

RODRIGO CASASANTA FRANÇA

**Avaliação do desgaste das lâminas de corte do sistema Reciproc através da
utilização do microscópio eletrônico de varredura MEV**

São Paulo
2013

RODRIGO CASASANTA FRANÇA

**Avaliação do desgaste das lâminas de corte do sistema Reciproc através da
utilização do microscópio eletrônico de varredura MEV**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. Marcelo dos Santos

São Paulo

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

França, Rodrigo Casasanta.

Avaliação do desgaste das lâminas de corte do sistema Reciproc através da utilização do microscópio eletrônico de varredura MEV / Rodrigo Casasanta França ; orientador Marcelo dos Santos. -- São Paulo, 2013.

83 p. : il.: fig. , tab., quadros; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Endodontia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Instrumentos endodônticos. 2. Microscopia eletrônica de varredura.
I. Marcelo dos Santos. II. Título.

França, RC. Avaliação do desgaste das lâminas de corte do sistema Reciproc através da utilização do microscópio eletrônico de varredura MEV. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico este trabalho aos meus filhos, para que saibam que a única limitação real em suas habilidades está no nível dos seus desejos. Se desejar algo com força suficiente, você deve ir atrás e nunca desistir, aí, não haverá limites para o que possa conseguir.

AGRADECIMENTOS

A minha avó, MARIA ISABEL ANDRADE CASASANTA, in memoriam, quantas saudades suas, você é a minha inspiração de luta e força. Obrigado! Ainda vamos nos encontrar.

Aos meus pais, MARIA LÚCIA CASASANTA BRUZZI e FRANCISCO JUNQUEIRA BRUZZI, porque sem seu apoio incondicional eu não estaria aqui para vivenciar esta conquista.

A minha esposa, CAMILA DE FARIA CASTRO GALÃO FRANÇA - somente ela sabe o quanto foi sacrificante esta conquista. Obrigado por estar ao meu lado. Te amo.

Aos meus filhos, LEONARDO GALÃO FRANÇA E RAFAEL GALÃO FRANÇA, minha razão de viver. Agradeço a Deus por colocar vocês em minha vida.

Aos meus familiares: EDGAR BRASIL GALÃO E REGINA DE FARIA CASTRO GALÃO. Obrigado pelo apoio e incentivo.

As minhas irmãs: ANA TEREZA CASASANTA FRANÇA E BEATRIZ CASASANTA BRUZZI, pelo incentivo.

Ao meu sobrinho: VINÍCIUS CASASANTA FRANÇA, pelo incentivo.

Ao Professor Pedro Augusto Rodrigues Costa pelo apoio, incentivo e agradeço por poder trabalhar com você no dia a dia apreendendo sempre um pouco mais.

Ao Professor Doutor Antonio Carlos Bombana in memoriam, obrigado por estar sempre presente nos meus trabalhos, obrigado grande mestre e amigo, é visível a falta que você faz na USP/SP.

Ao Prof. João Jose M. Bitonde, obrigado por me guiar no rumo da endodontia desde o início, no NOA e na AORP, e me apoiar a ser professor.

A Profa Dra Patricia Ferrari, obrigado pelo apoio e por estar sempre me direcionando para o caminho correto.

Ao Professor Doutor Víctor Arana, obrigado pelo incentivo, apoio e por estar presente neste trabalho.

Ao Professor Pedro Augusto Rodrigues Costa, obrigado pelo apoio e por me empurrar para seguir em frente.

Aos Professores da CEPPTO, Centro Especializado em Pós Graduação Pesquisa e Tratamento odontológico de Poços de Caldas, vamos continuar nossa luta juntos; e aos Alunos e ex- alunos da CEPPTO; agradeço toda a confiança.

Aos Professores da FUNDECTO, agradeço o incentivo e agradeço por trabalharmos juntos nos cursos de Endodontia.

Aos Professores da UNICASTELO, Universidade Camilo Castelo Branco, Obrigado pelo incentivo e por trabalharmos juntos.

Aos colegas do curso de Mestrado da FOUSP e Doutorado da FOUSP, e a todos do departamento de Dentística e de Endodontia, muito obrigado.

AGRADECIMENTO AO ORIENTADOR

Ao meu orientador, Professor Doutor Livre Docente Marcelo dos Santos, os maiores e mais sinceros agradecimentos. Sua confiança e orientação foi capaz de me fazer trilhar por um crescimento profissional que julgava impossível em tão pouco tempo. Toda minha admiração por seu brilhantismo acadêmico se torna secundária quando contemplo seu lado humanista e sua obstinação em fazer sutilmente um mundo melhor. Orientador é uma palavra ideal para defini-lo: é sob sua tutela que guio meus passos. Muito obrigado!

"Tempo é uma das coisas
mais indefiníveis e paradoxais:
o passado já se foi,
o futuro ainda não chegou
e o presente se torna o passado,
mesmo enquanto procuramos defini-lo,
e, como se fosse um relâmpago,
num instante existe e se extingue".

Colton

RESUMO

França RC. Avaliação do desgaste das lâminas de corte do sistema Reciproc através da utilização do microscópio eletrônico de varredura MEV [tese] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão corrigida.

Quando se utilizam os instrumentos rotatórios, oscilatórios e os recíprocos, de NiTi (Níquel-Titânio), cortando ou raspando as paredes do conduto radicular, estes também sofrem desgastes em suas lâminas de corte. Tal ocorrência determina atritos cada vez maiores, proporcionais à perda do corte de suas lâminas, diminuindo a eficiência do instrumento, exigindo mais torques e força de penetração, aumentando ainda mais o atrito e o esforço que este sofre para desgastar a dentina, predispondo acidentes. O presente estudo avaliou o desgaste nas lâminas de corte das limas Reciproc, após 3,6 e 9 usos em canais de dentes naturais. Foram utilizados 180 dentes pré-molares inferiores e 40 instrumentos R40. Após o preparo dos canais os instrumentos foram incluídos em corpos de prova e submetidos a cortes transversais a 3 mm e 6 mm, contados a partir da ponta do instrumento. Nas imagens dessas secções transversais obtidas no MEV foi mesurada a distância entre as extremidades das lâminas de corte. O desgaste dos instrumentos foi estabelecido pela diferença entre as medidas das distâncias dos instrumentos sem uso com a média de cada instrumento, nos diferentes grupos experimentais. Observou-se diferença significativa, quando comparados os grupos de 6 e 9 usos com o grupo controle. Já o grupo com 3 utilizações não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo controle. As diferenças percentuais de desgaste a 3 mm após 3, 6 e 9 utilizações foram de 5,96%, 8,01% e 18,09%, respectivamente, em relação ao Grupo controle. As diferenças percentuais de desgaste a 6 mm, após 3, 6 e 9 utilizações foram de 2,32%, 9,54% e 21,00%, respectivamente, em relação ao Grupo controle. Conclui-se, assim, que ocorre desgaste significativo das lâminas de corte dos instrumentos Reciproc, já a partir do terceiro uso reforçando a recomendação do fabricante em utilizar cada instrumento em molar e, então, descartá-lo.

Palavras-chave: Microscopia eletrônica de varredura. Sistema Rotatório.

ABSTRACT

França RC. Evaluation of wear of the cutting blades Reciproc system using the scanning electron microscope SEM. [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

The fracture of nickel-titanium instrument, whose consequences can range from the difficulty of its removal until the absolute inaccessibility to the apical portion of the canal, remains a situation to be avoided in the safest way possible. When using the rotary instruments, and reciprocal oscillatory, NiTi, cutting or scraping the walls of the root canal, they also suffer wear in its cutting blades. Such an occurrence determines friction increasing in proportion to the loss of cutting blades, reducing the efficiency of the instrument, requiring higher torque and penetration force, further increasing friction and effort that suffers when wearing the dentin. Different rotational speeds to the long axis of the active part of the instrument are thus provoked in areas of high friction, favoring fractures, regardless of the type of movement, even if it is rotating or reciprocating. The present study sought to assess whether there is wear on cutting blades System Reciproc, since this system works through reciprocal movement within the root canal. For that, we will instrumentation in selected teeth with the kinematic system recommended by the manufacturer at zero, three, six and nine uses, corresponding to a molar tooth, two molar teeth and three molar teeth after 10 uses in each experimental group (zero , three, six and nine) according to the number of uses. The instruments are inserted into a quadrangular centralized device in the same position, and fixed in resin, which have been cut into their cross initial 3 mm and 6 mm initial these selected samples with the cross section of the system is brought to the SEM, and thus wear measured by measuring the radius of your cutting blades, and thus statistically analyzed. The results showed statistically significant differences after successive instrumentations.

Keywords: Scanning electron microscopy. Reciproc System.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CRT	comprimento real de trabalho
CT	comprimento de trabalho
mm	Milímetros
N	Número
N./cm	Newton por centímetro
NiTi	níquel – titânio
rpm	rotações por minuto
SCR	sistema de canais radiculares
Vs	Versus
X	Versus

LISTA DE SÍMBOLOS

K	graus Kelvin
a*	coordenada a*
C*	croma
H*	ângulo hue
L*	luminosidade

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Vantagens da utilização dos sistemas rotatórios	16
2.2 Características dos instrumentos rotatórios	26
2.3 Características dos instrumentos recíprocos	40
3 PROPOSIÇÃO	46
4 MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1 Material	47
4.2 Métodos	48
4.2.1 Seleção e Preparação dos dentes pré-molares inferiores	48
4.2.2 Instrumentação	49
4.2.3 Avaliação ao MEV	50
5 RESULTADOS	53
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÕES	67
REFERÊNCIAS	68
APÊNDICES	76
ANEXO	82

1 INTRODUÇÃO

No tratamento endodôntico, todas as etapas possuem grande importância para a obtenção do sucesso. Durante este tratamento busca-se a limpeza e a desinfecção dos canais radiculares, que são obtidas pela ação mecânica dos instrumentos nas paredes dentinárias, com substâncias químicas auxiliares.

Os conceitos de limpeza e modelagem já foram sustentados por Schilder (1974). Para permitir adequação da forma, e viabilizar mais rapidamente a forma adequada e a sanificação do sistema de canais radiculares em tempo menor, e também para vencer dificuldades, principalmente em canais curvos, surgiram as técnicas automatizadas, desenvolvidas a partir de novos instrumentos confeccionados com ligas de níquel-titânio (NiTi). Essas ligas foram desenvolvidas no Laboratório de Artilharia Naval da Marinha Americana para aplicação em peças e instrumentos dotados de propriedades antimagnéticas e resistentes contra corrosão pela água salgada. Receberam o nome genérico de nitinol (acrônimo de Níquel-Titânio Naval Ordinance Laboratory). A produção de um lingote de nitinol e sua usinagem são processos complexos, e poucos os centros capazes de realizá-los. O módulo de elasticidade de tais ligas é em torno de $41,4 \times 10^3$ Mpa, enquanto as ligas de aço inoxidável apresentam valores bem maiores, de 150 a 200×10^3 Mpa.

Originada na década de 60, para uso naval, a liga de níquel-titânio foi apresentada por Walia et al. (1988), como alternativa para o aço inoxidável na fabricação de limas endodônticas. Essa liga possui ampla variação de deformação elástica, o que permite a construção de limas extremamente flexíveis, com alto grau de resistência à fratura por torção comparativamente às limas de aço inoxidável. Sua durabilidade e alta flexibilidade permitem o uso em micromotores especiais com capacidade de controlar velocidade e torque.

Esses novos instrumentos tornam a instrumentação rítmica e segura e promovem a obtenção de canal cirúrgico com grande conicidade cérvico-apical. A

fabricação de instrumentos com diferentes graus de conicidades mudou o conceito da instrumentação de canais radiculares, particularmente os atrésicos e curvos. Como consequência dessa maior conicidade, apenas uma porção da parte ativa do instrumento entra em contato com a parede dentinária de cada vez; em decorrência disso, ocorre desgaste mais eficiente e controlado do canal radicular.

Com as alterações ocorridas nas últimas décadas, as técnicas atuais, que utilizam limas de NiTi, proporcionam preparo mais racional dos canais radiculares, melhorando a qualidade do tratamento, facilitando a limpeza e desinfecção, diminuindo a incidência de erros; e, assim, propiciando mais índice de sucesso.

As limas de Níquel-Titânio, acionadas por motores elétricos, após sucessivas instrumentações, cortando ou raspando as paredes do conduto radicular, também sofrem desgaste na lâmina de corte. Tal ocorrência determina atritos cada vez maiores, proporcionais à perda do corte dessas lâminas, diminuindo a eficiência do instrumento, exigindo maiores torques e força de penetração, aumentando ainda mais o atrito e o esforço que este sofre ao rotacionar ou reciprocitar, desgastando a dentina, induzindo cada vez mais esforços na estrutura cristalina do metal, fragilizando-o e, conseqüentemente, aumentando o risco de fratura.

Inicialmente propostos para uso em rotação contínua, recentemente alguns fabricantes optaram por desenvolverem instrumentos de NiTi para serem utilizados em movimento reciprocante como o Reciproc.

A principal diferença para os sistemas rotatórios NiTi com suas sequências de instrumentos elaborados é que o Reciproc[®] prepara e molda completamente o canal radicular com um único instrumento.

De acordo com o fabricante, o sistema de reciprocidade foi desenvolvido por VDW para simplificar o processo de preparo de canais, enquanto assegura a máxima segurança durante o processo. Em seu movimento, em sentido horário, de ir a 150 graus e retornar a 30 graus, determinando 3 ciclos de 120 graus para ser

realizada uma volta completa, de 360 graus, o instrumento proporciona o corte no sentido horário e, quando reverte, proporciona liberação da parede do canal.

O sistema apresenta-se com apenas 3 instrumentos, R25-R40-R50 tanto de 21 quanto de 25mm de comprimento, com secção transversal quadrangular. O instrumento número 1 é vermelho e tamanho de ponta 25; o número 2 é preto e tamanho da ponta 40; e, por último, o número 3 é amarelo e tamanho da ponta 50.

Conseqüentemente, apenas uma pressão leve apical deve ser aplicada sobre o instrumento, porque o seu avanço deve ser quase automático. Essa ação reduz a fadiga cíclica e fratura e requer menos tempo de trabalho, durante a fase de preparo do canal.

Conhecer os efeitos dessa utilização cíclica, em nova cinemática denominada reciprocante, pode implicar no uso mais racional e seguro desses instrumentos, pois essa nova cinemática implicará no desgaste das lâminas de corte desse instrumento, quando avança em sentido horário, e provavelmente sofre atrito também no ato de retroceder no sentido anti-horário, podendo promover significativo desgaste nas lâminas de corte, talvez até maior do que os rotatórios de uso contínuo, favorecendo a fratura.

Assim, estabelecer qual desgaste esses instrumentos apresentam, após sucessivos usos, pode balizar o clínico para utilizá-los de forma mais segura e produtiva.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Vantagens da utilização dos sistemas rotatórios

Walia et al. (1988) investigaram a possibilidade da fabricação de limas de Nitinol avaliando os testes de torção e flexibilidade. Os resultados mostraram que as ligas de Nitinol possuem duas vezes mais flexibilidade e três vezes mais elasticidade no ato da curvatura, como também possuem resistência superior torsional em relação à fratura, se comparadas a instrumento de mesmo diâmetro de aço inoxidável, fabricado pelo mesmo processo. Os instrumentos de Nitinol são indicados para a instrumentação em canais curvos. Os resultados encontrados sugerem mais estudos para avaliar as propriedades mecânicas e a eficiência cortante dos instrumentos de número 35.

Calhoun e Montgomery (1988) utilizaram canais mesiais em vinte e quatro dentes, primeiros e segundos molares inferiores, e analisaram a capacidade de manter o canal radicular centralizado em relação a: posição original, quantidade de dentina removida, direção em relação ao transporte do canal e forma final da modelagem. Compararam quatro técnicas de instrumentações.

Num primeiro grupo, utilizaram limas K-Flex e movimentos circunferências até a lima de número 30, nas quais foram eliminadas as espirais do lado oposto da curvatura. O escalonamento foi realizado até a lima de número 45, e uma lima Hedstroen de número 50 foi utilizada para preparar o terço médio e cervical, através de movimentos circunferenciais. No segundo grupo, os canais foram instrumentados com limas Flex-R e movimentos de força balanceada. Após a exploração do canal com lima de número 15 até o forame apical, broca G.G. de número 2 foi utilizada para preparar a entrada do canal. A região apical foi preparada até a lima de número 35 no forame apical, e limas de números 40, 45, 50 e 55 foram utilizadas com recuos a cada 0,5 mm do forame apical. O terceiro grupo foi instrumentado utilizando o sistema ultra-sônico *Enac* com limas Flex-R até a lima de número 40, aquém do

forame apical, e escalonamento até a lima de número 50 com recuos de 0,5mm. O quarto grupo foi preparado de maneira similar ao terceiro grupo, exceto que limas Zipperer foram utilizadas em substituição às limas Flex-R. A metodologia desse estudo foi mais clinicamente relevante que outros métodos que empregam blocos de plástico. Há tendência em utilizar o instrumento Flex-R, aplicando-se a técnica de força balanceada, para permanecer centralizado nos canais. Todas as técnicas tendem a transportar o canal original nos vários níveis do conduto. Os canais, depois de instrumentados, apresentavam formas mais circulares em seu diâmetro, no grupo de força balanceada do que nos outros grupos.

Myers e Montgomery (1991) compararam e avaliaram a quantidade de extrusão de debris apical e a frequência da formação do tampão apical, durante a instrumentação mecânica, utilizaram-se duas técnicas diferentes de instrumentação: a primeira, manual, escalonada com limas Flex-R; e outra rotatória utilizando-se o Sistema Canal Master. Dividiram a amostra em três grupos, de acordo com o limite de trabalho. No primeiro, até a 1mm, aquém do forame apical, com limas Flex-R; o segundo, no limite do forame até lima Canal Master número 40; e o terceiro no nível do forame, com a mesma técnica utilizada do grupo 1. Verificou-se que, no grupo 1, houve pouca extrusão de debris, e nos outros dois grupos, cujos limites foram situados no nível do forame, constatou-se que o grupo 3 apresentava duas vezes mais debris extruídos do que o grupo 2.

Santos (1994) propôs tratamento térmico de recristalização em limas manuais, com o intuito de melhorar as propriedades das ligas de aço inoxidável. Utilizou-se, para isso, forno de recozimento a 600 °C por uma hora, para diminuir o encruamento original, aliviar as tensões induzidas e melhorar a qualidade final do instrumento de aço inoxidável tornando-o mais resistente à torção na ordem de 30% a 102%, um passo importante para a conscientização dos fabricantes quanto à busca por um acabamento superior.

Glosson et al. (1995) compararam o preparo de canais mesiais em molares inferiores de humanos, utilizando limas de Niti manual (Canal Master U), NiTi movidos a motor (Lightspeed) e limas manuais de aço inoxidável (K Flex).

Concluíram que as limas movidas a motor e manual causam significativamente menos transporte, deixando o canal mais centrado, removendo menos dentina e proporcionando preparos mais redondos do que os realizados pelas limas k.

Esposito e Cunnigham (1995) observaram que, manter o caminho original do conduto, durante a instrumentação, é um desafio, principalmente em canais curvos. O estudo comparou a manutenção da forma original do canal durante a instrumentação, com limas de níquel-titânio acionadas a motor, em relação às de aço inoxidável (K-flex). A manutenção da forma do canal foi determinada sobrepondo-se imagens radiográficas pré e pós-operatórias. As limas de níquel-titânio mantiveram a forma original do canal em todos os casos. A incidência de divergência da forma original do canal durante a instrumentação foi observada, quando se empregaram as limas de aço inoxidável. A diferença entre os grupos de níquel-titânio e aço inoxidável foi estatisticamente significativa para instrumentos acima do número 30.

Zmener e Banegas (1996) compararam as seguintes técnicas de instrumentação: ultrassom com limas tipo k, limas PROFILE – acionadas a motor de alto torque – e limas tipo k manual com movimentos de limagem. Os resultados mostraram que as limas PROFILE proporcionaram canal mais centrado e preparos mais cônicos.

Gambill et al. (1996) utilizaram tomografia computadorizada para avaliar os preparos de canais com instrumentos de níquel-titânio (NiTi), e os compararam com instrumentos de aço inoxidável. Para tanto selecionaram trinta e seis dentes de forma semelhante, separados em três grupos, de acordo com os calibres dos condutos. Os dentes foram submetidos a tomografia computadorizada antes da instrumentação, foram instrumentados por diferentes técnicas, e novamente submetidos à tomografia computadorizada, onde compararam as imagens anteriores às da instrumentação. Os instrumentos de NiTi causaram menos transporte do canal e demonstraram significativa redução do volume de dentina; assim, exigem menos tempo de instrumentação e produzem conduto mais centralizado.

Thompson e Dummer (1997) avaliaram os instrumentos Lightspeed e concluíram que a direção de transporte do canal simulado foi para a parte externa na porção apical; e para a parte interna, na metade da curvatura. Avaliaram também a capacidade do instrumento Mcxim de NiTi movido a motor e relataram que todos os canais exibiram boa conicidade, com boa forma tridimensional. Em 1998, esses autores compararam as alterações promovidas pelas limas Mity 360 e Naviflex, acionadas por sistema rotatório, e concluíram que os dois modelos prepararam canais com alta incidência de ombros, mas não provocaram iatrogenias. Observaram, ainda, a existência de paredes lisas na parte apical em aproximadamente metade dos espécimes e em quase todos os canais nas regiões cervicais. De acordo com os autores, o sistema Profile (Tulsa Dental), fabricado por usinagem, possui conicidade 0,04 ou 0,06 mm/mm. O diâmetro da ponta desses instrumentos aumenta 29% por tamanho, resultando em pontas com os seguintes diâmetros: 0,129; 0,216; 0,36; 0,465; 0,775; 1,0. A velocidade preconizada pelo fabricante no sistema PROFILE varia entre 150-300 rpm. A obstrução do conduto por raspas de dentina e a perda do comprimento de trabalho são difíceis de ocorrer, uma vez que os instrumentos apresentam grande capacidade de remoção de debris. A sensibilidade manual foi considerada boa, mas inferior àquela obtida por meio de instrumentos manuais convencionais. O índice de fratura com tais instrumentos tem sido baixo.

Lopes et al. (1997) avaliaram deslocamentos apicais, em molares inferiores, após a instrumentação do canal radicular com limas manuais K-flexofile, K-flexofile Golden médiums, Nitiflex e Profile 0,04 série 29, acionadas a motor. Os resultados mostraram que os deslocamentos apicais foram nulos com o emprego das limas de níquel-titânio acionadas a motor.

Short et al. (1997) compararam três tipos de limas de NiTi, (Profile 0,04, Lightspeed e Mcxim), utilizadas em sistemas automatizados, em relação às limas manuais Flex-R, quanto ao transporte do canal na região apical. Observaram que os sistemas de NiTi deixam o canal mais centrado que a lima manual de aço inoxidável, sem diferenças significativas entre os sistemas de NiTi em qualquer região do

conduto radicular analisado. A diferença entre a instrumentação manual e o sistema de Niti foi mais pronunciada, através do instrumento de número 40, no preparo apical.

Short et al. (1997) mostraram que não há diferença relevante no preparo do canal entre a instrumentação mecânica com o Quantec 2000 e o Profile 29. Mas o sistema rotatório da série Profile 29 mostrou-se mais eficiente no preparo mecânico desse estudo, pois alcançou os objetivos de preparo com menor número de instrumentos.

Jefrey et al. (1997), ao realizarem comparação entre Profile, Lightspeed e limas manuais de aço inoxidável, mostraram que os aparelhos que envolvem limas de NiTi permanecem mais centralizados e são mais rápidos que as limas de aço inoxidável, proporcionando menos desvio.

Thompson e Dummer (1997) avaliaram a capacidade de modelagem dos instrumentos Profile. 04, em canais simulados. Utilizaram quarenta canais simulados, fabricados em quatro diferentes formas, com diferenciados ângulos e posição de curvatura. Todos foram trabalhados utilizando-se técnica escalonada. Avaliaram a eficiência dos instrumentos em termos de presença de distorções e, pela modelagem, se houve transporte do conduto após a instrumentação. Os resultados demonstraram que não houve distorção, entretanto a maioria dos canais simulados apresentou transporte em direção à parede externa do conduto.

Brayant et al. (1998) avaliaram a capacidade de modelagem dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio Profile taper. 04 em canais simulados. Os autores utilizaram quarenta canais fabricados de quatro formas diferentes, em diferentes angulagens e posições de curvaturas. Foram trabalhados através da técnica de instrumentação coroa-ápice. Observaram o tempo de preparo, se houve ou não bloqueio do conduto, a perda do comprimento de trabalho e a forma tridimensional. Observaram que três instrumentos fraturaram, e outros três apresentaram

deformações, mas nenhum conduto foi bloqueado. Concluíram que os instrumentos de níquel-titânio Profile. 04 proporcionam boa modelagem nos canais simulados.

Thompson e Dummer (1998) avaliaram as intercorrências durante a utilização dos instrumentos Quantec 2000 de NiTi, em 40 canais radiculares simulados curvos, com quatro diferentes formas, em termos de ângulos e posição da curvatura. Foram preparados com instrumentos Quantec 2000 de acordo com a técnica recomendada pelo fabricante. Verificaram a presença de 21 desvios da trajetória original do canal e degraus, 4 perfurações e 3 desgastes excessivos em regiões impróprias para desgastes acentuados. O transporte do canal simulado foi para o lado externo da curvatura, na porção apical; e interno, no início dela. Micrografias eletrônicas dos instrumentos revelaram instrumentos pontiagudos que aparentemente desviaram e criaram defeitos ao longo da parte interna dos canais muito curvos.

Reddy e Hicks (1998) investigaram a quantidade de extrusão de debris usando técnicas de instrumentação manual (lima tipo k) e rotatória (Profile 04, série 29) e concluíram que todas as técnicas produziram extrusão apical de debris, sendo que os movimentos de limagem extruíram significativamente mais que os outros métodos.

Hinrichs et al. (1998) estudaram cem dentes unirradiculares e separaram 30 deles com um único forame apical. Estes foram instrumentados com Profile 0,04 da série 29: para um primeiro grupo, na velocidade de 150 rpm; e o segundo em 350 rpm. Avaliaram o número de fraturas, o tempo de instrumentação e o desgaste realizado após instrumentação. Observou-se que não houve fratura de instrumento. Os resultados indicam que o Profile 04 da série 29, quando utilizado na velocidade de 350 rpm, apresentou menos tempo no ato da instrumentação.

Miranzi (1999) mostrou que a instrumentação de canais radiculares curvos resulta, por vezes, na formação de acidentes e deformações, sem obedecer a nenhuma forma original prévia. Os instrumentos confeccionados em níquel-titânio são propostos em substituição às limas manufaturadas de aço inoxidável na instrumentação de canais com curvaturas severas. Compararam-se as alterações

promovidas em 40 canais radiculares artificiais curvos de aproximadamente 30 graus de acordo com a metodologia proposta por Schneider (1971), após preparo com limas de níquel-titânio manuais Onyx-R, e acionadas a motor, Pow-R, ambas auxiliadas por brocas de Gates-Glidden #1 e #2 na técnica cérvico-apical, preparados os canais no comprimento de trabalho até o instrumento #40. Avaliaram as áreas desgastadas na parte curva, as distâncias desgastadas em 3 níveis, 4, 5 e 11 milímetros, aquém do final apical dos canais simulados, assim como o contorno final do canal para ambos os tipos de lima. As imagens foram sobrepostas, antes e após a instrumentação, e analisadas pelo programa Image Tool. O contorno final mostrou canais mais centrados e regulares, quando executados com limas de níquel-titânio movidas a motor. Concluíram que os preparos manuais desgastam partes específicas dos canais artificiais curvos, denotando transporte e mais tendência a deformações no preparo, em relação aos preparos automatizados.

Blum et al. (1999) avaliaram as áreas de contato nas paredes do canal radicular durante a instrumentação com limas de níquel-titânio automatizadas (Profile. 04 e.06) e a relação existente entre essas áreas e as forças verticais e torques gerados durante o preparo do canal. Após instrumentação pelas técnicas escalonadas ápico-cervicais ou cérvico-apicais, concluíram que o uso de limas Profile. 06 permitiram que 2 a 3 mm da extremidade do instrumento não tocassem as paredes do canal, sem risco de travamento; o que torna mais seguro o preparo. As limas com conicidade 0.04, tocaram a superfície do canal em toda a sua extensão, particularmente em seus 3 mm finais, independentemente da técnica escalonada utilizada.

Favieri et al. (2000) quantificaram os detritos extruídos apicalmente, *in vitro*, após instrumentação de canais por três diferentes técnicas e avaliaram comparativamente a instrumentação manual com a acionada a motor e concluíram que todas as técnicas promoveram extrusão apical de detritos; destaque para a Step-Back que proporcionou quantidade de detritos extruídos via apical significativamente maior, quando comparada com outras técnicas testadas.

Park (2001) avaliou a habilidade para manter a curvatura original do canal, durante a instrumentação. Para tanto, utilizaram 36 canais curvos, simulados e padronizados em blocos de resina acrílica. Foi empregada técnica de instrumentação decrescente, em relação ao diâmetro circular do instrumento; e utilizaram-se instrumentos rotatórios GT, Perfis, e instrumentos de aço inoxidável. Um dispositivo de montagem foi necessário para manter na mesma posição os blocos de resina, submetidos a avaliação fotográfica. A análise de teste de discrepância foi usada para a análise estatística dos dados obtidos. Os canais preparados por meio de um Perfil mantiveram a curvatura original. Os canais preparados com GT mostraram amplificação leve em direção ao lado interno no princípio da curvatura; e os canais preparados com aço inoxidável mostraram alargamento e transporte severo. Concluíram que os canais preparados com GT e Perfis mantiveram a curvatura original em comparação àqueles preparados com aço inoxidável.

Garip e Gunday (2001) utilizaram a tomografia computadorizada para comparar os instrumentos de níquel-titânio, com os de aço inoxidável. Realizaram oito simulações de instrumentação, durante os quais os condutos apresentaram curvaturas entre 20 e 30 graus. Após a instrumentação, realizaram secções de corte nos condutos preparados, e, por meio de tomografia computadorizada, analisaram o desgaste da instrumentação, perante o diâmetro circular do preparo. Concluíram que os instrumentos de NiTi promoveram preparos com adequado alargamento, com menos transporte e melhor diâmetro circular de raio.

Leonardo e Leonardo (2002) já chamavam a atenção para os princípios que regem a aplicação das limas de níquel-titânio, quando acionadas a motor, principalmente no fato de não pressionar o instrumento no sentido apical.

Batista (2002) avaliou comparativamente a efetividade do preparo do canal radicular, realizado manualmente, com o realizado pelo sistema automatizado de rotação alternada, com diferentes instrumentos. Verificou que ambas as técnicas mostraram-se eficientes para o preparo do canal radicular, observou também que a técnica manual despende menos tempo de preparo em relação à técnica

automatizada com rotação alternada Endo-Gripper, independentemente do tipo de instrumento utilizado.

Goulart (2002) avaliou a distorção da curvatura apical de canais simulados, preparados por duas técnicas de instrumentação, com a superposição de imagens fotográficas; concluiu não haver diferença estatística significativa entre os valores das áreas desgastadas, no lado externo da curvatura, ao longo dos 11 mm de curvatura, ao comparar as duas técnicas de instrumentação. Entretanto as distâncias desgastadas no nível de 4 mm, na porção apical, foram maiores na técnica ápico-cervical.

Camargo et al. (2002) avaliaram a eficácia da instrumentação rotatória em canais radiculares artificiais e curvos. Utilizaram as técnicas recomendadas pelos fabricantes de cada sistema e avaliaram a eficácia dos instrumentos em promover deformações nos condutos radiculares. Concluíram que as deformações não foram detectadas de forma significativa ao nível de 5,7 e 12 mm, entretanto aos 3 mm do ápice observaram dois grupos (III e I), os que mais deformaram os canais simulados e os que mais ampliaram os condutos. Também observaram aos 16mm nos grupos I, IV, III e II, as maiores ampliações e as maiores deformações. Nenhum dos grupos foi efetivo no completo preparo e alargamento dos canais radiculares curvos simulados.

Deonizio et al. (2002) analisaram a quantidade de material sólido extruído além do forame apical, valendo-se dos instrumentos rotatórios K3 e Profile, durante o preparo químico-cirúrgico dos canais radiculares. Verificaram que, tanto a técnica coroa-ápice, quanto à de variação de conicidade, provocam extrusão de material sólido, além do forame apical, com diferença estatisticamente significativa, e que a técnica coroa-ápice mostra-se mais eficiente para prevenir a extrusão apical.

Fariniuk et al. (2011) avaliaram a eficiência dos instrumentos rotatórios ProFile, GT, ProTaper, Race e K3 comparados com limas K para a remoção do material obturador durante o retratamento. Sessenta pré-molares inferiores foram instrumentados com o sistema rotatório GT e obturados usando a técnica de

compactação termomecânica de guta-percha com cimento AH Plus. Os dentes foram divididos aleatoriamente em seis grupos de dez espécimes cada. As raízes foram seccionadas longitudinalmente, imagens digitais foram criadas através de um scanner, e as áreas de remanescentes de material foram medidas usando o programa Image Tool 1.21. Os resultados indicaram que o GT deixou significativamente menos material remanescente ($1,18 \pm 1,47$) do que os instrumentos manuais ($3,70 \pm 3,16$) e os instrumentos Hero ($2,99 \pm 2,58$) ($p < 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre as outras técnicas ProFile ($1,99 \pm 2,66$), ProTaper ($2,00 \pm 1,99$) e K3 ($2,71 \pm 2,87$) quando comparadas com o GT. Como conclusão, GT, ProFile, ProTaper e K3 foram revelados como mais efetivos em remover a guta-percha do que os instrumentos manuais e os instrumentos Hero.

Çelik et al. (2013) compararam in vitro, os preparos realizadas usando GT Series X e sistemas rotatórios Twisted File, Revo-S, Mtwo e sistemas ProTaper Universal, fabricados diretamente de nitinol convencional e aço inoxidável, com instrumentos K-Flexofile, através de canais radiculares méso-vestibulares de 140 primeiros molares permanentes superiores, que tinham entre 30 a 40 graus de ângulo de curvatura e 4 a 9 mm de raio de curvatura do canal radicular. A avaliação foi realizada com modificação de técnica de dupla radiografia digital. Os autores concluíram que o sistema GT Series X e o sistema Twisted File resultaram em transporte mínimo do canal, semelhante aos sistemas Revo-S, Mtwo, e ProTaper Universal, sistemas rotatórios fabricados por métodos tradicionais.

Zhao et al. (2013) avaliaram – através do volume do canal do molar – as propriedades dos sistemas: CM HyFlex, instrumentos fabricados por torção (TF), e K3 rotatórios de níquel-titânio. Para tanto utilizaram a microtomografia computadorizada, em primeiros molares superiores. Num total de 36 canais radiculares méso-vestibulares de primeiros molares foram preparados com HyFlex CM, TF, ou K3. A Microtomografia computadorizada foi usada para escanear as amostras, antes e após instrumentação. O volume do canal não tratado, o volume de dentina removida após o tratamento e a quantidade de volume após a preparação foram avaliados. Os autores concluíram que os instrumentos, HyFlex e instrumentos

TF para curvaturas de raiz, em primeiros molares superiores seriam os mais indicados em relação aos outros sistemas analisados

2.2 Características dos instrumentos rotatórios

Camps et al. (1995) procuraram avaliar a relação existente entre o diâmetro da lima e sua rigidez, comparando três tipos de instrumentos de níquel-titânio, com secções transversais distintas: triangular, quadrangular e triangular modificada. Concluíram haver diferença significativa com relação ao torque para curvamento a 45° entre os três grupos. Nessa análise, as limas de secção quadrangular apresentam maiores valores, seguidas pelas de secção triangular e, posteriormente, pelas de secção triangular modificada. Demonstram haver relação entre diâmetro do instrumento e sua dureza.

Camps et al. (1995) avaliaram a dureza e a resistência à fratura entre quatro marcas comerciais de instrumentos endodônticos de níquel-titânio, seguindo a especificação n.28 da ADA. Concluíram que os instrumentos de níquel-titânio atingiram – e até ultrapassaram – os limites estabelecidos pela normativa para sua rigidez e deflexão angular no momento de fratura. Apresentaram ângulo de deformação permanente nulo, e flexibilidade cinco a seis vezes maiores que as limas de aço inoxidável.

Kazemi et al. (1996) avaliaram a eficiência do corte e o desgaste de instrumentos, sendo oito tipos de instrumentos com diferentes tipos de ligas de várias marcas: Hedstroen ultra-Flex, K, Mity Hedstroen, Mity K, Mity Turbo, Hedstroen Naviflex NT, Nitiflex, e Hyflex X-fíle. Os testes foram realizados por meio de desgaste em blocos de dentina. De cada marca foram utilizadas trinta limas. Considerando as variações das diferentes marcas, a melhor lima em relação à habilidade de remover dentina foi a da marca Hyflex-X; e a que apresentou pior desempenho foi a da marca Mity Turbo. Comparados os resultados com os de outros estudos, em relação às ligas de aço inoxidável, os autores concluíram que os

instrumentos de níquel-titânio são tão bons quanto os de aço inoxidável em remover dentina, porém com menos perda da capacidade de corte.

Conforme estudos realizados por Mc Spaddem (1996), o Quantec 2000, emprega instrumentos de níquel-titânio acionados a motor em baixa velocidade, cerca de 340 rpm. Propicia instrumentação rápida e não empurra os detritos para o periápice. Tal ação decorre do formato helicoidal e também do ângulo das aspirais de suas limas. Prepara o canal sem necessitar de instrumentos manuais. O autor não encontrou diferença estatística significativa no desgaste do instrumento, bem como entre os instrumentos, com ponta ativa e os sem ponta ativa, isto é, com ou sem corte na guia de penetração. Por outro lado, a maior conicidade do primeiro instrumento alarga mais a porção cervical do canal, permitindo que os instrumentos que atuam na curvatura trabalhem mais livremente. Ressalta o autor que as vantagens desse sistema são: minimizar o transporte do canal, eliminar a formação do pulga dentinário, abrandar o estresse do instrumento; promover rápida remoção dos debris; possibilitar sensibilidade tátil suave e reduzir o tempo do preparo, bem como a fadiga do profissional.

Gabel et al. (1999) avaliaram o efeito da velocidade de rotação nas limas de níquel-titânio rotatórias quanto à distorção e fratura. Quarenta molares extraídos de humanos foram preparados utilizando-se limas Profile (Dentsply Tulsa Dental Products, Tulsa, OK) ISO 0,04. As velocidades empregadas foram 166,67 rpm e 333,33 rpm. Os instrumentos foram estudados após distorções e fraturas dos fragmentos. Os resultados apresentaram diferença estatisticamente relevante e indicaram que as distorções e as fraturas são 4 vezes mais propensas a acontecer quando se utiliza a velocidade de 333,33 rpm, comparada com 166,67 rpm.

Pessoa et al. (2000) avaliaram a resistência à torção de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor, quando da variação do diâmetro de sua extremidade ativa. Foram utilizadas 30 limas Quantec Flare de conicidade 0,10, com 17 mm de comprimento, divididas em 2 grupos. No grupo I, os instrumentos testados não sofreram nenhuma adaptação, ao passo que no grupo II, foi removido 1 mm da sua parte ativa, o que proporcionou a mudança do seu

diâmetro original para d1 – de 0,25 para 0,35 mm. Os ensaios foram realizados com o auxílio de um suporte metálico, o qual permitiu manter o micromotor bem posicionado, como também apreender a extremidade da lima a ser testada. O acionamento do micromotor foi realizado por meio de motor elétrico de velocidade constante e aumento gradativo de torque. Um torquímetro acoplado ao suporte metálico aferiu o torque máximo que cada instrumento suportava antes de fraturar. Os resultados mostraram mais resistência dos instrumentos que tiveram sua extremidade modificada, o que permitiu concluir que o aumento do diâmetro para d1 das limas Quantec Flare proporciona mais resistência à torção, se comparadas às limas de diâmetro original.

Alves e Salgado (2000) avaliaram, *in vitro*, a eficiência do preparo do canal radicular, para o que empregaram instrumentos de aço inoxidável, pela técnica de ROANE e compararam com instrumentos acionados a motor. Para tanto utilizaram trinta raízes mesio vestibular de molar inferior e avaliaram – pelo método da plataforma radiográfica – a forma original do conduto radicular na porção apical e concluíram que nenhum dos grupos apresentou a manutenção da forma original do forame, entretanto nos locais em que a técnica de ROANE foi aplicada, observaram percentual de desvio mais elevado.

Shimabuko (2000) avaliaram a resistência à fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio, por meio de ensaios de torção, determinando qual intensidade de força pode-se imprimir à lima, sem risco de acidentes. Idealizou-se um aparato que permitiu manter fixo o conjunto micro-motor/contra-ângulo redutor, eliminando a necessidade de apreensão manual durante a realização dos ensaios, os quais foram divididos em: 1) rígido, com os 3 mm finais do instrumento fixados entre as garras de uma morsa; 2) elástico, com fixação dos 3 mm finais da parte ativa, junto a um torquímetro, permitindo giro do instrumento até determinado limite de resistência gerada pela mola no interior do torquímetro. O sistema foi acoplado a motor elétrico, gerando torques crescentes a partir de 0,0 N até a fratura do instrumento. Utilizaram-se instrumentos Quantec de 21 mm com conicidade de 0.04 mm/mm e 0,06 mm/mm.

Durante o ensaio rígido o valor de torque médio observado, no momento de fratura, para os instrumentos de conicidade 0,04 foi de 2,00 N\cm; e, para os instrumentos de conicidade 0,06 foi de 3,08 N\cm. Durante os ensaios elásticos, os valores médios encontrados foram: 1,61 N\cm para conicidade 0,04; e 2,48 para conicidade 0,06. A resistência à torção das limas Quantec com conicidade 0,04 foi estatisticamente menor em relação às limas Quantec com conicidade 0,06, independentemente do sistema de fixação da ponta. Houve diferença estatística relevante entre os testes, rígido e elástico, independentemente da conicidade do instrumento. Instrumentos rotatórios de maior conicidade tendem a apresentar mais resistência à torção, quando comparados aos de menor conicidade, mesmo se considerado o comprimento da parte ativa e o diâmetro inicial d1.

Kazemi et al. (2000) realizaram testes mecânicos em instrumentos de aço inoxidável e níquel-titânio. Os resultados indicaram que o momento torsional dos instrumentos de aço inoxidável é significativamente mais alto do que para o níquel-titânio; se considerada a média da deflexão angular, os instrumentos de níquel-titânio apresentam resultados mais altos. O valor médio em curvatura para os instrumentos de níquel-titânio foi significativamente mais baixo que o valor médio obtido para os de aço inoxidável.

Dietz et al. (2000) empregaram instrumentos de níquel-titânio de 0.04-rotativos, em velocidades rotacionais diferentes, em canais simulados de tamanho e raio idênticos para cada grupo. Os canais tiveram raio de curvatura de 5 mm, equivalente na largura para o diâmetro de d1 do instrumento 0.04 de Perfil e de números 3, 4 e 5 e foram testados em 150, 250 e 350 rpm, por um contra-ângulo elétrico montado e configurado para empregar velocidade descendente constante de 5 mm/min. A quantidade da penetração do instrumento no canal bovino foi medida em graus e verificada radiograficamente. Os resultados indicaram que existe diferença significativa para todos os tamanhos de instrumentos na extensão de penetração no momento da quebra. No alcance de rotação entre 150 e 350 rpm a maior extensão de penetração com mais segurança ocorreu em 150 rpm. Esse estudo concluiu que, em instrumentos de conicidade 0.04 de níquel-titânio, as

fraturas serão menos prováveis, se os instrumentos forem girados em velocidades mais baixas.

Rapisarda et al. (2000) verificaram se o tratamento das superfícies dos instrumentos cortantes influenciava na resistência dos instrumentos de níquel-titânio (NiTi). Algumas amostras experimentais foram expostas à implantação iônica de 150 keV de íons de nitrogênio e doses de 1×10^{17} íons por centímetro quadrado. Outras amostras foram submetidas em processos térmicos, expostas por 480 min a específica temperatura. As amostras de controle não foram expostas. A composição química das camadas da superfície de cada amostra foi determinada por meio de alta tecnologia radiográfica. A eficiência do corte foi devidamente monitorada. Os resultados mostraram as distribuições detalhadas da composição química, diferente daquela vista no grupo de controle, chegando-se à conclusão de que, tanto o processo térmico, quanto o tratamento de implantação de íons de nitrogênio, nos instrumentos de níquel-titânio, produziram maior valor – em relação à resistência – e mais capacidade cortante do que os valores apresentados pelo grupo de controle.

Kuhn et al. (2001) investigaram as causas das fraturas com instrumentos de níquel-titânio. Os resultados foram baseados em investigações das microestruturas das ligas de níquel-titânio, utilizando-se Raios-X, microscópio de varredura e testes. Os instrumentos endodônticos apresentaram alta possibilidade de defeitos na estrutura. O teste de Microdureza Vickers confirmou essas observações. As Radiografias sugerem a existência de linhas estendidas, típicas de torção. O estado da superfície do instrumento endodôntico, observado no microscópio de varredura, é fator importante em relação a defeito na própria fabricação e também na iniciação de fratura.

Lopes et al. (2001) compararam os desempenhos das limas endodônticas de aço inoxidável fabricadas por torção (Flexo File e Flex. R) com as limas fabricadas por usinagem do tipo NiTi (Nitiflex), quando submetidas a ensaios de torção à direita e à esquerda. Os resultados obtidos indicaram que o ângulo de torção máxima até a fratura foi mais à direita do que à esquerda. A análise estatística dos resultados mostrou que os instrumentos de aço inoxidável, fabricados por torção, sofreram

maior rotação à direita; e os de NiTi, à esquerda. O torque máximo até a fratura não apresentou diferença estatística significativa entre os instrumentos avaliados.

Tygesen et al. (2001) avaliaram se existe diferença em relação à distorção entre níquel-titânio, Perfil 0.04 ISO e NITI Pow-R 0.04 ISO. Para este estudo, foram utilizadas 30 pessoas diferentes, 60 raízes (mesial), selecionadas nos primeiros molares inferiores, escolhidos com o ângulo de curvatura aproximado de cinco graus. Os instrumentos foram avaliados por microscopia. Observou-se que não existe diferença significativa no incidente de distorção entre os dois sistemas.

Bortnick et al. (2001) analisaram dois tipos de peça de mão (ar-dirigido e elétrico), com o propósito de determinar se existe diferença na utilização de diferentes motores. Para tanto selecionaram molares humanos, *in vitro*, que foram instrumentados com sistema rotatório de níquel-titânio com conicidade 0.04 (Dentsply Tulsa Dental Products, Tulsa). Os dentes escolhidos para esse estudo ajustaram-se aos seguintes critérios: cárie mínima, curvatura de quaisquer raízes não maior do que 60 graus e pelo menos uma raiz com um mínimo de curvatura de 30 graus. O motor ar-dirigido foi usado a 167.67 rpm de velocidade; e o elétrico, a 150 rpm por recomendação dos fabricantes. Esse estudo concluiu que não existe nenhuma diferença significativa entre as peças de mão comparadas.

Daugherty et al. (2001) instrumentaram dois grupos de dentes, com Perfil. 04 respectivos da série 29 com o objetivo de verificar ocorrência de fraturas a deformação. Selecionaram-se, assim, 30 molares, superiores e inferiores. O grupo dos superiores foi instrumentado com 150 rpm de velocidade, enquanto o outro grupo foi submetido a 350 rpm. Para cada dente registrou-se o respectivo tempo. Observou-se que não houve fraturas de instrumentos. No grupo dos superiores, a taxa de deformação média foi de 1.1 no tempo de 8.0 min por molar. No outro grupo, essa taxa foi 0.57 em 4.6 min por molar. Tais diferenças foram consideradas estatisticamente irrelevantes. Os resultados indicaram que o Perfil. 04 da série 29, quando usado a 350 rpm tem eficiência dobrada. Entretanto, a taxa de deformação é maior na velocidade de 150 rpm. Por não ter havido nenhuma fratura nos instrumentos, as velocidades foram consideradas seguras.

Costa (2002) empregou o processo de implantação iônica de nitrogênio na dosagem de $2,5 \times 10^{17}$ íons/cm² valendo-se de um acelerador com energia de 200 Kev, por 6 horas com intensidade de corrente de $10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ a 130 °C em vácuo de $1,0 \times 10^{-7}$ Torr, em instrumentos rotatórios de níquel-titânio número 40 da marca Quantec®. Suas conclusões afirmaram que os instrumentos implantados tiveram incremento na resistência à torção da ordem de 57% e à corrosão em 46%, quando comparados com instrumentos submetidos às mesmas condições experimentais sem terem passado pelo processo de implantação.

Pereira et al. (2002) avaliaram a duração do tempo para ocorrer fratura por flexão em rotação de limas endodônticas de NiTi acionadas a motor. Utilizaram, para tanto, os sistemas Profile e K3, em canais com dupla curvatura. Avaliaram também a distância do ponto de fratura até a extremidade do instrumento e as características morfológicas da superfície de fratura utilizando o microscópio eletrônico de varredura. Concluíram que, para a ocorrência de fratura, os instrumentos apresentaram tempo que variou entre 2 minutos e 53 segundos a 6 minutos e 6 segundos, de acordo com o tipo de instrumento empregado, e as limas K3 exibiram tempo de uso significativamente maior que as Profiles; além disso, observaram que a maior tensão ocorre próxima ao ponto final da parte ativa dos instrumentos. A análise, através do microscópio eletrônico de varredura, revelou que as hélices dos instrumentos, junto ao ponto de fratura, não apresentaram deformação plástica, e que as superfícies de fratura dos instrumentos apresentaram características morfológicas de fratura do tipo dúctil.

Carezzato (2002) avaliou a resistência à fratura dos instrumentos Nitiflex e Flexofile, em preparos de canais artificiais com curvatura de 30°, quando submetidos à torção e avaliados através de aparelho que mede quantas voltas o instrumento realizava antes de fraturar-se, e constatou que os instrumentos Flexofile apresentam mais resistência a torção que os instrumentos Nitiflex, embora estes demonstrem mais resistência no instrumento de maior calibre, ao contrário dos Flexofile - menos resistentes nos instrumentos de maior calibre.

Carmo et al. (2002) estudaram a ocorrência de fratura por torção em instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor e concluíram que o ângulo de torção máximo de fratura para instrumentos de número idêntico foi significativamente maior para os instrumentos Profile de número 25 e 35, sem diferença estatística para os números 15 e 45, de ambos os grupos. Entretanto, o torque máximo de fratura para os instrumentos de número idêntico foi significativamente maior para os instrumentos Profile de números 35 e 45. Já no sistema Pow R. O número 25, não houve diferença estatística relevante para os instrumentos de número 15, de ambos os grupos. Já o ângulo de torção máximo de fratura não foi influenciado pelo aumento do diâmetro nominal do instrumento. O torque máximo de fratura aumentou com a elevação do diâmetro nominal (número), do instrumento. A fratura ocorreu no local da imobilização da ponta do instrumento rotatório.

Santos (2003) testou o tratamento por implantação de íons nitrogênio, durante a qual avaliou o efeito na flexibilidade de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Observou que não houve diferença estatisticamente significante na carga necessária à flexão de 30 graus entre as limas implantadas e não implantadas. Salientou que o processo não interferiu na flexão do instrumento.

Booth et al. (2003) compararam qual o torque requerido para fraturar três diferentes instrumentos rotatórios, empregados no mesmo grau de curvatura em canais simulados, com a extremidade da ponta fixa em seus 2 mm finais. Verificaram que os instrumentos de conicidades 0,04 da série 29 quebraram com menos torque em comparação às limas de conicidade 0,06 iso. Os testes estatísticos mostraram também que os instrumentos de conicidades menores fraturaram com menos torque, quando empregados em curvaturas mais agudas no canal.

Berutti et al. (2003) realizaram análise comparativa de torção e de estresse e utilizaram modelos matemáticos para avaliar dois instrumentos rotatórios de níquel-titânio: Pro Taper e o Profile. Compararam a resistência e a elasticidade, para o que utilizaram metodologia a partir da qual analisaram o comportamento mecânico linear da liga. Concluíram que o sistema Profile é mais elástico que o sistema Pro Taper; o

qual, entretanto, mostrou-se com nível de estresse menor e mais bem distribuído que o Profile.

Kuçukay et al. (2003) avaliaram através de radiografias o efeito da velocidade de rotação no preparo do canal, em 60 raízes divididas em 3 grupos, com o sistema rotatório HERO 642, em: 300, 400 e 600 rpm. Concluíram em todos os grupos que não houve nenhum efeito considerável radiograficamente nas imagens das curvaturas dos canais instrumentados e relatam ainda não haver nenhuma ruptura de lima.

Ankrum et al. (2004) compararam os sistemas K3 endo, Protaper e Profile em relação a fratura, quando esses instrumentos são submetidos à instrumentação, *in vitro*, de raízes severamente curvas (entre 40 a 75 graus). Não houve nenhuma diferença estatística significativa, quando comparados os três grupos. Os resultados demonstraram que os três sistemas rotatórios não são significativamente diferentes no que diz respeito à fratura. Observaram diferenças estatísticas, quando se comparou o grupo do Profile com o grupo do Protaper, no que diz respeito à distorção; bem como não havia diferença significativa entre o K3 endo comparado a cada um dos demais.

Berutti et al. (2004) avaliaram a influência do preparo manual e do torque em relação à taxa de fraturas dos instrumentos rotatórios do sistema Protaper. Concluíram que o preparo manual com a intenção de criar acesso para a ponta do instrumento rotatório é de grande valia para reduzir a taxa de fraturas. Observaram também que todos os instrumentos trabalharam melhor num torque elevado.

Almeida (2008) analisaram as falhas de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi em odontologia, abrangendo os sistemas Protaper e Profile usaram algumas limas com falhas em serviço, e ensaios de fadiga de limas sem uso, por flexão rotativa, visando à obtenção de referenciais de micromecanismos de fratura. Utilizaram análise química por Espectrometria de Fluorescência de raios x e por Difração de raios x, metalográfica, por microscopia óptica, e fractográfica, por microscopia eletrônica de varredura, e ensaios de microdureza e de fadiga, por

flexão rotativa, nos dois tipos de limas. Concluíram que a falha das limas analisadas foi por fadiga.

Borin et al. (2008) analisaram o efeito do processo de esterilização sobre a capacidade de corte dos instrumentos endodônticos rotatórios Protaper. Utilizaram canais simulados e 6 caixas do sistema Protaper. Os resultados demonstraram que os instrumentos do grupo B apresentaram mais eficiência em relação ao corte do que os instrumentos do grupo A, entretanto não houve diferença estatística significativa.

Bonetti Filho et al. (2009) avaliaram a resistência à fratura por torção de limas rotatórias de níquel-titânio com diferentes diâmetros e conicidades. Utilizaram instrumentos Profile, nos diâmetros de 15 a 40 e nas conicidades 0,04 e 0,06. Para obtenção dos resultados utilizaram o teste da regressão múltipla para a qual estabeleceram uma equação relacionando o torque máximo em função de diâmetro e conicidade. Concluíram que o aumento desses parâmetros promoveu ampliação da resistência a fratura por torção.

Yum et al. (2011) compararam resistência à torção, ângulo de distorção e resistência em teste de vários instrumentos de níquel-titânio (NiTi), todos com o mesmo diâmetro em D5. Utilizaram, para tanto, um bloco de montagem de metal com buraco cúbico calculado, em que 5 mm da ponta da lima foi rigidamente presa com resina composta. Os sistemas foram submetidos ao sentido horário de rotação, em 2 rpm, avaliados em aparelho de torção. A distorção angular e o torque foram monitorados até que o sistema fraturasse. Os dados foram comparados estatisticamente para a produtividade e a resistência. Os resultados: TF apresentava força de rendimento significativamente inferior em relação aos outros sistemas. Enquanto Mtwo apresentou o maior resultado; Profile mostrou maior ângulo de distorções na ruptura, seguido por TF. Profile também apresentou o maior valor de dureza, enquanto FT e RaCe apresentaram valor menor de resistência em relação aos demais ($P < 0,05$). A fractografia revelou padrão típico de fratura torcional de todas as marcas, caracterizado por marcas de abrasão circulares e ondulações inclinadas próximas do centro de rotação. Os autores concluíram que, em virtude

das limitações daquele estudo, os cinco sistemas de NiTi testados apresentaram comportamento mecânico semelhante, sob carga de torção, com período de deformação plástica, antes da ruptura de torção real, mas com força desigual ao valor da dureza.

Santos et al. (2012) avaliaram o efeito da implantação de íons de nitrogênio na flexibilidade dos instrumentos rotatórios de NiTi. Para isso trinta instrumentos K3 de tamanho nº 40, conicidade 0,02 e 25 mm de comprimento, foram distribuídos em dois grupos: grupo A, 15 instrumentos expostos à implantação de íons de nitrogênio na dose de $2,5 \cdot 10^{17}$ íons/cm², tensão de 200 KeV, a densidade de corrente 1 mA/cm², a temperatura 130°C, e às condições de vácuo de 10^{-6} mmHg, durante 6 horas; e grupo B, 15 instrumentos não implantados. Um instrumento extra foi utilizado para controle do processo. Todos os instrumentos foram submetidos a testes de dobrar em troprômetro modificado, com a medição da carga necessária para a flexão de um ângulo de 30 graus. Os autores concluíram que a carga média necessária para dobrar instrumentos em 30 graus de ângulo foi de 376,26g para instrumentos implantados, e 383,78g, para instrumentos não implantados. Demonstraram, então, que a implantação de íons de nitrogênio não tem qualquer efeito sobre a flexibilidade dos instrumentos de NiTi.

Bouska et al. (2012) compararam a resistência à fadiga cíclica de novos instrumentos rotatórios, Vortex perfil (PV; Denstply, Especialidades Tulsa Dental, Tulsa,) tamanho 30, com instrumentos de mesmo tamanho de outras marcas populares. Instrumentos: (TF; Especialidades Sybron Dental, Orange, CA), Profile, (PF; Especialidades Denstply Tulsa Dental, Tulsa,), GTX (GTX, Especialidades Denstply Tulsa Dental), e EndoSequence (ES; Brasseler, Savannah , GA). Para tanto, selecionaram o mesmo tamanho 30 e a mesma conicidade de .06-mm/mm, utilizados até a fratura, em canal simulado, conforme recomendação de velocidade e torque, indicada pelo fabricante. Os autores concluíram que as diferenças, entre as marcas de instrumentos, podem decorrer do processo de fabricação diferente ou por diferenças na estrutura do instrumento; entretanto, com base em modelo de canal simulado, os instrumentos (PV, TF, e GTX) parecem oferecer mais resistência à fadiga cíclica, em relação aos instrumentos ES e PF.

Hashem et al. (2012) avaliaram e compararam o efeito de quatro sistemas rotatórios de NiTi: Revo-S (RS; Micro-Mega, Besançon Cedex, França), Twisted file - TF (SybronEndo, Amersfoort, Holanda); ProFile GT Série X (GTX; Dentsply, Tulsa Especialidades Odontológicas, Tulsa, OK); e Protaper (PT; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), em relação a mudanças volumétricas e possibilidade de transporte de canais radiculares curvos. Para tanto, foram utilizados, quarenta canais méso-vestibulares de molares inferiores com ângulo de curvatura que variou entre 25 e 40 graus, divididos de acordo com o instrumento utilizado no preparo do canal em 4 grupos (RS, TF, GTX, e PT) de 10 amostras cada. Os canais foram digitalizados com i-CAT CBCT scanner (*Imaging Science International*, Hatfield, PA) antes e após o preparo para avaliar mudanças volumétricas. Os autores concluíram que o sistema TF mostrou habilidade e desempenho superior em canais curvos. Revo-S e GTX foram melhores do que Protaper.

Al-Sudani et al. (2012) testaram a resistência à fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi com dupla curvatura (em forma de S) de canais artificiais. Compararam esses resultados, em canais artificiais, com única curvatura. Foram testados dois sistemas de NiTi endodônticos de tamanhos idênticos (conicidade 0,06 e 0,25 de diâmetro constante de ponta): Profile e instrumentos Vortex. Dez instrumentos de cada tipo foram submetidos a teste de fratura em movimento rotatório contínuo a 300 rpm; o número de ciclos até à falha (NCF) foi calculada para o número inteiro mais próximo, e o comprimento do fragmento fraturado foi medido em milímetros. De acordo com os autores, independentemente das diferenças entre os instrumentos utilizados naquele estudo, os resultados sugerem que, quanto mais complexo é o canal, mais adversos são os efeitos na resistência à fadiga dos instrumentos.

Wycoff e Berzins (2012) compararam as características do estresse torcional de limas twisted (TFS; SybronEndo, Orange, CA) com 2 sistemas com uma secção transversal semelhante: EndoSequence (Brasseler EUA, Savannah, GA) e Vortex (DENTSPLY Tulsa Dental, Tulsa). Utilizaram 20 instrumentos de cada tipo 25/.06 e 30/.06. Avaliaram a resistência à torção, através da medição do binário, em gramas

por centímetro e o ângulo de rotação. Os instrumentos fraturados foram examinados em microscópio eletrônico de varredura. Os três tipos de instrumentos mostraram uma diferença estatisticamente significativa tanto na tensão máxima de torção e também no ângulo de rotação antes da fratura. As novas técnicas, utilizadas na fabricação das TFs, não as tornam mais resistentes à torção, em comparação com instrumentos endodônticos com secção transversal semelhante.

Bhagabath et al. (2012) realizaram análise *in vitro* em relação a fadiga cíclica de diferentes instrumentos rotatórios de NiTi. Os autores compararam o sistema Twisted File com três sistemas de fabricação tradicional para determinar se as alterações no processo de fabricação melhoram a resistência. Para tanto, quatro sistemas rotatórios foram avaliados: (1) Profile (PF), (2) Mtwo (3), K3, e (4) TF, todos foram testados em canais artificiais com 45 e 90 graus de ângulo de curvatura. Dez instrumentos de cada um dos 4 sistemas foram testados, todos os instrumentos tinham tamanho idêntico e mesma conicidade (25/.06). Os autores concluíram que o sistema TF apresentou o maior número médio de ciclos até a fratura. Nas condições desse trabalho, o tamanho .06/0.25 TF foi significativamente mais resistente à fadiga do que os outros três sistemas avaliados.

Ehrhardt et al. (2012) avaliaram a incidência de separação de instrumentos Mtwo durante a preparação dos molares mandibulares e maxilares e pré-molares, que foi precedida por alargamento cervical. Num total de 556 tratamentos realizados por seis endodontistas, após a calibração. Alargamento cervical e exploração com instrumentos foram realizados antes de utilizarem os sistemas rotatórios. Os canais foram negociados com instrumentos manuais tipo K. Nos terços cervical e médio foram preparados com instrumentos manuais e brocas Gates-Glidden. A irrigação foi realizada com 2 mL de NaOCl a 2,5% depois de cada instrumento. O comprimento de trabalho foi estabelecido, e o terço apical foi preparado com Flexofiles até a lima #15 até atingir o comprimento de trabalho. O sistema Mtwo foi utilizado a seguir, conforme as recomendações do fabricante, e descartado depois do uso em 5 dentes. Fraturas e taxas de deformação foram de 1,98% e 28,78%, respectivamente. Dez das fraturas totais observadas ocorreram com o instrumento 10.04 (90,01%) e uma com o instrumento 15.05 (9,09%). De acordo com os autores, o uso de

instrumentos rotatórios Mtwo, precedidos por pré-alargamento cervical com instrumentos manuais e brocas Gates-Glidden, fornece incidência baixa de fratura.

Gambarini et al. (2012) avaliaram a resistência à fratura cíclica de instrumentos de níquel-titânio (K3XF), em movimento recíprocante em vários ângulos: 90 graus e retrocede 30 graus; 150 graus e retrocede 30 graus; 210 graus e retrocede 30 graus; e 390 graus e retrocede 30 graus. Os autores utilizaram cinquenta instrumentos K3XF, tamanho 40 e conicidade 0,06. Os instrumentos foram divididos aleatoriamente em 5 grupos (10 instrumentos em cada grupo seção). Todos os instrumentos foram submetidos a testes de fadiga cíclica. Instrumentos em grupos 1-4 foram testados por meio de diferentes movimentos recíprocantes, enquanto os instrumentos do grupo 5 (grupo controle) foram utilizados em rotação contínua. Todos os instrumentos foram utilizados até a ocorrência da fratura. O tempo para fratura foi gravado, e os dados foram estatisticamente analisados. Os autores concluíram que a cinemática do movimento (movimentos alternativos em ângulos diferentes) teve influência significativa sobre a fadiga cíclica nos instrumentos testados de níquel-titânio.

Versluis et al. (2012) avaliaram como a geometria e a seção transversal afeta a rigidez a flexão e tensões, através de modelos de elementos finitos de instrumentos rotatórios com 4 tipos de seções transversais geométricas (triângulo, delgado-retângulo, retângulo, quadrado) e 3 posições (5, 10, 15). Foram criados modelos de níquel-titânio, todos com o mesmo comprimento, conicidade e um raio externo periférico; área de seção transversal. O eixo de rotação foi fixado axialmente, enquanto a ponta foi deflecionada em 5 mm. Resistência à flexão e máximos de tensões foram calculados. De acordo com os autores, sob a mesma deflexão ponta (simulando curvatura do canal), a resistência à flexão e ao estresse relacionado com o centro da área, existe um crescente aumento da rigidez nessas tensões.

Ha et al. (2013) investigaram se a resistência à torção e à fadiga cíclica seria melhorada pelo tratamento térmico R-fase, usando os instrumentos com idênticas características geométricas. Para tanto, utilizaram os sistemas rotatórios K3XF e K3

com tamanhos de 30/.04 e 30/.06 (n = 10 por grupo). Para determinar a resistência à torção foram avaliados: carga de torção e ângulo de distorção e o ponto de fratura. Depois dos testes de torção e de fadiga cíclica, todos os fragmentos fraturados foram observados em microscópio eletrônico de varredura para avaliar as características topográficas das superfícies fraturadas. Os autores concluíram que os instrumentos tratados termicamente K3XF apresentaram mais resistência à fadiga cíclica, sem redução da força de torção.

2.3 Características dos instrumentos reciprocantes

Bürklein e Schäfer (2012) avaliaram a quantidade de debris extruídos apicalmente, usando instrumentos rotatórios e os reciprocantes. Para tanto, utilizaram oitenta incisivos centrais superiores humanos, divididos em 4 grupos aleatórios (n=20 dentes por grupo), os canais foram instrumentados de acordo com o fabricante, utilizando o sistema Reciproc, o WaveOne, o Mtwo e o Protaper. Como irrigante utilizaram água bidestilada; os detritos foram recolhidos e pesados pelo método de Myers e Montgomery. Após a secagem, o peso médio dos detritos foi avaliado. Concluíram que todos os sistemas causaram a extrusão dos debris, e destacam o fato de que a sequência completa dos rotatórios, sem utilização de movimento recíprocante, causou menos debris que os reciprocantes.

Plotino et al. (2012) avaliaram a fadiga cíclica dos sistemas Reciproc em comparação ao WaveOne, e utilizaram canais simulados, em dois grupos de 15 instrumentos de tamanho idênticos ponta 0,25mm. O teste foi realizado em canal simulado com ângulo de 60 graus de curvatura e de 5 mm de raio, os sistemas foram empregados segundo o fabricante. Todos os instrumentos foram utilizados até a fratura, instante em que foi marcado o tempo e o tamanho do fragmento fraturado. Concluíram que o sistema Reciproc apresentou mais resistência em relação à fadiga cíclica que o WaveOne.

Gavini et al. (2012), avaliaram a resistência a fadiga a flexão do sistema Reciproc R25, simulando a instrumentação em canas radiculares curvos com 40 graus com 5 mm de raio de curvatura, todos os instrumentos com 25 mm, usadas em movimento de rotação contínua e em movimento de reciprocidade. Para isso utilizaram dispositivo de ensaio dinâmico, 36 instrumentos R25, para dois grupos (n=18). De acordo com a cinemática aplicada, a fratura dos instrumentos foi detectada pelo sensor do dispositivo, e o tempo foi marcado. No movimento rotatório utilizaram-se 300 rpm de velocidade constante. O movimento de reciprocidade apresentou melhor resultado em relação ao movimento rotacional em relação à fadiga por flexão.

Bürklein et al. (2011) avaliaram a eficácia da limpeza produzida pelos sistemas Reciproc, WaveOne, Mtwo e Protaper em preparação de canais curvos de dentes extraídos. Utilizaram 80 dentes com curvatura de 25 e 39 graus, divididos em quatro grupos de 20 canais – preparados com os seguintes tamanhos: Mtwo com tamanho de 35; Protaper até F3; WaveOne e Reciproc até o 25. Avaliaram as radiografias pré e pós-instrumentação, e o alisamento das curvaturas foi mensurado por programa de análise de imagens em computador. Concluíram que, nas condições do estudo, todos os instrumentos mantiveram a curvatura do canal original. Entretanto os sistemas Mtwo e Reciproc resultaram melhor limpeza da porção apical em comparação aos sistemas Protaper e WaveOne.

Kim et al. (2012), compararam a resistência da fadiga cíclica e a resistência a torção entre os sistemas Reciproc e WaveOne. Nesse evento, realizaram teste de fadiga cíclica com movimento de bicada (n=10 cada), em reciprocidade até a fratura, em ambos os sistemas utilizaram R25. O sistema Protaper F2 foi testado como grupo controle em rotação contínua, a fim de servir como comparativo. O número de ciclos foi determinado medindo o tempo necessário até a fratura. O comprimento do fragmento foi medido, e a superfície da fratura foi examinada por meio de Microscópio Eletrônico de Varredura MEV. Já a força de torção foi mensurada através de um torsiômetro após a fixação do instrumento, a 5 mm apical. Os autores

concluíram que as duas marcas, Reciproc e WaveOne, apresentaram propriedades superiores em comparação ao sistema de rotação contínua Protaper.

Dietrich et al. (2012) compararam a eficácia da remoção de detritos entre os sistemas: SAF, WaveOne e K3, nas raízes mesiais de molares inferiores. Além disso, o SAF foi testado como adjuvante após instrumentação com outros sistemas. Utilizaram trinta raízes mesiais de molares inferiores extraídos, montados em resina, seccionados a 2 e 4 mm de comprimento do trabalho e colocados aleatoriamente em 3 grupos: K3, preparação sequencial com K3 de conicidade 0.04, com técnica Cronw-Down para tamanho apical de 35/.04; WaveOne com preparação do WaveOne; e SAF, preparação com SAF. As imagens foram tomadas antes e após instrumentação, após final de irrigação, e depois de SAF usada como adjunto. As imagens foram avaliadas pelo sistema de imagem, ImagemJ software (National Institutes of Health, Bethesda, MD). De acordo com os autores, não houve diferença na limpeza do canal entre os grupos, mas o WaveOne foi significativamente pior para utilização em istmo. A utilização de SAF como adjuvante só melhorou significativamente a limpeza do canal no grupo K3, ao nível de 2 mm, na média de 1,7%. Não houve diferença na limpeza do canal entre os três sistemas, no entanto os sistemas SAF e K3 obtiveram desempenho significativamente melhor do que o WaveOne com relação à limpeza do istmo.

Zhou et al. (2012) investigaram a estrutura e as propriedades mecânicas das ligas de níquel-titânio, usado na fabricação de instrumentos rotatórios. Através da composição e do comportamento, ambos os tipos de fios, o tradicional SE e o CM, avaliados com diâmetros idênticos de 1.22mm e 0,64mm, respectivamente. Utilizaram espectroscopia de raios X de energia dispersiva e calorimetria de varrimento diferencial, respectivamente. Fio convencional superelástico (SE) de níquel-titânio foi usado como controle. As propriedades mecânicas dos fios a temperaturas selecionadas (temperatura ambiente, 37°C e 60°C) foram avaliadas com tração, tração cíclica e dobragem, testes com Instron 3365 (máquina de teste universal). Os autores concluíram que os fios CM-primas apresentam fase diferente na transformação, no comportamento e nas propriedades mecânicas, quando comparados aos fios SE, atribuindo à história especial de tratamento térmico de fios

CM. Esse estudo de flexibilidade sugere que os instrumentos endodônticos, fabricados com fios CM, têm mais flexibilidade do que os semelhantes, feitos de fios convencionais SE.

Castelló-Escrivá et al. (2012) compararam a resistência à fadiga cíclica de três sistemas de limas de níquel-titânio: ProTaper, WaveOne (WO) e Twisted File (TF); através de testes de fadiga cíclica nos seguintes instrumentos: ProTaper F2, WO 25 0,08, e 25 TF 0,08. Foram avaliados 184 instrumentos, em quatro diferentes curvaturas de canais artificiais, com diferentes ângulos e raios de curvatura. O tempo e os ciclos para a ocorrência de fratura foi calculado. De acordo com os autores, o movimento recíprocante do WaveOne mostrou vida mais longa em relação à fadiga cíclica de movimento rotatório convencional de TF e ProTaper. Entretanto o processo de fabricação por torção do novo sistema TF produz instrumentos de NiTi rotatórios, mais resistentes à fadiga do que os instrumentos Protaper, produzidos com o processo tradicional.

Arias et al. (2012) compararam a resistência à fadiga cíclica das novas ligas M-Wire com movimento recíprocante, empregadas nos sistemas WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e Reciproc (VDW GmbH, Munique, Alemanha). Para tanto utilizaram sessenta instrumentos Reciproc e sessenta WaveOne, fixados a um dispositivo especificamente, projetados e testados em canais de aço temperado com raio de 3 mm em ângulo de 60 graus de curvatura. O motor utilizado foi programado como definido por cada fabricante, e o movimento específico alternativo foi realizado. Trinta instrumentos de cada marca foram testados a 5 mm, e 30 foram testados em 13 mm, a partir da extremidade. O tempo até a fratura foi registrado. Os autores concluíram que os instrumentos Reciproc apresentaram-se mais resistentes à fadiga cíclica do que os WaveOne, em ambas as distâncias a partir da ponta.

Hin et al. (2013) avaliaram os efeitos dos sistemas SAF, Mtwo e Protaper em relação à parede do canal radicular, observaram a incidência de rachaduras na dentina radicular, após o preparo do canal radicular em relação aos sistemas. Utilizaram 100 pré-molares inferiores extraídos, para cada dente foram tiradas duas radiografias anguladas, e a largura dos canais foi medida a 9 mm a partir do ápice.

Cinco grupos de 20 dentes foram selecionados, de acordo com a largura do canal. O grupo controle foi deixado sem instrumentação. Quatro grupos experimentais foram instrumentados: limas manuais, Protaper, Mtwo e SAF. As raízes foram, então, seccionados horizontalmente e observadas sob microscópio. A presença de fendas e a localização foram anotadas. De acordo com os autores, não foram observadas fissuras no grupo de controle; nos grupos experimentais: Protaper, Mtwo e SAF, notaram fissuras em 35%, 25%, e 10% dos dentes, respectivamente. Os autores concluíram que as instrumentações de canais radiculares com SAF, Mtwo e Protaper podem causar danos ao canal radicular. SAF tende a provocar menos fissuras em comparação com Protaper ou Mtwo.

Ninan e Berzins (2013) investigaram a resistência à torção e as propriedades de flexão de instrumentos endodônticos (CM Wire, CM HyFlex e Phoenix Flex) e compará-los com os instrumentos convencionais (ISO ProFile e K3) e M-Wire (GT Series X e ProFile Vortex), selecionaram os tamanhos 20, 30 e 40 (n=12) de conicidade 0,02 CM cone, Phoenix Flex, K3 e ProFile ISO e 0,04, CM HyFlex, Profile ISO, GT Series X e Vortex – testados em torção e flexão por um aparato conforme o padrão ISO 3630-1. Os autores concluíram que os instrumentos GT Series X foram significativamente mais flexíveis para o tamanho 40 mostrando mais flexibilidade, em comparação a várias outras marcas de mesma numeração, incluindo NiTi rotatórios, e o instrumento Vortex tamanho 40 possui maior torque e rigidez em comparação aos outros sistemas.

Pedulla et al. (2013) avaliaram a resistência à fadiga por flexão de instrumentos Reciproc R25 (VDW, Munique, Alemanha), WaveOne (VDW, Munique, Alemanha), Mtwo (Suécia e Martina, Padova, Itália) e Instrumento Twisted File torcido (TF; SybronEndo, Orange, CA). Para tanto utilizaram o total de 180 instrumentos de níquel-titânio, de quatro marcas comercializadas, 2 para uso em movimentos recíprocos (Reciproc R25 e WaveOne), e 2 para uso em rotação contínua (Mtwo e TF tamanho .06/0.25 ponta diâmetro). Foram avaliados quarenta e cinco instrumentos de cada marca – divididos em 3 grupos (n=15) em função do movimento do ensaio: a rotação contínua (grupo 1: 300 rpm), de movimento recíproco (grupo 2: Reciproc) e (grupo 3: WAVEONE). A resistência à fadiga cíclica

foi determinada por contagem do número de ciclos até a fratura, em ângulo de 60 graus de curvatura, com raio de 5 mm. Os autores concluíram que o movimento recíproco demonstrou resistência à fadiga significativamente maior, em comparação com todas as marcas de rotação contínua. Entretanto não houve diferença estatística entre os dois sistemas reciprocantes.

Quando se utilizam os instrumentos rotatórios de NiTi, cortando ou raspando as paredes do conduto radicular, este também sofre desgaste na lâmina de corte. Tal ocorrência determina atritos cada vez maiores, proporcionais à perda do corte de suas lâminas, diminuindo a eficiência do instrumento, exigindo maiores torques e força de penetração, aumentando ainda mais o atrito e o esforço que este sofre ao rotacionar ou a reciprocicar, desgastando a dentina, conseqüentemente aumentando o risco à fratura. No movimento reciprocante, o ato de o instrumento avançar e retroceder poderia proporcionar mais desgaste das lâminas de corte em menos tempo de uso; cabendo, assim, avaliar o desgaste das lâminas de corte do sistema, com o intuito de conhecer a resistência, a fim de determinar segurança ao uso clínico.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho propõe-se a avaliar o desgaste das lâminas de corte a lima R40 do sistema Reciproc a 3 mm e a 6 mm da ponta, após 3, 6 e 9 utilizações sucessivas, em canais de pré-molares inferiores, através da utilização do microscópio eletrônico de varredura, pela medida da secção transversal dos instrumentos, tendo como referência os pontos mais extremos das lâminas de corte .

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

1. 180 dentes primeiros pré-molares inferiores com um único canal (Banco de Dentes da USP-SP)
2. Motor elétrico VDW SILVER; (VDW Deutschland, Munchen)
3. Endo PTC (Biodinâmica)
4. Gazes
5. Lima R40 Reciproc (VDW Deutschland, Munchen)
6. Hipoclorito de Sódio a 0,5% (Fórmula e Ação)
7. Radiografias Periapicais (filmes para radiografias Kodak)
8. Régua Milimetrada (Dentisplay Mallefer)
9. Brocas esféricas e Endo Z
10. Explorador de ponta reta
11. Limas manuais, 08, 10, 15, 20, 25 e 30 Tipo K (Dentisplay Mallefer)
12. Cones principais de conicidade respectiva ao instrumento 0.40 reciproc (Dentisplay Mallefer)
13. Torno de bancada (Metalsul)
14. Resina Acrílica (Dencor)
15. Micrótopo para tecido duro (ISO MET 1000 da Buehler)
16. MEV (LEO 435 VP; Carl- Zeiss NTS GmbH, Oberkochen, Germany)
17. Microscópio Operatório (JF Vasconcelos)
18. Paralelômetro (Specimen Loading Fixture, Buehler)
19. Radiografia Digital (XDR Digital)

4.2 Métodos

Foram utilizados 180 pré-molares inferiores com canais únicos e comprimentos padronizados em 18 mm a partir do corte da sua porção coronária e 40 instrumentos recíprocos R40 distribuídos equitativamente em 3 grupos experimentais e um controle, conforme quadro 1. Em cada grupo, exceto ao controle, procedeu-se a avaliação do desgaste das lâminas de corte a 3 mm e a 6 mm da ponta dos instrumentos. As avaliações foram realizadas pelas medidas das imagens realizadas com MEV, entre as extremidades das lâminas de corte dos instrumentos a 3 e 6 mm da ponta, após 3, 6 e 9 utilizações e comparadas com as medidas dos instrumentos sem uso do grupo controle.

DENTES	NÚMERO DE USOS	QUANTIDADE DE INSTRUMENTOS
0	SEM USO GRUPO CONTROLE	10 INSTRUMENTOS
30	3 USOS GRUPO 1	10 INSTRUMENTOS
60	6 USOS GRUPO 2	10 INSTRUMENTOS
90	9 USOS GRUPO 3	10 INSTRUMENTOS

Quadro 4.1 - Distribuição dos dentes e instrumentos, segundo os 3 grupos experimentais e o grupo controle

4.2.1 Seleção e Preparação dos dentes pré-molares inferiores

Foram selecionados 180 pré-molares inferiores que mostraram canal único e ausência de tratamento endodôntico ao exame radiográfico. O comprimento dos dentes foi padronizado em 18 mm pela remoção da sua porção coronária, através do micrótomo de tecido duro. Projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o número 154.688 (Anexo A).

4.2.2 Instrumentação

Os dentes foram, então, fixados num torno, com lima tipo k, número 10, introduzida no canal, preenchido com hipoclorito de sódio, até que surgisse a desembocadura foraminal, conferida com microscópio operatório. Media-se o instrumento e subtraía-se 1 mm para estabelecer o comprimento de trabalho e o creme de endo PTC associado ao hipoclorito de sódio a 0,5% foram utilizados como substâncias químicas, coadjuvantes da instrumentação, utilizamos também uma gaze umedecida com hipoclorito na mesma concentração, a fim de remover os resíduos presentes nos instrumentos. Após a lima 10 tipo K, utilizou-se a lima 15 tipo K e depois a lima 20 tipo K até o comprimento de trabalho determinado até 1 mm aquém do vértice radiográfico, sempre usando o creme de endo PTC associado ao hipoclorito de sódio a 0,5%.

A seqüência utilizada, foi determinada após a seleção dos dentes pré molares inferiores, os quais, necessitavam apresentar um diâmetro do conduto radicular respectivo a introdução de uma lima tipo K de número 20, sendo este instrumento alcançando de forma passiva seu comprimento real de trabalho. Após esta seleção, os dentes foram inundados de substância química; hipoclorito de sódio a 0,5%, associado ao endo PTC, o instrumento Reciproc 40, selecionado foi introduzido de forma passiva em movimentos de bicada com alcance máximo de 1 mm, após cada mm alcançado retira-se o instrumento e limpa-se sua haste ativa com uma gaze embebecida com hipoclorito de sódio a 0,5%, aspira-se o canal radicular e inunda-se novamente a cada mm alcançado. Após o instrumento atingir o seu comprimento de trabalho, selecionou-se o cone principal a fim de verificar através de exame radiográfico o alcance do respectivo cone.

4.2.3 Avaliação ao MEV

Os instrumentos, após terem cumprido o ciclo de utilizações, respectivo a cada grupo experimental, os instrumentos foram incluídos num corpo de prova de resina acrílica de forma quadrangular, através da utilização do paralelômetro, onde a ponta do instrumento coincide com a junção do encontro dos raios do quadrado; assim, localizada no centro do corpo de prova (Figura 4.1); para, enfim, ser inserida a resina acrílica e aguardada a presa. Após a presa, os corpos de prova foram seccionados transversalmente, através do micrótopo para tecido duro aferido a 3 mm e 6 mm de sua ponta, respectivamente (Figura 4.2). Após, todos os corpos de prova foram levados a uma politriz com a finalidade de manter seu respectivo corte plano, evitando distorção na aferição do Microscópio Eletrônico de Varredura - MEV (Figura 4.3). Cada secção foi levada ao MEV, onde se traçava uma reta entre os pontos mais extremos das lâminas de corte dos instrumentos e procedia-se à medida do comprimento dessa reta (Figura 4.4). Estabeleceu-se, assim, o desgaste médio de cada grupo experimental, em cada secção, pela diferença entre o comprimento médio dessa reta com a média dessa medida no grupo experimental.



Figura 4.1 - Paralelômetro

Os instrumentos foram incluídos num corpo de prova de resina acrílica de forma quadrangular, através da utilização do paralelômetro, onde a ponta do

instrumento coincide com a junção do encontro dos raios do quadrado; assim, localizada no centro do corpo de prova.



Figura 4.2 - Micrótomo de tecido duro

Os corpos de prova foram seccionado transversalmente através do Micrótomo para tecido duro aferido nos seus respectivamente 3mm e 6mm de sua ponta.



Figura 4.3 - Politriz

Cada corpo de prova levado a uma Politriz, a fim de evitar distorção na aferição do MEV.

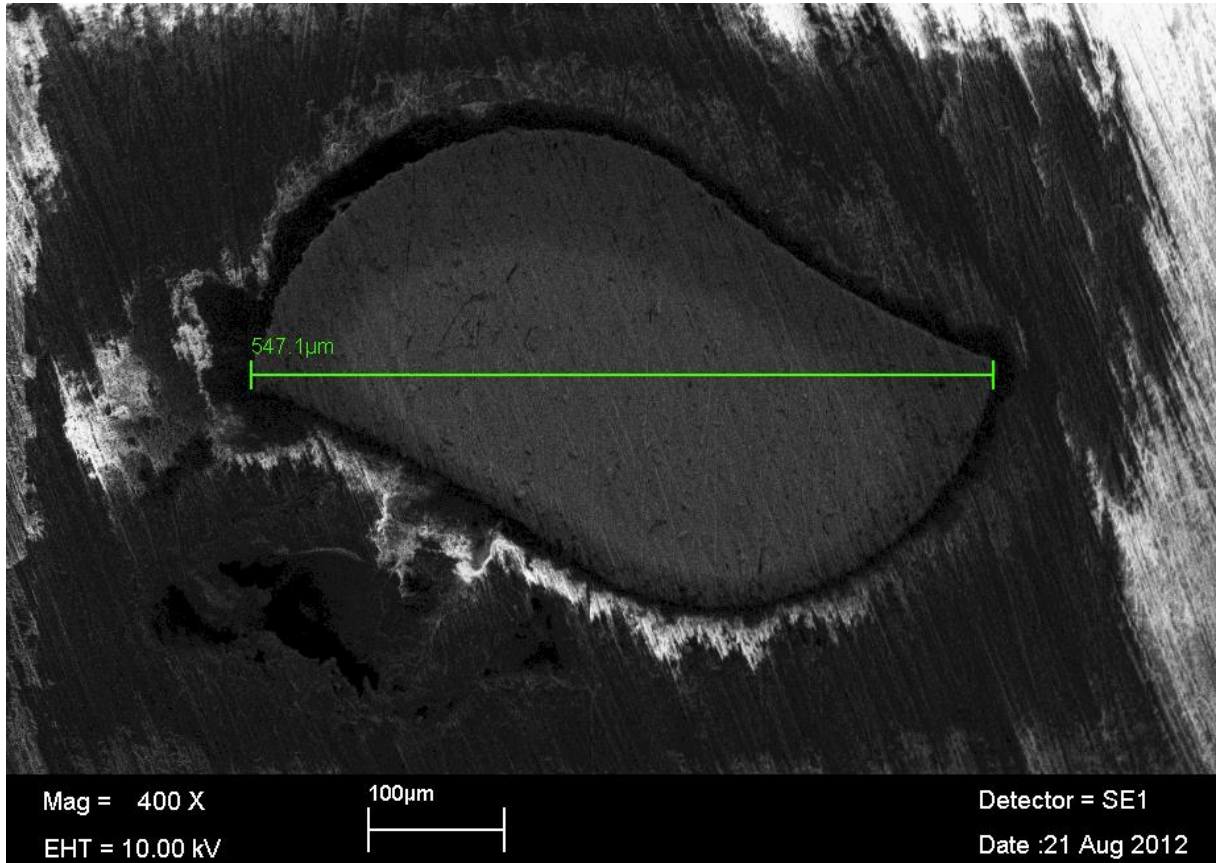


Figura 4.4 - Medição através do MEV das extremidades das lâminas de corte

Cada secção foi levada ao MEV onde se traçava uma reta entre as extremidades das lâminas de corte dos instrumentos e procedia-se à medida do comprimento dessa reta.

5 RESULTADOS

Na tabela 5.1 estão representados os resultados das médias e das medidas obtidas da reta, entre as extremidades das lâminas de corte dos instrumentos avaliados de cada grupo experimental, após 3,6 e 9 usos; e do grupo controle, nas secções transversais a 3 e a 6 mm, respectivamente, os valores originais encontram-se nas tabelas (Apêndice A e Apêndice B).

Tabela 5.1 - Médias e desvio padrão das medidas obtidas da reta entre as extremidades das lâminas de corte do Grupo controle e dos Grupos experimentais em 3 mm

Amostra instrumento	CONTROLE (sem uso)	GRUPO 1 (3 usos)	GRUPO 2 (6 usos)	GRUPO 3 (9 usos)
1	547,1	513,0	509,2	447,1
2	546,5	515,0	495,6	448,9
3	546,8	514,0	508,2	448,6
4	547,0	514,2	498,2	447,3
5	547,2	515,6	499,1	447,4
6	546,9	513,7	504,5	448,1
7	546,7	513,8	503,2	449,0
8	547,1	513,9	498,2	447,0
9	547,2	514,5	506,2	447,6
10	546,9	514,9	508,1	448,4
Médias	546,94	514,26	503,05	447,94

Considerou-se como desgaste a diferença dos valores das médias das medidas obtidas entre as extremidades das lâminas de corte, em cada grupo experimental com a média das medidas do grupo controle. Os valores do desgaste médio estão expressos na tabela 5.2.

Na secção a 3mm, ao serem submetidos os resultados à ANOVA (Apêndice C) encontrou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$) e, ao serem confrontados todos os grupos experimentais, pelo teste de Tukey (Apêndice D), observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) entre todas as interações. Vale dizer que o desgaste sofrido a 3mm da ponta do instrumento é

estatisticamente significativa após 3, 6 e 9 utilizações, quando comparadas com o controle. As diferenças percentuais de desgaste a 3mm, após 3, 6 e 9 utilizações, foram 5,96%, 8,01% e 18,09%, respectivamente em relação ao Grupo controle (Tabela 5.3).

Na secção a 6mm, ao serem submetidos os resultados à ANOVA (Apêndice E), encontrou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$). Com o teste de Tukey (Apêndice F), observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) entre todos os grupos experimentais, exceto entre os grupos com 3 utilizações e o controle. Vale dizer que o desgaste sofrido a 6mm é estatisticamente significativo após 6 e 9 utilizações, quando comparado com o grupo controle; o mesmo não acontece com o grupo no qual os instrumentos foram utilizados 3 vezes. As diferenças percentuais de desgaste a 6mm, após 3, 6 e 9 utilizações, foram 2,32%, 9,54% e 21,00%, respectivamente, em relação ao Grupo controle (Tabela 5.3).

Tabela 5.2 - Valores das médias e medidas das retas em 6mm.

Amostra instrumento	CONTROLE (sem uso)	GRUPO 1 (3 usos)	GRUPO 2 (6 usos)	GRUPO 3 (9 usos)
1	761,8	731,7	655,9	557,7
2	759,9	754,0	706,4	632,6
3	761,6	738,2	704,2	622,0
4	761,7	752,0	662,2	560,4
5	759,4	739,0	674,8	610,4
6	758,8	751,0	688,5	625,4
7	760,5	732,0	692,2	630,2
8	760,2	734,2	695,2	580,4
9	760,4	748,0	698,0	558,0
10	761,4	748,4	702,2	631,2
Médias	760,54	742,85	687,96	600,83

Na tabela 5.2, as médias das diferenças entre as medidas das extremidades das lâminas de corte dos grupos experimentais confrontadas com as do grupo controle.

Tabela 5.3 A - Médias e desvio padrão

Secção		Controle	Grupo 1 (3 usos)	Grupo 2 (6 usos)	Grupo 3 (9 usos)
3 mm	Média	546,94	514,26	503,05	447,94
	desvio padrão	0,22	0,75	4,94	0,75
6 mm	Média	760,57	742,85	687,96	600,83
	desvio padrão	1,03	8,72	17,77	32,80

Tabela 5.3 B – Média percentual

SECÇÃO	GRUPO 1 (3 usos)	GRUPO 2 (6 usos)	GRUPO 3 (9 usos)
3mm	5,96%	8,01%	18,09%
6mm	2,32%	9,54%	21,00%

Nas tabelas 5.3 A e B, com os dados de desgaste percentual médio dos diferentes grupos experimentais a 3 e a 6mm, em relação ao Grupo controle.

Foto 1: Demonstrando os resultados a 3mm e a 6mm respectivamente através da utilização do MEV, juntamente com a sua aferição das extremidades das lâminas.

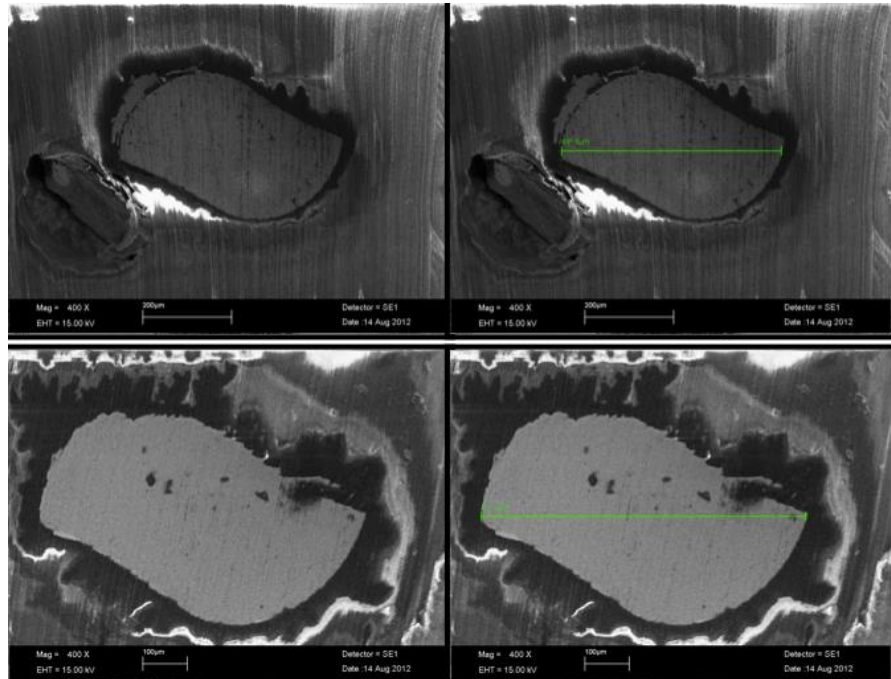


Figura 5.1 - Demonstrando os resultados a 3mm e a 6mm respectivamente através da utilização do MEV, juntamente com a sua aferição das extremidades das lâminas

6 DISCUSSÃO

Paralelamente a um aprimoramento das técnicas operatórias, o instrumental disponível também vem se modificando com o intuito de permitir melhor modelagem do canal radicular. A introdução de ligas de níquel-titânio (NiTi) em Ortodontia, como material com bastante elasticidade e flexibilidade, incentivou a posterior utilização na fabricação de limas endodônticas, por Walia et al. (1988), com resultados promissores em relação à prevenção de acidentes e complicações, durante o preparo do canal radicular. Dentre as vantagens de se utilizar instrumentos de níquel-titânio com técnicas oscilatórias, rotacionais ou recíprocas, salienta-se permitir mais centralização dos preparos, possibilidade de serem utilizadas conicidades variáveis, ademais de provocar menos distorção da forma original do canal (Reddy et al., 1998; Blum et al., 1999; Alves; Salgado, 2000; Pessoa et al., 2000; Park et al., 2001; Pereira et al., 2002; Berutti et al., 2003; Ankrum et al., 2004; Berutti et al., 2004). Ressaltam suas propriedades físicas, mais resistência à torção, o que impulsiona o desenvolvimento dos instrumentos para evitar mais a possibilidade da ocorrência da fratura do instrumento.

Observam-se, na literatura, diversos estudos sobre características anatômicas dos condutos radiculares, durante o ato de instrumentação, Schneider (1971), Calhoun e Montgomery (1988), Miranzi (1999) concluíram que é mais fácil obter forma circular da seção transversal do conduto radicular em canais retos e na região apical durante qualquer tipo de instrumentação, em relação ao tipo de liga do instrumento, Glosson et al. (1995), Esposito e Cunninham (1995), Gambil et al. (1996), Short et al. (1997), Thompson e Dummer (1998), Jeffrey et al. (1997) afirmaram que as limas de NiTi deixam o conduto mais centralizado do que as limas de aço inoxidável. Ressalte-se a importância do uso de instrumentos com conicidade progressiva ou gradual, e recomenda prudência na utilização de instrumento de aço inoxidável, por apresentar menos grau de elasticidade, menos durabilidade e, conseqüentemente, mais possibilidade de fratura; por outro lado, outros autores (Santos, 1994; Costa, 2002; Thompson; Dummer, 1998; Tygesen e al., 2001) afirmam que a liga de níquel-titânio apresenta mais flexibilidade e, assim, diminui a

possibilidade de provocar deformações no conduto radicular e propicia mais segurança em relação à ausência de fratura.

Os instrumentos rotatórios e os reciprocantes, fabricados com ligas de níquel-titânio, mostram mais resistência à torção que as ligas de aço inoxidável (Walia et al., 1988). Esses instrumentos são apresentados com conicidades variáveis, desde 0,02 mm por mm até 0,12 mm por mm (Lopes et al., 1997). Tal aumento de conicidade acarreta menor região de contato entre o instrumento e a parede do canal radicular minimizando o atrito. Levando-se em conta características da liga do instrumento, Camps e Pertot (1995), Kazemi et al. (1996) afirmam existir relação entre a rigidez e o diâmetro do instrumento, e que o instrumento de níquel-titânio é de cinco a seis vezes mais flexível que o de aço inoxidável. Booth et al. (2003), afirmaram que os instrumentos rotatórios de conicidades menores fraturam com menor torque, quando empregados em curvaturas mais agudas no canal. Essa afirmativa está correta, pois, quanto maior o aumento de conicidade do instrumento, menor região de contato entre o instrumento e a parede do conduto radicular; conseqüentemente menor área de atrito. Entretanto, quanto menor o grau de conicidade do instrumento, maior contato com a parede do canal; e, assim, mais possibilidade de fratura.

Nessa evolução, galgados no processo de mecanização e de racionalização do trabalho, os instrumentos rotatórios e os reciprocantes apresentam-se com novos desenhos, pontas inativas, bem como ligas que lhes permitem acomodarem-se às mais severas curvaturas radiculares. Juntem-se a isso as modernas técnicas de preparo, tanto as coroa-ápices, quanto as reciprocantes, que permitem movimento de retrocesso, o que determina alívio ao instrumento, isto é, reduzem o risco de fratura, ao mesmo tempo em que permitem aos instrumentos manterem-se mais centrados no interior do conduto radicular com menos possibilidade de confeccionar defeitos (Al Sudani et al., 2012; Arias et al., 2012; Zhou et al., 2012; Ninan et al., 2013; Pedulla et al., 2013; Zhao et al., 2013).

Há diversas características importantes para avaliar instrumento endodôntico, por exemplo: resistência, grau de elasticidade, ângulo de corte do instrumento. Alguns autores avaliaram essas características, como Berutti et al. (2003), sobre

dois sistemas rotatórios em relação à resistência e à elasticidade, e concluíram que o sistema Profile é mais elástico que o Protaper, embora este último seja mais resistente. Já Ankrum et al. (2004) demonstraram diferenças entre os mesmos sistemas, no que diz respeito à distorção da posição anatômica original do canal.

Outros autores avaliam, por diferentes metodologias, as propriedades físicas dos instrumentos respeitando as normas da American Dental Association (ADA). Essa associação normatiza os ensaios de torção, através da Especificação nº 28 de 1976, revisada em 1982, a qual determina valores mínimos respectivos para cada instrumento. Dentre os parâmetros avaliados incluem a deflexão angular e o torque. Em relação ao torque, Leonardo e Leonardo (2002) salientaram que o sistema de acionamento deve fornecer torque padronizado individual para cada sistema, deve manter velocidade rotacional constante, respectiva a cada sistema. Esposito (1995) constatou que o emprego do sistema rotatório na velocidade de 350 rpm apresentava mais eficiência; contudo Gabel et al. (1999) salientou que a fratura dos instrumentos torna-se mais propensa a acontecer na velocidade de 333 rpm, enquanto que, em velocidades menores, aumenta-se a margem de segurança. Shimabuko et al. (2000) constataram que os sistemas rotatórios de maior conicidade tendem a apresentar mais resistência à torção. Kazemi et al. (2000) ressaltaram que o momento torsional dos instrumentos de aço inoxidável é significativamente mais elevado que o dos instrumentos de níquel-titânio. Se considerada a média de deflexão angular, os instrumentos de níquel-titânio apresentam resistência mais alta. Dietz et al. (2000) afirmou que a maior penetração com mais segurança ocorre na velocidade de 150 rpm em instrumentos com conicidade de 0,04 e ressalta que, nessa velocidade e nessa conicidade, as fraturas serão menos prováveis. Daugherty et al. (2001) constataram que a eficiência do profile 0,04 melhorava, quando usado na velocidade de 350 rpm e destaca que a taxa de deformação apresenta-se maior na velocidade de 150 rpm. Kuçuary et al. (2003) demonstram que não houve nenhum relato considerável, ao compararem diferentes velocidades e não obtiveram nenhuma ruptura de instrumentos, entretanto o fato de não haver ruptura dos instrumentos não significa ausência de deformação.

Muitos trabalhos avaliando a modelagem dos canais radiculares utilizaram canais simulados em blocos de resina epóxica. Dentre as vantagens desses canais

simulados é que tanto as formas, os tamanhos e as curvaturas são padronizados; além de permitirem visualizar formas e dimensões, antes e após o preparo. A precisão da utilização de canais simulados em resina foi comprovada por Lim e Webber, em 1985, que mostraram não haver diferença estatística significativa entre as deformações existentes entre canais de dentes naturais e canais simulados em resina. Mesmo assim optamos pela utilização de dentes naturais visto que a dureza dentinária é responsável pelo desgaste das lâminas de corte dos instrumentos. Além disso, por ter sido utilizado um aparelho elétrico VDW, vale ressaltar a importância do fator humano, do qual resulta a força aplicada durante o ato da instrumentação (Jefrey et al.,1997; Myers et al.,1991; Gambill et al., 1996; Zmener et al.,1996; Bryant et al.,1998; Hinrichs et al.,1998; Bonetti et al.,1999; Favieri et al., 2000; Bortinik et al., 2001; Batista, 2002) Esse fator envolve habilidades individuais, por isso foi utilizado somente por um operador.

A fratura do instrumento de níquel-titânio, cujas consequências podem variar desde a dificuldade de remoção até a inacessibilidade absoluta à porção apical do conduto radicular, deve ser evitada (Camps et al. 1995; Dietz et al., 2000; Garip et al., 2001; Kuhn et al., 2001; Camargo et al., 2002; Carmo et al., 2002; Carezzato, 2002; Carezzato et al., 2002; Deonizio et al., 2002; Goulart et al., 2002; Berutti et al., 2003; Borin et al., 2008).

Leonardo e Leonardo (2002) relataram que a fratura do instrumento endodôntico de níquel-titânio pode ocorrer sob duas formas: fratura torsional e fadiga flexural. A fratura torsional ocorre quando a ponta da lima ou qualquer parte do instrumento prende-se no canal radicular, enquanto seu eixo continua em rotação. Nessa situação, o limite de elasticidade do metal é ultrapassado, levando-o a uma deformação plástica e posteriormente à fratura. O outro tipo de fratura é causado pela fadiga cíclica do metal, resultando em fratura flexural. A fadiga cíclica ocorre quando as ligas metálicas são submetidas a esforços repetitivos, devido aos movimentos de flexão e deflexão. Os instrumentos endodônticos rotatórios descrevem cinemática completamente diferente dos instrumentos manuais. As limas manuais apresentam cinemática de movimento vertical denominada limagem; já os instrumentos rotatórios descrevem movimento rotacional contínuo em torno do próprio eixo (360 graus). Vale lembrar que, em canais curvos, quando o instrumento

completar 180 graus, ou meia volta, as moléculas da superfície desse instrumento rotatório sofrem inversão (de contraídas passam a expandir-se) (Gabel et al., 1999).

Vários fatores, incluindo a manipulação do operador, método de utilização, anatomia do sistema de canais radiculares, e a dimensão do instrumento rotatório de NiTi poderia influenciar a propensão do instrumento à fratura, estes fatores estão diretamente relacionados às cargas de torção que atuam sobre o instrumento. Mesmo em canais retos, os instrumentos rotatórios funcionam pelo corte e remoção de tecido e detritos, enfrentando as forças de atrito que são executados em sentido oposto ao movimento de torção (Santos et al., 2012). A torção gerada pode levar à uma deformação plástica visível da geometria do instrumento. Esta deformação plástica, antes da fatura, pode contribuir para o uso seguro do instrumento, porque a danificação do material pode ser detectada sob a forma de deformação permanente antes de o instrumento fraturar-se (Bouska et al., 2012; Dietrich et al., 2012; Çelik et al., 2013; Hin et al., 2013).

Quando se utilizam instrumentos rotatórios de NiTi, cortando ou raspando as paredes do conduto radicular, este também sofre desgaste na lâmina de corte. Tal ocorrência determina atritos cada vez maiores, proporcionais à perda do corte das lâminas, diminuindo a eficiência do instrumento, exigindo maiores torques e força de penetração, aumentando ainda mais o atrito e o esforço que este sofre ao rotacionar e, assim, desgasta a dentina. Diferentes velocidades de rotação ao longo eixo da parte ativa do instrumento são provocadas pelas áreas de maior atrito, potencializando os efeitos da fadiga por torção, favorecendo as fraturas (Santos, 1994; Santos et al., 2012).

Rapisarda et al. (2000) constataram que tanto o processo térmico recristalizador, quanto o tratamento de implantação de íons de nitrogênio produzem mais resistência à torção e também mais resistência ao desgaste do instrumento. Já Santos (2003), avaliando o efeito da implantação de íons nitrogênio na flexão de limas rotatórias de níquel-titânio, verificou não haver interferência estatisticamente significativa na flexão a 30 graus dos instrumentos implantados em comparação a instrumentos idênticos não implantados. Costa (2002) empregou o processo de implantação iônica de nitrogênio na dosagem de $2,5 \times 10^{17}$ íons/cm² valendo-se de

um acelerador com energia de 200 Kev por 6 horas com intensidade de corrente de $10\mu\text{A}/\text{cm}^2$ a uma temperatura de $130\text{ }^\circ\text{C}$ em vácuo de $1,0\times 10^{-7}$ Torr, em instrumentos rotatórios de níquel-titânio número 40 da marca Quantec®. Nas conclusões, afirma que os instrumentos implantados tiveram incremento na resistência à torção da ordem de 57% e à corrosão em 46%, quando comparados com instrumentos submetidos às mesmas condições experimentais sem terem passado pelo processo de implantação.

O fracasso dos instrumentos de NiTi deve ser analisado a partir de diferentes perspectivas, pois vários fatores influenciam o desempenho desses instrumentos. A fadiga cíclica ocorre nos instrumentos realizando movimentos de flexão, isto é, enquanto ele roda livremente no interior dos canais curvos, existe tração contínua e ciclos de compressão em diferentes áreas de atrito nos canais curvos proporcionando a fratura desses instrumentos endodônticos (Gabel et al., 1999; Berutti et al., 2003, 2004; Booth et al., 2003; Ankrum et al., 2004; Castelló-Escrivá et al., 2012; Gambarini et al., 2012). Outro ponto importante é o desgaste das lâminas de corte, pois um instrumento rotatório pode cortar, raspar ou alisar as paredes do canal radicular, dependendo do seu ângulo de corte que pode ser positivo, negativo ou neutro. O ângulo de corte será positivo, se a lâmina de corte do sistema estiver para a direita do raio traçado, entre a lâmina de corte e o centro da secção transversal; se o raio estiver para a esquerda, seu ângulo de corte será negativo, e o instrumento cortará pouco as paredes do canal aumentando o atrito; se coincidir o raio com a lâmina de corte, este se determinará neutro. Um ângulo do corte positivo facilita o desgaste entre a parede do canal radicular, evitando maior força de penetração do operador sendo necessário menos torque e, portanto, menos atrito. Contudo, se for negativo ou neutro, torna-se necessária mais força de penetração e tração desse instrumento. Com mais atrito, aumenta o desgaste de suas lâminas de corte favorecendo a fratura. (Bürklein et al., 2011; Arias et al., 2012; Castelló-Escrivá et al., 2012; Zhou et al., 2012; Gambarini et al., 2012; Ehrhardt et al., 2012) O sistema utilizado apresenta ângulo de corte ligeiramente positivo favorecendo o corte do instrumento (Arias et al., 2012; Castelló-Escrivá et al., 2012; Dietrich et al., 2012; Gavini et al., 2012; Kim et al., 2012; Plotino et al., 2012; Versluis et al., 2012; Zhou et al., 2012; Ha et al., 2013).

Outras causas importantes de fratura estão relacionadas com o processo de fabricação que pode resultar em defeitos. Por exemplo, quando os discos de diamante usados no processo de fabricação se desgastam, como resultado da utilização excessiva podem causar imperfeições nesses instrumentos. Muitas vezes, é possível detectar microfissuras nas lâminas desses instrumentos, que podem por sua vez, propagar linhas de fratura. Processos de tratamento a frio também podem provocar alterações na estrutura cristalina da liga, afetando o comportamento do instrumento facilitando à fratura (Kuhn et al., 2001; Farinik et al., 2011; Santos et al., 2012).

A necessidade de avaliar os efeitos dos processos de tratamento de superfície sobre o desempenho de instrumentos rotativos NiTi parece evidente. Entre os tratamentos de superfície atualmente disponíveis, a implantação de íons se destaca como uma alternativa promissora devido às suas características, tais como a aplicação fácil e imediata, de alta reprodutibilidade e controle, uma vez que não existem alterações em dimensões, morfologia e cor do instrumento. A implantação ocorre apenas na camada perto da superfície a uma profundidade típica abaixo de 1 mm. Isso cria tensões residuais de compressão a um nível sub-superficial, que inibe a formação e propagação de linhas de fractura. A camada de nitreto de titânio aumenta a dureza da superfície, aumentando a resistência à corrosão e ao desgaste (Costa, 2002; Almeida, 2008; Santos, 2003; Santos et al., 2012).

Vários fatores contribuem para a perda de corte dos instrumentos, como por exemplo o atrito entre a parede do canal radicular e as lâminas de corte dos instrumentos, a utilização de substâncias químicas entre outros, vários estudos tentam determinar até quanto este desgaste se torna seguro, como por exemplo Costa, 2002, que avaliou o aumento da resistência a perda de corte de instrumentos produzidos em liga de níquel-titânio, após tratamento de implantação iônica de nitrogênio, os instrumentos não implantados mostraram perda progressiva do poder de corte significativo tanto entre 5 e 15 usos, também entre 5 e 20 usos e 10 e 20 usos. Observou-se que até 10 usos ambos se comportaram igualmente no que respeita à perda do corte. Já na comparação entre 15 e 20 usos a diferença foi significativa.

É importante saber se um instrumento é forte e dúctil. O termo dureza é utilizado para descrever a combinação dessas duas propriedades, que descreve a capacidade de um metal de se deformar plasticamente, absorção e dissipação de energia no processo, antes da fratura. Com sistema novo, que realiza diferente movimento, determinado Reciprocante, caracterizado por movimento recíproco a 150 graus, no sentido horário, e retrocesso de 30 graus, este trabalho avaliou o desgaste das lâminas de corte do sistema Reciproc com movimento recíprocante fabricado por usinagem (Arias et al., 2012; Gavini et al., 2012).

No presente estudo mediu-se no MEV a distância entre as extremidades das lâminas de corte de sua seção transversal a 3 e 6mm da ponta do instrumento. À proporção que tal medida era diminuída, entendia-se ter havido desgaste. Assim, quanto maior a diferença entre as extremidades das lâminas de corte, maior o desgaste sofrido pelo instrumento. Diferentemente de Lim e Webber (1985), utilizamos dentes naturais, por representarem a realidade do uso dos instrumentos endodônticos, particularmente no que se refere à dureza que interfere diretamente no desgaste do instrumento. É importante ainda salientar que os sistemas recíprocantes movimentam-se adiante e atrás, o que aumenta o tempo de contato das lâminas de corte desse instrumento com as paredes de dentina, o que por si só determina mais desgaste de suas lâminas. Tanto assim que os próprios fabricantes indicam uso único de cada instrumento (Yum et al., 2011; Arias et al., 2012; Bhagabath et al., 2012; Castelló-Escrivá et al., 2012; Dietrich et al., 2012; Gavini et al., 2012; Kim et al., 2012; Plotino et al., 2012; Santos et al., 2012; Versluis et al., 2012; Zhou et al., 2012; Ha et al., 2013; Pedulla et al., 2013).

Uma das formas mais seguras de se avaliar o desgaste das lâminas de corte dos sistemas rotatórios e principalmente individualmente em cada instrumento é através do MEV (Pedulla et al., 2013). O microscópio eletrônico de varredura (MEV) é um equipamento capaz de produzir imagens de alta ampliação (até 300.000 x) e resolução. As imagens fornecidas pelo MEV possuem um caráter virtual, pois o que é visualizado no monitor do aparelho é a transcodificação da energia emitida pelos elétrons, ao contrário da radiação de luz a qual estamos habitualmente acostumados. O princípio de funcionamento do MEV consiste na emissão de feixes de elétrons por um filamento capilar de tungstênio (eletrodo negativo), mediante a

aplicação de uma diferença de potencial que pode variar de 0,5 a 30 KV. Essa variação de voltagem permite a variação da aceleração dos elétrons, e também provoca o aquecimento do filamento. A parte positiva em relação ao filamento do microscópio (eletrodo positivo) atrai fortemente os elétrons gerados, resultando numa aceleração em direção ao eletrodo positivo. A correção do percurso dos feixes é realizada pelas lentes condensadoras que alinham os feixes em direção à abertura da objetiva. A objetiva ajusta o foco dos feixes de elétrons antes dos elétrons atingirem a amostra analisada. Em virtude disso, foi indicada sua utilização, em relação à mensuração do desgaste sofrido pelas lâminas de corte do sistema VDW de número 40.

O desgaste dos instrumentos foi estabelecido pela diferença entre as medidas das distâncias dos instrumentos sem uso com a média de cada instrumento, nos diferentes grupos experimentais. Como a distribuição dos dados amostrais seguiu o padrão da curva normal, optou-se pela análise de variância com a finalidade de avaliar as eventuais diferenças estatísticas.

Em relação aos instrumentos avaliados a 3 mm de sua ponta. Ao interagirem-se as médias de cada grupo, em que o fator de variação é o número de usos com o resultado do valor crítico significante, encontrado pelo teste de Tukey (Apêndice), observou-se diferença estatística significante entre todas as intervenções. Na secção transversal de 6mm da ponta observou-se diferença significante, quando comparados os grupos de 6 e 9 usos com o grupo controle. Já o grupo com 3 utilizações não apresentou diferença estatisticamente significante em relação ao grupo controle.

As diferenças percentuais de desgaste a 3 mm após 3, 6 e 9 utilizações foram de 5,96%, 8,01% e 18,09%, respectivamente, em relação ao Grupo controle. As diferenças percentuais de desgaste a 6 mm, após 3, 6 e 9 utilizações foram de 2,32%, 9,54% e 21,00%, respectivamente, em relação ao Grupo controle. Vale ressaltar que segundo a recomendação do fabricante o número de usos deve restringir-se a uso único por elemento dental, provavelmente para se evitar as conseqüências clínicas possíveis da perda de corte do instrumento entre as

extremidades das lâminas de corte nas secções transversais a 3 e a 6mm da ponta do instrumento após 3,6 e 9 usos comparadas com o grupo controle.

7 CONCLUSÕES

O desgaste dos instrumentos recíprocos da VDW R40 são progressivos e significativos, a secção transversal a 3 mm da ponta, o desgaste após 3, 6 e 9 usos é de 5,96%, 8,01% e 18,09%. Na secção transversal a 6mm da ponta tal desgaste é de 2,32% após 3 usos, 9,54% após 6 e 21,00% após 9 usos. Sendo assim, ocorre desgaste significativo nas lâminas de corte dos instrumentos Reciproc, já a partir do terceiro uso reforçando a recomendação do fabricante em utilizar cada instrumento em molar e, então, descartá-lo.

REFERÊNCIAS¹

Almeida FC. Análise de falhas de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi em odontologia [mestrado]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, 2008.

Al-Sudani D, Grande NM, Plotino G, et al. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. *J Endod.* 2012 Jul;38(7):987-89.

Alves DF, Salgado AAM. Avaliação da ocorrência de desvio apical após o preparo biomecânico, utilizando limas Flex- R e o sistema Quantec Series 2000. *JBE.* 2000 out-dez;1(3):41-4.

Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, Pro Taper and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod.* 2004 Apr;30(4):234-7.

Arias A, Perez-Higuera JJ, De La Macorra JC. Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of reciproc and WaveOne new files. *J Endod.* 2012 Sep;38(9):1244-248.

Batista A. Análise in vitro comparativa da efetividade do preparo do canal radicular realizado manualmente e com o sistema automatizado de rotação alternada com diferentes instrumentos [dissertação]. Campinas: Universidade Camilo Castelo Branco (Faculdade de Odontologia), 2002.

Bhagabati N; Yadav, S Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012 Apr;38(4):515-18.

Berutti E, Chiandussi G, Gauglio I et al. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments; pro taper versus profile. *Int Endod J.* 2003 Jan;29(1);15-9.

Berutti E, Negro AR, Lendini M et al. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod.* 2004 Apr;30(4):228-30.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int Endod J.* 1999 Mar;32(2):108-14.

Bonetti Filho I, Esberard RM, Leonardo RT et al. Microscopic evaluation of three endodontic file pré and post instrumentation. *J. Endod.* 1999 Jan;24(7):461-4.

Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE et al. Comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *Int J Endod.* 2003 Jan;29(1):55-8.

Borin G, Becker NA, Oliveira EPM et al. Influência da esterilização sobre a capacidade de corte dos instrumentos endodônticos rotatórios Protaper. *Rev Odontol UNICID.* 2008 jan-abr;20(1):14-8.

Bortnick KL, Steiman HR, Ruskin A. Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *J Endod.* 2001 Jan;27(1):57-9.

Bouska J, Justman B, Williamson A, MS, et al. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file *J Endod.* 2012 May;38(5):667-69.

Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod.* 2012 Jun; 38(6):850-2. doi: 10.1016/j.joen.2012.02.017.

Bürklein S, Hinschitza 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 May; 45(5):449-61. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01996.x.

Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MA et al. Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 2. *Int Endod J.* 1998 July;31(4):282-9.

Calhoun G, Montgomery S. The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. *J Endod.* 1988 June;14(6):273-7.

Camargo JMP, Berard RM, Loffred LCM. Avaliação da eficácia dos instrumentos rotatórios (Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile Série 29) em canais radiculares artificiais. *JBE.* 2002 abr-jun;3(9):167-73.

Camps JJ, Pertot WJ, Levalois B. Relationship between file size and stiffness of nickel titanium instruments. *Endod Dent Traumatol*. 1995 Dec;11(6): 270-3.

Carezzato LC. Resistência à fratura dos instrumentos Nitiflex e Flexofile quando submetidos à torção [tese] Campinas: Universidade Camilo Castelo Branco;(Faculdade de Odontologia) 2002.

Carmo AMR, Valera MC, Lopes HP et al. Fratura por torção de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. *Rev Bras Odontol*. 2002 mai-jun;59(3): 197-99.

Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, et al. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and twisted files. *J Endod*. 2012 Nov;38(11):1521-524.

Costa C. Influência da implantação iônica na resistência à torção e à corrosão de instrumentos rotatórios de níquel-titânio [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo;(Faculdade de Odontologia) 2002.

Çelik, DDS, Tamer T, Er K. Comparative study of 6 rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation in severely curved root canals of extracted teeth. *J Endod*. 2013;39(2):278-82.

Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod*. 2001 Feb;27(2):93-5.

Deonizio MD, Gavini G, Pontarolo R. Quantidade de material sólido extruído além do forame apical valendo-se de instrumentos rotatórios; K3 e Profile. *Pesq Odont Brás*. 2002; v16 supl.,pa064,130.

Dietrich MA, Kirkpatrick TC, Yaccino JM. In vitro canal and isthmus debris removal of the self-adjusting file, K3, and WaveOne files in the mesial root of human mandibular molars. *J Endod*. 2012 Aug;38(8):1140-4.

Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcal JK, et al. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2000 Feb;26(2):68-71.

Ehrhardt IC, Zuolo ML, Cunha RS, et al. Assessment of the separation incidence of mtwo files used with preflaring: prospective clinical study. J Endod. 2012 Aug;38(8):1078-81.

Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. J Endod. 1995 Apr;21(4):173-6.

Fariniuk LF, Westphalen VPD, Silva Neto UX et al. Efficacy of Five rotary systems versus manual instrumentation during endodontic retreatment. Braz Dent J. 2011;22(4): 294-98.

Favieri A, Gahyva SM, Siqueira Jr JF. Extrusão apical de detritos durante instrumentação com instrumentos manuais e acionados a motor. JBE. 2000 jul-set;1(2):60-4.

Gabel WP, Hoen M, Steiman HR et al. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. J Endod. 1999 Nov;25(11):752-4.

Gambarini G, Rubini AG, Al Sudani D, et al. Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instrume J Endod. 2012 Oct;38(10):1408-11.

Gambill JM, Alder M, Del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. J Endod. 1996 July; 22(7):369-75.

Garip Y, Gunday M. The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. Int Endod J. 2001 Sept;34(6):452-7.

Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, et al. Resistance to flexural fatigue of reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement J Endod. 2012 May;38(5):684-7.

Glosson CR, Haler RH, Dove SB et al. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. J Endod. 1995 Mar;21(3):146-51.

Goulart JML. Distorção da curvatura apical de canais simulados preparados por duas técnicas de instrumentação [tese]. Campinas: Universidade Camilo Castelo Branco(Faculdade de Odontologia), 2002.

Ha JH, Kim SK, Cohenca N, et al. Effect of r-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod.* 2013 Mar;39(3):389-93.

Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, et al. Geometric Analysis of Root Canals Prepared by Four Rotary NiTi Shaping Systems. *J Endod.* 2012 Jul;38(7):996-1000.

Hin ES, Wu MK, Wesselink PR, Shemesh H. Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal Wall. *J Endod.* 2013 Feb;39(2):262-64.

Hinrichs RE, Walker WA, Schindler WG. A comparison of amounts of apically extruded debris using hand piece-driven nickel-titanium instrument systems. *J Endod.* 1998 Feb;24(2):102-6.

Jefrey AS, Leslie A, Morgan LA et al. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod.* 1997;23(8):503-7.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LS. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996 May;81(5):596-602.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LS. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000 Oct;90(4):500-6.

Kim JY, Cheung G, Park SH et al. Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *J Endod.* 2012 Apr;38(4):527-30.

Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001 Aug;27(8):516-20.

Kuçuary K, Erseu H, Akkoca EE et al. Effect of rotational speed on root canal preparation with hero 642 rotary Ni-Ti instruments. *J Endod* 2003 July;29(7); 447-9.

Lopes HP, Elias CN, Estrela C et al. Influência de limas endodônticas de Niti e de aço inoxidável, manuais e acionadas a motor no deslocamento apical. Rev Bras Odontol. 1997;54(2):67-70.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF et al. Limas endodônticas manuais de aço inoxidável e de níquel titânio: ensaio de torção até a fratura. Rev Odontol UFES. 2001 jan-jun;3(1):8-13.

Mc Spaddem JT. Advanced geometrics in endodontic micro files: the rationale chatamooga. TN: N.T. Company, 1996.

Miranzi BAS. Avaliação "in vitro" das alterações promovidas em canais radiculares artificiais curvos após instrumentação com limas de níquel-titânio manuais e acionadas a moto [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 1999.

Myers GL, Montgomery S. A comparison of weights of debris extruded apically by conventional filing and canal master techniques. J Endod. 1991 June;17(6):275-279.

Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2013 Jan;39(1):101-4.

Park H. A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2001 June;91(6):715-8.

Pedulla E, Grande NM, Plotino G, et al. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2013 Feb;39(2):258-61.

Pereira RS, Fidel RAS, Lopes HP. Fratura por flexão em rotação entre instrumentos de Ni Ti acionados a motor em canais com dupla curvatura. Pesq Odont Bras 2002; 16 supl fc010, 119.

Pessoa OF, Gavini G, Shimabuko DM, Aun CE. Avaliação da resistência à torção de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor, em função do diâmetro de sua extremidade ativa RPG. 2000;7(supl)Res.26:15.

Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, et al. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*. 2012 Oct 18. [Epub ahead of print].

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR et al. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2000 Mar;89(3):363-8.

Reddy SA, Hicks ML. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J Endod*. 1998 Mar;24(3):180-3.

Santos M. Avaliação comparativa do comportamento, diante de ensaio de torção, de limas endodônticas de diferentes tipos, marcas e números, submetidas ou não a um tratamento térmico recristalizador [Tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; Faculdade de Odontologia; 1994.

Santos M. Efeito da implantação de íons nitrogênio na flexão de limas rotatórias de níquel-titânio [tese]. São Paulo-Universidade de São Paulo: Faculdade de Odontologia, 2003.

Santos M dos, Gavini G, Siqueira EL, and Costa C da. Effect of Nitrogen Ion Implantation on the flexibility of rotary nickel-titanium instruments *J Endod*. 2012 May;38(5):684-7.

Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974 Apr;18(2):269-96.

Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1971 Aug;32(2):271-5.

Shimabuko DM, Aun CE, Gavini G. Avaliação da resistência à torção de limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio, em função da sua conicidade e sistema de fixação da ponta [tese Mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2000.

Short JA, Morgan LA, Baumgartner JG. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod*. 1997;23(8):503-7.

Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *J Endod*. 1997 Dec;23(12):742-7.

Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Mity Roto 360 degrees and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. J Endod. 1998 Feb;24(2):128-34.

Tygesen YA, Steiman HR, Ciavarrro C. Comparison of distortion and separation utilizing profile and Pow-R nickel-titanium rotary files. J Endod. 2001 Dec;27(12):762-4.

Versluis A, Kim HC, Lee WC, et al. Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries J Endod. 2012 Oct;38(10):1394-403.

Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod. 1988 July;14(7):346-51.

Wycoff RC, Berzins DW. An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design - J Endod. 2012 Aug;38(8):1118-20.

Yum J, Cheung G, Park JK et al. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. J Endod. 2011 Mar 37(3):382-6.

Zhao D, Shen Y, Peng B et al. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments J Endod. 2013;39(3):385-9

Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, et al. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments J Endod. 2012 Nov;38(11):1535-40.

Zmener O, Banegas G. Comparison of three instrumentation techniques in the preparation of simulated curved root canals. Int Endod. J 1996 Sept;29(5):315-9.

APÊNDICE A - A tabela apresenta os valores das médias das medidas entre as extremidades das lâminas de corte do grupo controle e dos grupos experimentais a 3mm

Amostra do instrumento	Grupo Controle (sem uso)	Grupo 1 (3 usos)	Grupo 2 (6 usos)	Grupo 3 (9 usos)
1	547,1	513,0	509,2	447,1
2	546,5	515,0	495,6	448,9
3	546,8	514,0	508,2	448,6
4	547,0	514,2	498,2	447,3
5	547,2	515,6	499,1	447,4
6	546,9	513,7	504,5	448,1
7	546,7	513,8	503,2	449,0
8	547,1	513,9	498,2	447,0
9	547,2	514,5	506,2	447,6
10	546,9	514,9	508,1	448,4
Médias	546,94	514,26	503,05	447,94

APÊNDICE B - A tabela apresenta os valores obtidos das médias das medidas entre as extremidades das lâminas de corte do grupo controle e dos grupos experimentais a 6mm.

Amostra do instrumento	Grupo Controle (sem uso)	Grupo 1 (3 usos)	Grupo 2 (6 usos)	Grupo 3 (9 usos)
1	761,8	731,7	655,9	557,7
2	759,9	754,0	706,4	632,6
3	761,6	738,0	704,2	622,0
4	761,7	752,0	662,2	560,4
5	759,4	739,0	674,8	610,4
6	758,8	751,0	688,5	625,4
7	760,5	732,0	692,2	630,2
8	760,2	734,2	695,2	580,4
9	760,4	748,0	698,0	558,0
10	761,4	748,4	702,2	631,2
Médias	760,54	742,85	687,96	600,83

APÊNDICE C - ANOVA em 3 mm

Tamanho da amostra =	10	10	10	10
Mínimo	546.5000	513.0000	495.6000	447.0000
Máximo	547.2000	515.6000	509.2000	449.0000
Amplitude Total	0.7000	2.6000	13.6000	2.0000
Mediana	546.9500	514.1000	503.8500	447.8500
Primeiro Quartil (25%)	546.8250	513.8250	498.4250	447.3250
Terceiro Quartil (75%)	547.1000	514.8000	507.6250	448.5500
Desvio Interquartilico	0.2750	0.9750	9.2000	1.2250
Média Aritmética	546.9400	514.2600	503.0500	447.9400
Variância	0.0516	0.5693	24.4494	0.5693
Desvio Padrão	0.2271	0.7545	4.9446	0.7545
Erro Padrão	0.0718	0.2386	1.5636	0.2386
Coefficiente de Variação	0.04%	0.15%	0.98%	0.17%
Assimetria (g1)	-0.6919	0.2423	-0.1965	0.1883
Curtose (g2)	-0.0981	-0.0434	-1.6675	-1.7188
Média Harmônica =	546.9399	514.2599	503.0062	447.9389
N (média harmonica) =	10	10	10	10
Média Geométrica =	546.9400	514.2595	503.0281	447.9394
N (media geométrica) =	10	10	10	10
Variância (geom..) =	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
Desvio Padrão (geom.) =	1.0004	1.0015	1.0099	1.0017

APÊNDICE D – Teste de Tukey a 3mm

Tukey: 3mm

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	3	50.9 e+0	17.0 e+03
Erro	36	230.75	6.410

F = 2646.4766

(p) = < 0.0001

Média (Coluna 2) = 546.9400

Média (Coluna 3) = 514.2600

Média (Coluna 4) = 503.0500

Média (Coluna 5) = 447.9400

Tukey: Diferença	Q	(p)
Média (2 a 3)	= 32.6800	40.8148 <0.01
Média (2 a 4)	= 43.8900	54.8200 <0.01
Média (2 a 5)	= 99.0000	123.6542 <0.01
Média (3 a 4)	= 11.2100	14.0017 <0.01
Média (3 a 5)	= 66.3200	82.8358 <0.01
Média (4 a 5)	= 55.1100	68.8342 <0.01

APÊNDICE E - ANOVA em 6mm

Tamanho da amostra =	10	10	10	10
Mínimo	758.8000	731.7000	655.9000	557.7000
Máximo	761.8000	754.0000	706.4000	632.6000
Amplitude Total	3.0000	22.3000	50.5000	74.9000
Mediana	760.4500	743.5000	693.7000	616.2000
Primeiro Quartil (25%)	759.9750	735.2000	678.2250	565.4000
Terceiro Quartil (75%)	761.5500	750.3500	701.1500	629.0000
Desvio Interquartilico	1.5750	15.1500	22.9250	63.6000
Média Aritmética	760.5700	742.8500	687.9600	600.8300
Variância	1.0734	76.1228	315.8493	1076.0312
Desvio Padrão	1.0361	8.7248	17.7722	32.8029
Erro Padrão	0.3276	2.7590	5.6200	10.3732
Coefficiente de Variação	0.14%	1.17%	2.58%	5.46%
Assimetria (g1)	-0.3166	-0.0977	-0.9258	-0.4832
Curtose (g2)	-1.0380	-1.9239	-0.4750	-1.9154
Média Harmônica =	760.5687	742.7577	687.5386	599.1825
N (média harmonica) =	10	10	10	10
Média Geométrica =	760.5694	742.8039	687.7507	600.0118
N (media geométrica) =	10	10	10	10
Variância (geom..) =	1.0000	1.0001	1.0003	1.0013
Desvio Padrão (geom.) =	1.0014	1.0118	1.0264	1.0568

APÊNDICE F - Teste de Tukey a 6mm

Todos os grupos 6mm

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	3	15.5 e+04	51.6 e+03
Erro	36	13.2 e+03	367.269

F = 140.3995
(p) = < 0.0001

Média (Coluna 8) = 760.5700
Média (Coluna 9) = 742.8500
Média (Coluna 10) = 687.9600
Média (Coluna 11) = 600.8300

Tukey: Diferença	Q	(p)
Média (8 a 9)	= 17.7200	2.9240 ns
Média (8 a 10)	= 72.6100	11.9813 <0.01
Média (8 a 11)	= 159.7400	26.3585 <0.01
Média (9 a 10)	= 54.8900	9.057 3 <0.01
Média (9 a 11)	= 142.0200	23.4346 <0.01
Média (10 a 11)	= 87.1300	14.3772 <0.01

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação do desgaste das lâminas de corte do sistema Reciproc através do MEV.

Pesquisador: Rodrigo Casasanta França

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 06342812.0.0000.0075

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 154.688

Data da Relatoria: 30/11/2012

Apresentação do Projeto:

O projeto intitulado "Avaliação do desgaste das lâminas de corte do sistema Reciproc através do MEV", consiste na avaliação por meio da microscopia eletrônica de varredura do desgaste de instrumentos rotatórios, utilizados em tratamento endodônticos. Usando para isso dentes pré molares inferiores selecionados com um único canal, e padronizados em seu comprimento.

Objetivo da Pesquisa:

A pesquisa tem o objetivo primário de "avaliar o desgaste das lâminas de corte do Sistema Reciproc, através do Microscópio eletrônico de varredura". E como objetivo secundário "de verificar se o sistema reciproc for utilizado mais de uma vez se poderá levar ao risco de uma fratura ou talvez a uma deformação plástica".

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Não há risco na pesquisa, apenas o inerente ao trabalho para o operador, isto é ao executor do trabalho laboratorial. Que foi mensurado pelo pesquisador.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Os dentes após a pesquisa serão doados ao Banco de dentes da FOU SP.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos obrigatórios, folha de rosto, autorização para o uso do laboratório da Dentística Restauradora e o termo de doação dos dentes (180) pelo banco de dentes da FOU SP, segundo a Resolução CNS N° 441, estão corretos e de acordo com as normas do CEP FOU SP.

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO



Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final ao término do trabalho. Qualquer modificação do projeto original deve ser apresentada a este CEP, de forma objetiva e com justificativas, para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Aprovado.

SAO PAULO, 26 de Novembro de 2012

Assinador por:
Marcia Turolla Wanderley
(Coordenador)