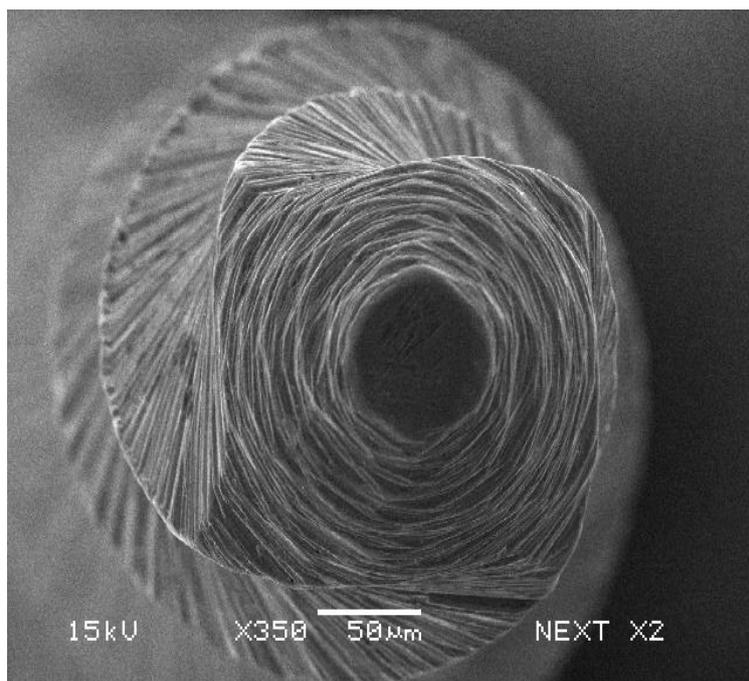


Figura 11: Visualização em MEV da ponta de uma lima X2 do sistema ProTaper NEXT. Pode se notar a secção retangular do instrumento único desse sistema, assim como o tratamento superficial da liga que compõem o instrumento (Matos, 2015).

Com a ampla variedade de instrumentos rotatórios disponíveis no mercado, pesquisas realizando comparações de preparo mecânico, resistência à fadiga cíclica, resistência a torção e desinfecção começaram a ser realizadas.

Schäfer & Vlassis, 2004, compararam a Protaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) com a RaCe (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) em relação a manutenção da trajetória do canal radicular de molares inferiores e superiores extraídos, e a efetividade mecânica de corte de dentina através de análise em microscopia eletrônica de varredura. Os autores concluíram que a RaCe apresentou menor produção de debris que a Protaper, porém sem diferença estatística em relação a produção da smear layer nas paredes dos canais radiculares, entretanto, a RaCe demonstrou melhor manutenção do trajeto dos canais radiculares do que a Protaper.

Bürklein et al., 2014, avaliou o transporte apical entre Protaper NEXT, Protaper Universal (ambas, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), BT Race (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) e MTwo (VDW, Munich, Germany) através de análise em software das radiografias antes e após o preparo, concluindo que não há diferença entre os instrumentos em relação ao transporte apical.

Uzunoglu et al., 2015, avaliou a extrusão de debris entre dois sistemas rotatórios recentes, Protaper NEXT (Dentsply) e One Shape (MICRO-MEGA SA, Besançon, France), verificando se o calibre da agulha utilizada para irrigação também influencia no mesmo. Os autores concluíram que não há diferença estatística entre a quantidade de debris extruídos pelos dois sistemas rotatórios.

Saber et al., 2014, analisou o preparo de canais mesiovestibular de molares inferiores com Protaper NEXT (Dentsply), HyFlex (Coltene), e iRaCe, avaliando: manutenção da curvatura e transporte apical do canal radicular através de radiografias antes e após preparo, tempo de preparo, e incidência de fratura dos instrumentos. Os autores concluíram que a Protaper NEXT resultou em preparo do canal radicular mais conservador do que as demais; não houve diferença estatística entre os instrumentos com relação ao transporte apical; não houve fratura de nenhuma lima; as limas HyFlex e iRace proporcionaram preparos mais rápidos do que a Protaper NEXT.

Devido realizar preparos mais rápidos que as técnicas convencionais, começaram a ser comercializadas limas rotatórias para o emprego em retratamentos endodônticos, como a D-RaCe (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland), ProTaper Retreatment (Dentsply, Ballaigues, Switzerland), dentre diversos sistemas.

Vitoriano et al., 2012, avaliaram a extrusão de debris produzidos por quatro técnicas utilizadas em retratamentos endodônticos. Grupo 1: técnica convencional

(limas K e gates-glidden) com solvente químico (eucaliptol); Grupo 2: técnica convencional (limas K e gates-glidden) sem solvente químico; Grupo 3: ProTaper Retreatment (Dentsply) com solvente químico (eucaliptol); e Grupo 4 ProTaper Retreatment (Dentsply) sem solvente químico. Os autores concluíram que não houve diferença estatística entre os grupos. Entretanto, os grupos que não utilizaram solvente químico produziram menos debris, e que os grupos que utilizaram instrumentos rotatórios permitiram menor tempo de preparo.

Apesar da grande revolução e inovação proporcionadas pelo movimento rotatório mecanizado, desvantagens foram sendo reportadas na literatura e na prática clínica. Devido à complexidade do sistema de canais radiculares, estudos mostram que áreas não eram devidamente desinfetadas, principalmente na região apical, istmos, reentrâncias e ramificações, especialmente em canais radiculares curvos, ovais ou achatados. Contudo, a maior preocupação do endodontista era o elevado índice de fratura que ocorre com tais instrumentos.

4.3. Movimento Reciprocante

O movimento reciprocante baseia-se na força balanceada de Roane, no qual o instrumento rotaciona no sentido horário e anti-horário com a mesma angulação, assim ocorre o corte da dentina (sentido horário) pelas hélices da parte ativa da lima, e o alívio da ponta (sentido anti-horário), evitando a fratura do instrumento. Esta cinemática vem sendo empregada desde o preparo convencional com limas manuais, no qual auxilia na exploração dos canais radiculares, principalmente nos atrésicos e calcificados, evitando a fratura principalmente por torção (Roane et al., 1985).

Os primeiros motores a realizarem cinemática reciprocante eram peças de mão, introduzidas a partir de 1964, como por exemplo, Giromatic (MICRO-MEGA SA,

Besançon, France), Endo-Gripper (Moyco Union Broach, Montgomeryville, USA), Intra-Endo 3 LD (Kavo, Biberach, Germany), e Dynatrak (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany). Todos realizavam movimento recíprocante com angulação de 90° semelhante nos sentidos horário e anti-horário (Çapar & Arslan 2015; Prichard, 2012; Gambarini et al, 2015; Weine et al., 1976).

Atuais peças de mão de que realizam movimento recíprocante são M4 (SybroEndo, California, USA), Endo-Eze (Ultradent Products Inc., South Jordan, USA), e Endo-Express SafeSlider (Essential Dental Systems, South Hackensack, USA), realizando pequenas angulações de 30° em ambos os sentidos (horário e anti-horário) (Çapar & Arslan 2015; Prichard, 2012; Gambarini et al, 2015).

Com o advento das limas rotatórias na década de 90 foram constantes os relatos de fratura desses instrumentos durante os tratamentos endodônticos. Devido à rotação contínua em 360°, a ausência de controle do torque e de auto-reverso nos primeiros motores elétricos endodônticos, ocorria o parafusamento da lima imobilizando a ponta, com a rotação do longo eixo excedendo o limite elástico do instrumento, ocorrendo à fratura por torção do instrumento. Ocorre também nestes instrumentos a fratura por acúmulo de deformações gerado durante o preparo, principalmente em canais radiculares curvos, onde um lado da lima sofre tensão e no outro compressão, como a liga de NiTi possui superelasticidade, tais deformações não são visíveis sem magnificação. Com o uso contínuo desse instrumento o resultado era fadiga cíclica. Mesmo com o advento de motores com controle de torque, velocidade e auto reverso, os instrumentos rotatórios continuam passíveis de fratura (Silva et al., 2012; Prichard, 2012; Sattapan et al., 2000).

Sabendo das vantagens dos instrumentos rotatórios de NiTi e dos benefícios da física da força balanceada de Roana, Yared propôs uma técnica de instrumentação que reduzia a fadiga cíclica do instrumento, além realizar uma técnica mais segura e rápida por utilizar apenas um instrumento rotatório (Yared, 2008).

A técnica proposta por Yared representou uma evolução no conceito de instrumentos rotatórios. Com a utilização de uma lima F2 do sistema ProTaper (Dentsply) acoplada a um motor que realizava movimento horário de avanço (144°) e anti-horário de alívio da ponta (72°), assim, o instrumento realizava cinco rotações até completar 360° . Os resultados de seu trabalho marcaram o conceito de preparo mecânico, pois não era mais necessário a utilização de uma sequência completa de limas para realizar a conformação cônica-afunilada do canal radicular, sendo necessário apenas a exploração do sistema de canais radiculares com limas manuais de exploração, além de que, o movimento não passava do limite elástico do instrumento, evitando a fratura (Yared, 2008; Çapar, 2015; Kim et al., 2014).

Logo foram lançadas no mercado duas limas rotatórias que se baseiam na proposta de Yared, a Reciproc (VDW, Munich, Germany), e a WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Ambos os sistemas são fabricados com liga M-Wire; o movimento recíprocante ocorre inicialmente no sentido anti-horário (150° na Reciproc, e 170° na WaveOne) cortando a dentina, e o alívio no horário (30° na Reciproc, e 50° na WaveOne), evitando assim o efeito de penetração e parafusamento dos instrumentos. Além dessas características peculiares, os fabricantes recomendam técnica com preparo de instrumento único, devendo ser descartado após o primeiro uso.

O instrumento R25 (VDW, Munich, Germany) (Figura 12 e 13) caracteriza-se por possuir uma secção transversal em S, semelhante ao instrumento MTwo (VDW,

Munich, Germany), entretanto, seu ângulo de corte é direcionado para o sentido anti-horário. As limas da linha Reciproc são produzidos com liga M-Wire, proporcionando maior flexibilidade, melhor resistência a fratura, e com conicidade variada ao longo da parte ativa da lima, havendo nos primeiros 3mm conicidade 0.08. Na literatura, estas limas reciprocantes são as que apresentam melhores resultados em pesquisas laboratoriais (Prichard, 2012; Kim et al., 2012; Pedulla et al., 2013; Wan et al., 2011; Gambarani et al., 2012; Higuera et al., 2015; Çapar et al., 2015).

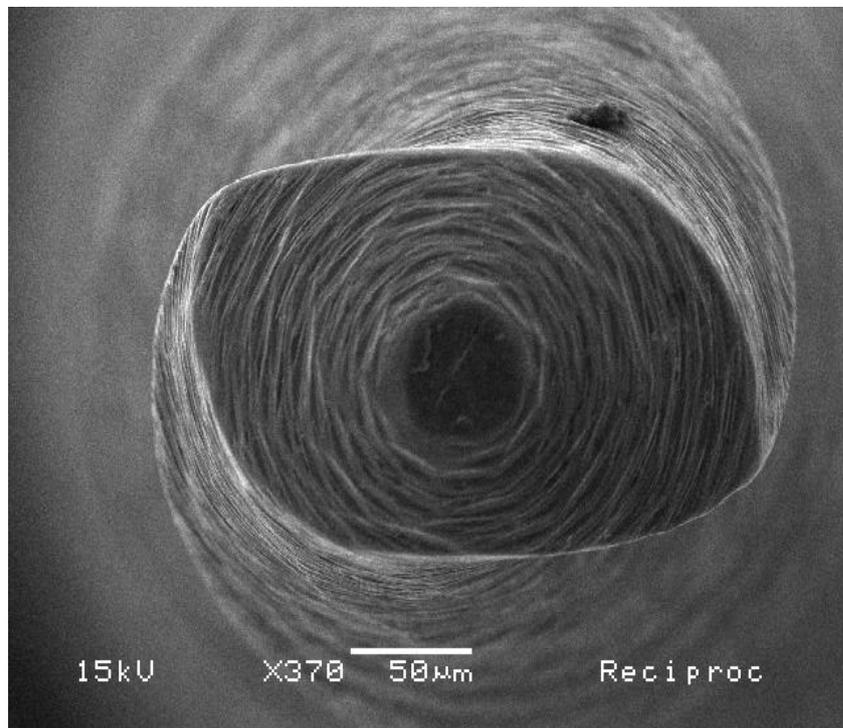


Figura 12: Visualização em MEV da ponta da lima R25 do sistema Reciproc. Nota-se a secção em S invertido e o tratamento superficial da liga metálica (Matos, 2015).



Figura 13: Ilustração das três limas que compõem o sistema Reciproc. (Foto retirada do site: <http://www.vdw-dental.com/en/products/reciprocating-preparation.html>).

Mais recentemente foram lançados as limas WaveOne GOLD (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (Figura 14), sucessora da lima WaveOne, e o sistema de limas ProDesing R (Easy, Belo-Horizonte, Brazil). Sendo poucos os trabalhos na literatura com ambas as limas.



Figura 14: Ilustração do recente sistema WaveOne GOLD sucessor da WaveOne. Este novo sistema além de realizar movimento recíprocante apresenta tratamento superficial da liga metálica e seção transversal retangular. (Foto retirada do site: <http://www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics/Endodontic-Files/Reciprocating-Files/WaveOne-GOLD.aspx>).

Apesar de a literatura atribuir aos instrumentos Reciproc e WaveOne a nomenclatura de cinemática recíproca, tais instrumentos não realizam a “Força balanceada de Roane”, anteriormente descrito. Devido os ângulos de a cinemática ser de valores diferentes, o mais correto é atribuir a estes instrumentos a nomenclatura de cinemática não-recíproca.

Bürklein et al., 2011, compararam a eficiência de limpeza, tempo de preparo, e a modelagem dos instrumentos Reciproc R25 (VDW), WaveOne Primary (Dentsply), MTwo (VDW) e ProTaper (Dentsply) através da análise de radiografias antes e posteriormente ao preparo biomecânico em dentes extraídos com software de computador, e imagens com microscopia eletrônica para análise de limpeza. Os autores então concluíram que mesmo utilizando apenas um instrumento para o preparo biomecânico, os sistemas Reciproc e WaveOne não apresentaram diferença em relação aos sistemas MTwo e ProTaper que possuem uma sequência de limas para o preparo quando avaliado a limpeza dos canais radiculares. E, ambos os instrumentos de lima única mantiveram a curvatura do canal radicular. Por utilizarem apenas um instrumento para o preparo, as limas Reciproc R25 e WaveOne Primary obtiveram menor tempo para a realização da instrumentação.

Plotino et al., 2014, avaliou eficiência de corte dos instrumentos Reciproc R25 e WaveOne Primary através da análise de corte em dispositivos de acrílico. Foram utilizados quatro grupos com n=12, todos acionados no motor VDW Silver (VDW, Munich, Germany). Grupo 1: R25 na programação Reciproc All; Grupo 2: R25 na programação WaveOne All; Grupo 3: WaveOne Primary na programação Reciproc All; e Grupo 3: WaveOne Primary na programação WaveOne All. Através da metodologia, os autores concluíram que a Reciproc em ambas as programações possui maior

eficiência de corte do que a WaveOne, não havendo diferença estatística entre os dois grupos da Reciproc.

Devido as similaridades da secção transversal dos instrumentos Reciproc e MTwo, as duas são utilizados em estudos. Hwang et al., 2014, avaliaram através de imagens em micro tomografia computadorizada o preparo realizado pela Reciproc R25, MTwo 25.06, esse em movimento recíprocante (150° horário e 30° anti-horário) e rotatório contínuo; e através de microscopia eletrônica deformações presentes no instrumento. Os autores concluíram que entre os dois grupos que utilizaram cinemática recíprocante não houve diferença estatística no preparo. Entretanto, houve diferença estatística nos valores desses em relação ao grupo que realizou rotação contínua. A imagens realizadas com microscopia eletrônica mostrou que os instrumentos MTwo em ambas as cinemáticas foi o que mais apresentou deformações, incluindo estiramento das hélices.

Novos motores elétricos endodônticos vêm sendo comercializados, com diferentes movimentos e ângulos, possibilitando ao endodontista maiores opções de instrumentos para o tratamento endodôntico. Dentre estes as limas Twisted-File (TF) (SybronEndo, California, USA) está sendo bastante utilizada em pesquisas laboratoriais por trabalhar em cinemática tanto recíprocante como em rotação contínua.

Gambarini et al., 2012 avaliou a resistência a fadiga da limas TF 25.08 (SybronEndo) com três cinemáticas diferentes em dispositivos especificamente projetados para simular canal radicular com 60° de curvatura e 3mm de raio: 1) Rotatória contínua; 2) Recíprocante, com 150° no sentido horário e 30° no anti-horário; e 3) Recíprocante, com 150° no sentido anti-horário e 30° no horário. Através da metodologia, os autores concluíram que os grupos que realizaram cinemática

reciprocante possuíram maior resistência à fratura que ao grupo que realizou movimento rotatório contínuo, não havendo diferença estatística entre os dois grupos que realizaram movimento reciprocante.

Por apresentarem grande eficiência de corte, os instrumentos com cinemática reciprocante mecanizada vêm sendo utilizados na remoção de material obturador em retratamentos endodônticos. Rödiger et al., 2014 avaliaram através de micro tomografia computadorizada a remoção de material obturador entre técnica convencional (utilizando limas manuais Hedström e Gates-Glidden), sequência de limas rotatórias para desobturação [ProTaper Retreatment (Dentsply)] e a lima Reciproc R25. Os autores concluíram que não houve diferença estatística entre os três grupos e que nenhuma das técnicas removeu por completo o material. Contudo, a técnica convencional removeu maior quantidade de dentina que as demais técnicas utilizadas no estudo.

Em estudo recente, Fidler, 2014, investigou a cinemática reciprocante dos motores atuais para as limas WaveOne e Reciproc através de vídeos com captura de imagens em alta velocidade. O autor encontrou que, na opção WaveOne All, as limas realizam movimento de 160° anti-horário e 41° horário. No modo Reciproc All, os instrumentos realizam 159° anti-horário e 35° horário; ambos divergindo do afirmado pelos fabricantes.

Devido o proposto pelos fabricantes e a baixa prevalência de estudos sobre a utilização apenas uma única vez das limas Reciproc (VDW), Plotino et al., 2015, investigou a incidência de fratura e deformação desses instrumentos após um único uso clínico. Os autores após coletarem 1696 instrumentos Reciproc durante 30 meses concluíram que não houve diferença estatística entre os instrumentos fraturados e deformados.

4.4. Fraturas

Apesar das vantagens proporcionadas pelas limas rotatórias e reciprocantes, há uma desvantagem que pode dificultar mais o tratamento endodôntico, que são as fraturas dos instrumentos (Figura 15).



Figura 15: Caso clínico realizado na Clínica de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, onde no canal radicular méso-vestibular do dente 37 encontrava-se uma lima rotatória fraturada. Com o auxílio de ultrassom foi possível remover o fragmento e retomar o forame periapical (Matos & Ferraz, 2015).

As fraturas das limas endodônticas ocorrem através de dois mecanismos: por fadiga cíclica ou por torção. A fratura por fadiga cíclica é resultado do desgaste do metal por repetidas séries de tensão e compressão em áreas da lima, causando microdeformação em sua estrutura que resultam na fratura do instrumento (Sattapan et al., 2000; Pruett e al., 1997; Breuti et al., 2012). Devido a propriedade da liga de NiTi de superelasticidade, as deformações no instrumento não são visualizadas, apenas através de inspeção com microscopia eletrônica, por isso, não se sabe o momento apropriado para o descarte da lima, evitando a fratura cíclica (Figura 16).

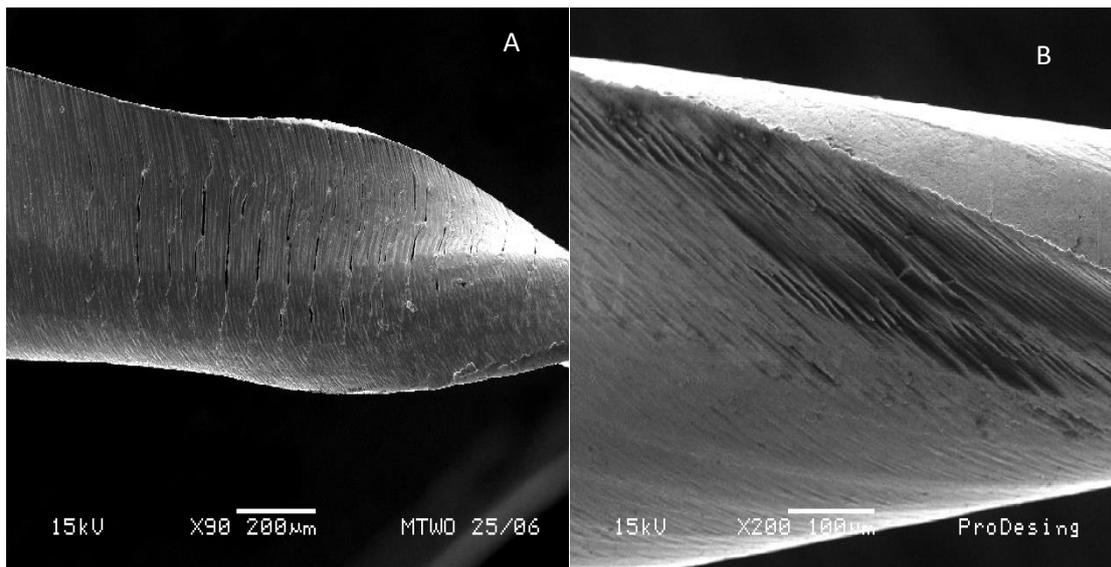


Figura 16: Imagens em MEV de limas de uma lima do sistema MTwo 25/0.6 e de uma ProDesing 30/10. Nota-se a formação de trincas (A) e desgaste da superfície (B) dos instrumentais após o uso clínico no limite de utilização preconizado pelos fabricantes.

O mecanismo da fratura por torção é devido ao efeito de parafusamento, quando o instrumento é torcido em seu longo eixo em uma extremidade, enquanto a outra está fixa (Parashos et al. 2006; Peters & Barbakow, 2002; Kim et al., 2012). Durante a instrumentação de canais radiculares atrésicos e de canais radiculares achatados pode ocorrer da ponta da lima prender em alguma das irregularidades da parede, como o instrumento continua a rotacionar ocorre à fratura da ponta por torção.

De acordo com diversos autores (Maendel et al 1999, Baumman & Roth, 1999, Yared et al., 1999) os fatores predominantes da fratura do instrumento são:

- Raio e ângulo da curvatura do canal radicular, quanto menor o raio, maior o risco de fratura, e, quanto maior o ângulo, maior o risco de fratura (Pruett *et al* 1997; Haikel 1999).
- Quantidade de uso do instrumento. De acordo com Gambarini, 2001 os instrumentos novos são mais resistentes que os instrumentos usados.

- Propriedades metalúrgicas e superfície dos instrumentos. Schafer & Tepel, 2001 mostrou que a alteração da secção transversal quadrada para triangular ou rombóide aumentou significativamente a flexibilidade do instrumento.
- Torque utilizado com um valor contraindicado pelo fabricante indica.

Sattapan et al., 2000, em comparação entre os dois tipos de fratura em limas de rotação contínua, afirmou que em 55,7% das fraturas ocorrem por torção e 44,3% por fadiga cíclica. Estes resultados dos autores indicam que durante o preparo mecânico excesso de força apical é utilizada ou irregularidades no canal radicular acarretam na fratura. Diferente do autor anterior, Cheung, 2005, afirma que a fratura por fadiga cíclica é mais prevalente ocorrendo em 90% dos acidentes de fratura.

Harrison et al., 2014, avaliaram a fadiga cíclica de três instrumentos rotatórios, ProTaper Universal, ProTaper NEXT, e Vortex Blue (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) com dispositivo desenvolvido para o estudo com 90° de curvatura e raio de 5mm. Após os testes, os instrumento Vortex Blue apresentaram resultados estatisticamente superiores aos da ProTaper NEXT e ProTaper Universal.

Capar et al., 2014 estudaram a resistência a fadiga cíclica de instrumentos utilizados para o preparo do terço cervical e médio, ProTaper Universal SX (Dentsply), Hyflex 25.08 (Coltene), Revo-S SC 1 (MICRO-MEGA SA, Besançon, France) em dispositivos com angulação de 45° e 60° e raio de 3mm. Os autores concluíram que os instrumentos Revo-S SC 1 apresentaram maior resistência a fadiga cíclica do que os demais em 60°. Já com angulação de 45°, os instrumentos Revo-S SC 1 e HyFlex foram superiores aos instrumentos ProTaper Universal SX.

Elnaghy, 2014, avaliou a resistência a fadiga cíclica das limas ProTaper NEXT X2 (Dentsply), TF 25.06 (SybroEndo), HyFlex 25.06 (Coltene), e ProTaper Universal

F1 (Dentsply) através de dispositivos que simulam canal radicular com angulação de 45° e 5mm de raio de curvatura, realizando análise em microscopia eletrônica de varredura dos instrumentos após a fratura. As limas TF apresentaram os melhores resultados, seguidos das limas ProTaper NEXT, HyFlex e ProTaper Universal. A análise em microscopia eletrônica revelou que todos os fragmentos apresentaram zonas de fraturas, origem da fratura e zonas de baixa resistência à fratura.

Com o advento de limas reciprocantes, pesquisas de resistência à fratura mostram melhores resultados que limas de rotação contínua. De-Deus et al., 2010, avaliou em dispositivos que simulam canais radiculares com 90° de curvatura e raio de 6mm, a resistência de instrumentos ProTaper F2 (Dentsply) quando em rotação contínua e em rotação reciprocante, em velocidades de 250 RPM e 400 RPM. Os autores concluíram que o movimento reciprocante aumentou a sobrevivência dos instrumentos em comparação ao movimento rotatório, e que a velocidade influencia diretamente na resistência do instrumento.

Hyeon-Cheol et al., 2012, comparou a resistência a fadiga cíclica e por torção das limas WaveOne Primary (Dentsply), Reciproc R25 (VDW) e ProTaper Universal F2 (Dentsply). O teste de resistência a fadiga cíclica foi através de dispositivo que simula canal radicular com 45° de curvatura e 6mm de raio, realizando movimento de picada, simulando uma situação clínica real. Através da metodologia os autores concluíram que ambas as limas reciprocantes obtiveram melhores desempenhos que a ProTaper Universal F2 que é de rotação contínua, nos dois testes realizados. A lima Reciproc R25 apresentou melhores resultados em relação a fadiga cíclica do que a WaveOne Primary, sendo assim, mais indicada para canais curvos. Enquanto a lima WaveOne Primary apresentou melhores resistência a torção do que a Reciproc R25, logo, sendo mais indicada para canais radiculares mais atreusos.

A literatura diverge em relação à influência da velocidade do instrumento na resistência a fratura. Alguns autores (Kitchens et al., 2007; Gao et al., 2010) afirmam que não há influência da velocidade na fadiga cíclica. Enquanto outros (Martin et al., 2003; Lopes et al., 2009) afirmam que quanto maior a velocidade menor a resistência a fadiga cíclica. Entretanto, os estudos realizados possuíam com variante o instrumento, o operador, e as condições da pesquisa.

Perez-Higueras et al., 2013, avaliou a resistência das limas K3, K3XF, e TF (SybronEndo) em canais radiculares simulado de ângulo de curvatura de 60° e 6mm de raio, em movimento rotatório contínuo e recíprocante com angulação no sentido horário de 144°, e anti-horário de 72°. Os autores concluíram que todos os instrumentos apresentaram maior resistência a fadiga cíclica quando empregados com cinemática recíprocante.

Pedullà et al., 2014, avaliou a resistência a fadiga cíclica da sequência da MTwo (VDW) em canais radiculares simulados em acrílico, dividindo de acordo com as velocidades utilizadas (G1: 350 rpm; G2: 250 rpm; G3: 150 rpm). Subsequentemente, todos os instrumentos seriam acionados em blocos de acrílico semelhantes aos anteriores com velocidade de 300 rpm. Os autores concluíram com a metodologia que a velocidade não interferiu na resistência a fadiga cíclica em nenhum dos instrumentos da sequência MTwo. Contudo, os Grupos 1 e 2 realizaram preparos com menores tempo que o Grupo 3, consecutivamente com menos ciclos para finalizarem o preparo.

Kawakami et al., 2015, avaliou a resistência a fadiga cíclica dos instrumentos K3 25/0.04 (SybroEndo, California, USA) com velocidade constante de 300 rpm e diferentes torques (0,5N, 1N, 2N, e 6N), em canais simulados de 40° de angulação e 5mm de raio. Sobre os torques 0,5N, 1N, 2N não houve diferença estatística. Entretanto,

as limas com torque de 6N apresentou diferença estatística em relação às demais. Logo, os autores concluíram que, com torque a cima de 2N houve uma diminuição da resistência à fadiga cíclica dos instrumentos.

Gambarini et al., 2012, avaliaram a resistência a fadiga cíclica de instrumentos K3XF 40/0.06 (SybroEndo, California, USA) em movimento recíprocante com diferentes ângulos e possuindo como controle um grupo que realizou rotação contínua. O grupo 1 realizou movimento recíprocante com 90° horário e 30° anti-horário; grupo 2, 150° horário e 30° anti-horário; grupo 3, 210° horário e 30° anti-horário; grupo 4, 390° horário e 30° anti-horário; por fim o grupo 5 realizou rotação contínua de 360°, sendo controle. A velocidade de todos os grupos foi igual, de 300 rpm. Os autores concluíram que os quatro grupos que realizaram cinemática recíprocante obtiveram maior resistência a fadiga cíclica que o grupo controle. O grupo 1 apresentou valores estatisticamente maiores que o grupo 2, sendo este melhor que os demais, e não houve diferença estatística entre os grupos 3 e 4.

Gavini et al., 2012 avaliaram a resistência a fratura cíclica da lima Reciproc R25 (VDW) em cinemática de rotação contínua e recíprocante, com 300 rpm. Foi utilizada uma plataforma para o estudo que proporcionava a simulação clínica do movimento de picada. O dispositivo onde os instrumentos eram acionados possuíam 40° de curvatura e raio de 5mm. Os autores concluíram através dessa metodologia que houve diferença estatística entre os grupos, sendo que o grupo que realizou cinemática recíprocante apresentou número de ciclos superiores até ocorrer à fratura do que o grupo que realizou rotação contínua.

Karatas et al., 2015, propuseram uma pesquisa de resistência a fadiga cíclica dos instrumentos OneShape (MICRO-MEGA SA, Besançon, France) e WaveOne Primary

(Dentsply) em diferentes cinemáticas, através de canais radiculares simulados com raio de curvatura de 3mm e ângulo de 60°. Os grupos foram divididos de acordo com a cinemática utilizada pelo instrumento (G1: OneShape em rotação contínua; G2: OneShape em rotação recíproca com 150° horário e 30° anti-horário; G3: OneShape em cinemática recíproca de 210° horário e 30° anti-horário; G4: OneShape com movimento recíproca 360° horário e 30° anti-horário; G5: WaveOne em rotação contínua; G6: WaveOne em rotação recíproca com 150° horário e 30° anti-horário; G7: WaveOne em cinemática recíproca de 210° horário e 30° anti-horário; G8: WaveOne em movimento recíproca 360° horário e 30° anti-horário) com velocidade constante de 350 RPM. Os resultados obtidos pelos autores mostraram que as limas OneShape apresentaram maior resistência a fadiga cíclica que WaveOne. Em ambas as limas, os grupos que realizaram cinemática recíproca resultaram em melhores valores estatísticos que em rotação contínua. Os grupos que realizaram rotação recíproca de 150° horário e 30° anti-horário obtiveram maior resistência a fadiga cíclica, seguidos do grupo com cinemática recíproca com 210° horário e 30° anti-horário, 360° horário e 30° anti-horário.

Arslan et al., 2015, compararam a resistência a fadiga cíclica dos instrumentos Reciproc R25 (VDW) em diferentes cinemáticas, utilizando canais simulados com raio de 3mm e 60° de curvatura. As limas foram separadas em grupos de acordo com a cinemática utilizada (G1: movimento recíproca com 150° anti-horário e 30° anti-horário; G2: cinemática recíproca com 270° anti-horário e 30° horário; G3: movimento recíproca de 360° anti-horário e 30° horário; e G4: rotação contínua em 360° no sentido anti-horário), com velocidade constante de 300 RPM. Os resultados obtidos pelos autores mostraram que, os grupos que realizaram cinemática recíproca resultaram em melhores valores estatísticos que em rotação contínua. O grupo que

realizou rotação recíproca de 150° anti-horário e 30° horário obtive maior resistência a fadiga cíclica, seguido do grupo com cinemática recíproca com 210° anti-horário e 30° horário, 360° anti-horário e 30° horário.

De-Deus et al., 2014 investigaram a resistência a fratura cíclica da lima Reciproc R40 (VDW) e WaveOne Large (Dentsply) em dois testes distintos (estático e dinâmico). Os autores utilizaram dispositivo com raio de curvatura de 6mm em ambos os testes. Através da metodologia, os autores concluíram que os instrumentos Reciproc R40 apresentam melhores valores em relação aos instrumentos WaveOne Large, para ambos os testes, sendo os instrumentos WaveOne menos flexíveis.

5. DISCUSSÃO

Através da metodologia utilizada nesse estudo foi possível verificar que são diversos os estudos realizados com instrumentos rotatórios e reciprocantes utilizados para o preparo biomecânico dos canais radiculares.

Com a utilização da liga de Níquel-Titânio (NiTi) para fabricação das limas endodônticas, principalmente para as acionadas em motores, foi possível driblar dificuldades anatômicas dos sistemas de canais radiculares que com o uso de limas de aço inoxidável inviabilizavam o tratamento endodôntico, como as curvaturas (Kurnet et al., 2010). Além das vantagens proporcionadas com a liga de NiTi como baixo módulo de elasticidade, que proporcionou maior flexibilidade aos instrumentos, corte no sentido horário e anti-horário, menor desvio do trajeto original dos canais radiculares, memória elástica, a qual proporciona ao instrumento retornar a sua forma original após a utilização sem deformação (Çapar et al., 2015). Devido suas características físicas superiores e causar menos acidentes que a liga de aço inoxidável, as limas de NiTi possibilitaram o acionamento através de motores elétricos, proporcionando maior agilidade aos tratamentos endodônticos e conforto para o profissional e para pacientes.

A literatura mostra através de estudos que ambas as ligas, NiTi e aço inoxidável, não apresentam resultados estatisticamente diferentes em relação a resistência a fadiga cíclica e por torção, (Pruett et al, 1997; Serene et al., 1994; Luebke et al. 1995; Haikel et al., 1991). Contudo, as vantagens da liga de NiTi sobre a de aço inoxidável as tornaram mais populares na fabricação de instrumentos, principalmente os mecanizados (Ferraz et al. 2001; Pettiette et al., 2001; Kuhn et al., 1997).

Apesar das vantagens da liga de NiTi foram relatadas desvantagens da utilização das limas, principalmente das mecanizadas. Devido à superelasticidade da liga, deformações nas espiras das limas não são visíveis, o que pode levar a fratura durante a utilização no preparo. Principalmente em canais curvos, as limas sofrem na curvatura áreas de tensão e compressão que com o uso constante causam deformações elásticas no instrumento causando a fratura cíclica (Sattapan et al., 2000; Pruett e al., 1997; Breuti et al., 2012).

A primeira geração de motores elétricos que acionavam os instrumentos não possuíam controle de torque nem sistema de anti-reverso, causando o parafusamento e a imobilização da ponta do instrumento, por continuar rotacionando ocorria à fratura por torção (Pruett et al., 1997). Com os avanços tecnológicos, os motores mais atuais possuem controle de torque, velocidade, anti-reverso, alguns possuem movimento rotatório contínuo como o reciprocante, e controle de angulação para avanço e recuo do instrumento quando acionado em movimento reciprocante.

Além de avanços nos motores, os fabricantes iniciaram modificações na estrutura das limas, na composição da liga de Níquel-Titânio, e na técnica de fabricação, a fim de melhorar o desempenho dos instrumentos e minimizar as fraturas.

A utilização do movimento reciprocante apesar de ter sido proposto na década de 60 e Roane ter descrito a força de balanceamento resultante dessa cinemática, foi apenas com o estudo de Yared em 2008 que o movimento reciprocante se consolidou na Endodontia. Devido na década de 60 os instrumentos serem de aço carbono e inoxidável, esta cinemática não foi estabelecida desde então, provavelmente devido as desvantagens das ligas metálicas e a ausência de recursos mais tecnológicos. Entretanto, devido o uso da liga de NiTi e os avanços ocorridos no preparo biomecânico

mecanizado somente com o estudo de Yared ocorreu o estabelecimento dessa cinemática.

Estudos como os de Pérez-Higueras et al., 2013 e de Karatas et al., 2015 mostram que quando acionadas em cinemática recíprocante a resistência à fratura cíclica dos instrumentos aumenta. A cinemática recíprocante proporciona esse aumento da resistência à fratura cíclica além das características de composição das limas ou suas características estruturais, devido o instrumento realizar um movimento de avanço e recuo diminuindo as deformações.

Apesar dos fabricantes das limas recíprocantes afirmarem que tais instrumentos devem ser de utilização única, Plotino et al., 2015, avaliaram 1696 instrumentos Reciproc utilizados em uso clínico, concluíram que não houve diferença estatística entre os instrumentos fraturados e deformados. Portanto, o descarte do instrumento fica a critério do profissional.

A literatura também demonstra que o uso de limas recíprocantes proporcionam preparos mais conservadores que sistema de limas rotatórias. Tal razão está ligado com o fato de que os sistemas de limas recíprocantes utilizam apenas um instrumento para conformação do canal radicular enquanto os sistemas de limas rotatórias utilizam uma sequência de limas (Hwang et al., 2014; Bürklein et al., 2011; Gambarani et al., 2012; Higuera et al., 2015; Çapar et al., 2015).

Além de estudos mostrarem que ambas as técnicas, rotação contínua e recíprocante, não serem superiores a técnica convencional na remoção de material obturador (Silva et al., 2014; Rödig et al., 2014), Zuolo et al., 2013, afirma que as limas recíprocantes são a forma mais rápida e segura de remover material obturador.

Al-Hadlaq et al., 2010 e Ye & Gao, 2012 demonstraram através de testes com instrumento fabricados com M-Wire que esta modificação na liga de NiTi proporciona aos instrumentos maior resistência que os instrumento fabricados com NiTi convencional. Valores de maior resistência também foram demonstrados por Perez-Higueras et al., 2013, que avaliaram a resistência de três gerações da mesma lima, que apresentam modificações na liga de NiTi, quando acionadas em cinemáticas diferentes. Portanto, devido à evolução tecnológica utilizada na fabricação de limas mecanizadas, maiores valores de resistência tem se proporcionado aos instrumentos.

Com os avanços na fabricação e desenvolvimento das limas mecanizadas, o conceito de preparo com lima única vem sendo discutido na Endodontia. Por utilizar apenas um instrumento para o preparo do canal radicular, em movimento recíprocante, deixando dúvidas sobre a eficácia da limpeza do sistema de canais radiculares. Logo estudos como o de Alattar et al., 2015 avaliaram a eficácia da limpeza de sistemas recíprocantes atuais em canais radiculares ovais, já que tal morfologia de canal radicular apresenta mais reentrâncias, principalmente na porção apical, utilizando movimento de pincelamento (*brushing motion*). Os autores concluíram que os sistemas utilizados foram eficazes na limpeza dos canais radiculares ovais, ressaltando a importância de mais estudos avaliando a eficácia de corte dos instrumentos em M-Wire quando realizam movimento de pincelamento.

Semelhante aos autores anteriores, Nakamura et al., 2015, avaliaram a eficácia de limpeza entre limas manuais, rotatória contínua e recíprocante, em canais radiculares ovais e com biofilme de *Enterococcus Faecalis*. Os autores concluíram que as três técnicas foram eficazes, e ressaltaram a importância de mais estudos sobre a eficácia de limpeza de sistemas que preconizam lima única.

6. Conclusão

Portanto através da revisão de literatura realizada nesse estudo foi possível verificar como os avanços tecnológicos propuseram a Endodontia, no que corresponde a produção e desenvolvimento de instrumentais para o preparo de canais radiculares, importante revolução e evolução de conceitos.

Com a utilização da liga de Níquel-Titânio uma nova geração de instrumentais foi criada, tornando comum o uso clínico e em pesquisa de limas com cinemática mecanizada de rotação contínua. Possibilitando o tratamento de canais radiculares que antes eram inviável devido limitações nos instrumentos de aço inoxidável.

Novos métodos mais eficazes, práticos e simplificados de tratar os sistemas de canais radiculares vêm sendo demonstrado na literatura como o uso da cinemática mecanizada recíprocante, que proporciona ao tratamento endodôntico mais segurança às fraturas e agilidade no preparo. Além da fabricação de limas com ligas de Níquel-Titânio modificadas, como a liga M-Wire, que aperfeiçoa os instrumentos, tornando-os mais resistentes.

Referências Bibliográficas

1. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C Et Al. Metallurgical Characterization Of A New Nickel-Titanium Wire For Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 2009; 35: 1589-1593
2. Al-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(2):305-7.
3. Al-Hadlaq SMS, Aljarbou FA And Althumairy RI. Evaluation Of Cyclic Flexural Fatigue Of M-Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *JOE.* 2010; 36(2): 305-307
4. Arslan H, Alsancak M, Doganay E, Karatas E, Çapar ID, Ertas H. Cyclic fatigue analysis of Reciproc R25® instruments with different kinematics. *Aust Endod J.* 2015; Jul 7: 1-3.
5. Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. *Dent Clin N Am.* 2004; 48: 55–67.
6. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P.. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int. Endod J.* 2003; 36 (4): 288-95.
7. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod* 2012; 38(4): 505-9.
8. Bürklein S, Mathey D, Sch€afer E. Shaping ability of ProTaper Next and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals. *Int Endod J.* 2014: doi: 10.1111/iej.12375. [Epub ahead of print].
9. Bürklein S, Hinschitzka K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J.* 2012; 45(5):449-61.
10. Çapar, ID, Arlan, H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2015; 1-17.

11. Çapar, ID., Ertas, H., Arslan, H. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Coronal Flaring Instruments. *J Endod.* 2014; 40(8): 1182-85.
12. Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW . Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005 Nov;38(11):802-9.
13. Cimis, GM, Boyer, T J, Pelleu, GB Jr. Effect of three file types on the apical preparations of moderately curved canals. *J. Endod.* 1988; 14 (9): 441-4.
14. Civjan, S, Huget, EF, Desimon, LB. Potencial applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dental Res.* 1975; 54(1): 89-96.
15. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010; 43(12): 1063–8.
16. De-Deus G, Vieira VTL, Silva EJM, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending Resistance and Dynamic and Static Cyclic Fatigue Life of Reciprocating and WaveOne Large Instruments. *J Endod.* 2014; 40(4): 575-9.
17. Deplazes P, Peters O, Barbakow F. Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J. Endod.* 2001; 27 (3): 196-202.
18. Elnaghy A. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J.* 2014; 47, 1034–9.
19. Ferraz CC, Gomes NV, Gomes BP, Zaia AA, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. Apical extrusion of debris and irrigants using two hand and three engine-driven instrumentation techniques. *Int Endod J.* 2001; 34: 354–8.
20. Fidler A. Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. *J Endod.* 2014 Jul;40(7):990-4.
21. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J.* 2011; 44, 337–41.

22. Gambarini G, Plotino G, Sannino G, Grande NM, Giansiracusa A, Piasecki L, da Silva Neto UX, Al-Sudani D, Testarelli L. Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. *Odontology*. 2015; 103, 56–60.
23. Gambarini G, Rubini AG, Al Sudani D et al. Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2012; 38(10), 1408–11.
24. Gambarini G. Cyclic fatigue of profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J*. 2001; 34(5): 386-389.
25. Gambarini, G., Gergi, R., Naaman, A. *et al*. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int. Endod. J*. 2012; 45 (9): 802-6.
26. Gao Y, Cheung G, Shen Y, Zhou X. Mechanical behavior of ProTaper universal F2 finishing file under various curvature conditions: a finite elements analysis study. *J Endod*. 2011; 37(10): 1446-50.
27. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GT, Kawakami DA. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod*. 2012; 38(5): 684-7.
28. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J*. 2006;39(10): 755-63.
29. Gutmann, JL, Gao, Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*. 2012;
30. Ha JH, Kim SR, Versluis A, Cheung GS, Kim JW, Kim HC. Elastic limits in torsion of reciprocating nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2015;41(5):715-9.
31. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1999 Jun;25(6):434-40.

32. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic Fatigue Resistance of 3 Different Nickel-Titanium Reciprocating Instruments in Artificial Canals. *J Endod.* 2015; 11.
33. Hülsmann, M, Peters, OA, Dummer, PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics.* 2005; 10(1): 30-76.
34. Hwang YH, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Lee W, Shon WJ, Chang SW. Shaping ability of the conventional nickel-titanium and reciprocating nickel-titanium file systems: a comparative study using micro-computed tomography. *J Endod.* 2014 ;40(8):1186-9.
35. Karataş E, Arslan H, Büker M, Seçkin F, Çapar ID. Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2015; Mar 30: 1-4.
36. Kawakami DAS, Candeiro GTM, Akisue E, Caldeira CL, Gavini G. Effect of different torques in cyclic fatigue resistance of K3 rotary instruments. *Braz. J. Oral Sci.* 2015; 14 (2):122-125.
37. Kim HC, Kwak S, Cheung GS, Ko DH, Chung S & Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod.* 2012; 38(4): 541-544.
38. Kim JW, Ha JH, Cheung GS, Versluis A, Kwak SW, Kim HC. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod.* 2014; 40, 1671–5.
39. Kim, HC, Kwak, SW, Gary Cheung, GSP, Ko, DH, Chung, SM, Lee, WC. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. *J Endod.* 2012; 38(4): 541-544.
40. Kuhn WG, Carnes DL Jr, Clement DJ, Walker WA 3rd. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *J Endod.* 1997; 23: 735–8.

41. Kunert, GG, Camargo Fontanella, VR, De Moura, AA, Barletta FB. Analysis of apical root transportation associated with ProTaper Universal F3 and F4 instruments by using digital subtraction radiography. *J Endod.* 2010; 36(6): 1052-5
42. Lim YJ, Park SJ, Kim HC, Min KS. Comparison of the centering ability of Wave-One and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod.* 2013; 38(1):21-5.
43. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JC, Siqueira JF Jr. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009; 35(7):1013-6.
44. Maendel E, Adib-Yazdi, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotatory NiTi profile systems for preparing curved canals in resing blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J* 1999 Nov; 32(6) 436-43
45. Maniglia-Ferreira C, Almeida-Gomes F, Sousa BC. Management of Six Root Canals in Mandibular First Molar. *Case Report in Medicine.* 2015; (2015):1-5.
46. Metzger, Z, Teperovich, E, Zary, R, Cohen, R, HOF, R. The Self-Adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy - a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod.* 2010; 36(4): 679-90.
47. Milas VB (1987) History. In: Cohen R, Burns R, eds. *Pathways of the Pulp*, 4th edn. St Louis: Mosby, pp. 619–34.
48. Mortman, RE. Technologic advances in endodontics. *Dental Clinics of North America.* 2011; 55(3): 461-80.
49. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod.* 2014;40(8):1190-3.
50. Oltramare. Plötzliche Exstirpation der Zahnpulpa mittels einer durch die Bohrmaschine in Rotation versetzten Nadel. *Dtsch Monatsschr Zahnheilk.* 1892: 32, 407–409.

51. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006; 32(11):1031–43.
52. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2013; 39(2): 258–61.
53. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod* 2011; 37 (8): 1139-42.
54. Pedullà E, Franciosi G, Ounsi HF, Tricarico M, Rapisarda E, Grandini S. Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments after Immersion in Irrigant Solutions with or without Surfactants. *J Endod*. 2014;40(8):1245-9.
55. Pedullà E, Plotino G, Grande NM, Scibilia M, Pappalardo A, Malagnino VA, Rapisarda E. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of Mtwo instruments. *Int Endod J*. 2014 Jun;47(6):514-9.
56. Pedulla, E., Grande, N. M., Plotino, G. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Int. Endod. J*. 2013; 46(2): 155-9.
57. Peiris HRD, Pitakotuwage T N, Takahashi M, Sasaki K, Kanazawa E. Root canal morphology of mandibular permanent molars at different ages. *Int Endod J*.2008; 41(10): 828–835.
58. Pereira HSC, Silva EJNL, Filho TSC. Movimento recíprocante em Endodontia: revisão de literatura. *Rev. Bras. Odontol*. [online]. 2012; 69(2): 246-249.
59. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod*. 2013;39(12):1585-8.
60. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002; 35(4):379–89.
61. Peters, OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*. 2004; 30(8): 559-567.

62. Pettiette MT, Delano EO, Trope M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *J Endod.* 2001; 27: 124–7.
63. Piao J, Miyara K, Ebihara A, Nomura N, Hanawa T, Suda H. Correlation between cyclic fatigue and the bending properties of nickel titanium endodontic instruments. *Dent Mater J.* 2014; 33 (4): 539-44.
64. Pirani C, Ruggeri O, Cirulli PP, Pelliccioni GA, Gandolfi MG, Prati C. Metallurgical analysis and fatigue resistance of WaveOne and ProTaper nickel-titanium instruments. *Odontology.* 2014; 102 (2): 211-6.
65. Plotino G, Giansiracusa Rubini A, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *J Endod.* 2014; 40, 1228–30.
66. Plotino G, Grande N, Porciani P. Deformation and fracture incidence of Reciproc instruments: a clinical evaluation. *Int Endod J.* 2015; 48, 199–205.
67. Plotino G, Giansiracusa Rubini A, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *J Endod.* 2014; 40(8): 1228-30.
68. Plotino, G, Rubini, AG, Grande, NM, Testarelli, L, Gambarini, G. Cutting efficiency of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *J Endod.* 2014; 40 (8): 1228-30.
69. Prichard, J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? *Br. Dent. J.* 2012; 212 (7): 345-6.
70. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23(2):77–85.
71. Roane, JB, Sabala, CL, Duncanson Jr, MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J. Endod.* 1985; 11 (5): 203-11.
72. Rödiger T, Reicherts P, Konietschke F, Dullin C, Hahn W, Hülsmann M. Efficacy of reciprocating and rotary NiTi instruments for retreatment of curved root canals assessed by micro-CT. *Int Endod J.* 2014;47(10):942-8.

73. Saber SE, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int J Endod*. 2015; 48(1): 1-6.
74. Saber, SED., Nagy, MM., Schäfer, E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int End J*. 2015; 48(2): 131-6.
75. Sattapan, B, Nervo, GJ, Palamara, JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J. Endod*. 2000; 26 (3): 161-5.
76. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod*. 2004; 30, 432–5.
77. Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod*. 2001; 27(4): 299- 303.
78. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*. 2004; 37(4):239-48.
79. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974; 18: 269–96
80. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971; 32(2):271–5.
81. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2013; 39 (2):163-72.
82. Silva EJ, Sá L, Belladonna FG, Neves AA, Accorsi-Mendonça T, Vieira VT, De-Deus G, Moreira EJ. Reciprocating versus rotary systems for root filling removal: assessment of the apically extruded material. *J Endod*. 2014; 40(12): 2077-80.

83. Thompson, NM. Development of a novel canal preparation technique using the torsional fatigue profile of the ProTaper™ F2 rotatory instrument. Toronto: Dissertação de Mestrado (University of Toronto). 2006.
84. Uzunoglu E, Turker SA, Görduysus M. Effects of Different Rotary Files Combined with Different Irrigation Needles on Apically Extruded Debris. *Braz Dent J*. 2015 Jul-Aug;26(4):347-50.
85. Vadhana S, SaravanaKarthikeyan B, Nandini S, Velmurugan N. Cyclic Fatigue Resistance of RaCe and Mtwo Rotary Files in Continuous Rotation and Reciprocating Motion. *J Endod*. 2014;40(7):995-9.
86. Versiani, MA, Pécora, JD, Sousa-Neto, MD. Flat-oval root canal preparation with self-adjusting file instrument: a micro-computed tomography study. *J Endod*. 2011; 37(7): 1002-1007.
87. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1984; 58(5): 589-99.
88. Vertucci, FJ. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontics Topics*. 2010; 10(1): 3-29.
89. Vitoriano, MM, Aguiar, BA, Mesquita, IL, Maniglia-Ferreira, C, Almeida-Gomes, F, Santos, RA, Duarte, MAH. Evaluation of apically extruded debris during endodontic retreatment. *RSBO*. 2013; 10(1): 56-62.
90. Vulcain J, Calas P. The three wave concept of HERO 642. *Endod Pract* 1999; 2: 20–31.
91. Walia, HM, Brantley, WA, Gerstein, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J. Endod*. 1988; 14 (7): 346-51.
92. Walsch, H. The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dent Clin N A*. 2004; 48: 183-202.
93. Wan, J., Rasimick, B. J., Musikant, B. L. *et al*. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Aust. Endod. J*. 2011; 37 (3): 122-7.
94. Weiger, R, Elayouti, A, Löst, C. Efficiency of hand and rotatory instruments in shaping oval root canals. *J Endod*. 2002; 28(8): 580-583.

95. Weine FS, Kelly RF, Bray KE. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. *J Endod.* 1976; 2, 298–303.
96. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J* 2008; 41: 339–44.
97. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 1999;32:115–9.
98. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012 ;38 (1):105-7
99. You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010 Dec;36(12):1991-4.
100. Zuolo AS, Mello JE Jr, Cunha RS, Zuolo ML, Bueno CE. Efficacy of reciprocating and rotary techniques for removing filling material during root canal retreatment. *Int Endod J.* 2013 ; 46(10): 947-53.
101. Alattar S, Nehme W, Diemer F, Naaman A. The influence of brushing motion on the cutting behavior of 3 reciprocating files in oval-shaped canals. *J Endod.* 2015;41(5):703-9.
102. Nakamura VC, Candeiro GT, Cai S, Gavini G. Ex vivo evaluation of three instrumentation techniques on *E. faecalis* biofilm within oval shaped root canals. *Braz Oral Res.* 2015; 29 (1):1-7.