DIRCE AKEMI SACAGUTI KAWAKAMI

**RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA FLEXURAL DE
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE Ni-Ti EM RAZÃO DO USO
E DO TORQUE**

São Paulo

2007

Dirce Akemi Sacaguti Kawakami

**Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos
rotatórios de
Ni-Ti em razão do uso e do torque**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Mestre, pelo
Programa de Pós-Graduação em
Odontologia.

Área de Concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. Giulio Gavini

São Paulo

2007

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

Kawakami, Dirce Akemi Sacaguti
Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de Ni-Ti em razão do uso e do torque. / Dirce Akemi Sacaguti Kawakami; orientador Giulio Gavini. -- São Paulo, 2007.

119p.: tab., fig.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Endodontia) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Instrumentos odontológicos cortantes rotatórios – Fadiga dos materiais 2.
Dentística

CDD 620.163

BLACK D21

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 E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

KAWAKAMI DAS. Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de Ni-Ti em razão do uso e do torque [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

São Paulo: ____/____/2007

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

“Dominar-se a si própria, é uma vitória maior do que vencer a milhares em uma batalha.”

SAKYAMUNI

DEDICATÓRIA

Aos meus queridos pais e “batiam”

Nobor,

Mie,

e Tsutae

que na incansável luta pela vida, sempre me mostraram
os valores da família, do próximo, do trabalho e da
honestidade, na busca de um ser melhor.

Ao Ricardo,

excepcional companheiro, grande homem, pai de verdade,
virtudes estas que, a cada dia, fazem viver
o significado da palavra
AMOR.

Aos meus filhos

Gustavo

e Fernanda,

um presente, um futuro,

uma razão de vida.

A alegria e o motivo de todos os meus esforços.

Aos meus irmãos Minoru e Koji,
meus sobrinhos Victor e Philip,
minhas cunhadas Lea, Laphone e Tina,
meus cunhados Lauro e Kiyoshi,
meus sogros Mineo e Hideko,
e todos os meus amigos verdadeiros.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

“A base do sucesso em qualquer atividade está primeiro em se ter uma oportunidade, que geralmente aparece não porque você cria o momento, mas porque alguém chega e abre uma porta.”

AYRTON SENNA DA SILVA

Ao Prof. Dr. Giulio Gavini, que me encaminhou, me envolveu com cuidados e zelos, e me orientou na busca dos ideais, o meu maior reconhecimento e minha eterna e imensa gratidão. Muito obrigada pela paciência, pela confiança depositada em mim, por tudo que me ensina, pela amizade e pela oportunidade de poder conviver com você, um ser humano tão
especial.

AGRADECIMENTOS

Ao Nilson Luiz de Abreu técnico do SAT (setor de apoio tecnológico), ao Prof. Coordenador, Luiz Carlos Casemiro e ao assistente técnico Hebert Soares de Souza, profissionais do Senai de São Bernardo do Campo, por todo o apoio, paciência, dedicação e empenho na materialização do dispositivo experimental.

Ao Prof. Dr. Oscar Faciola Pessoa, pela colaboração e atenção de sempre.

Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo Aun, responsável direto pela escolha da Endodontia como minha especialidade. Muito obrigada pela oportunidade de ter podido fazer parte de sua equipe. Muito obrigada por todos os ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Bombana, um verdadeiro mestre, de mérito reconhecido, minha admiração pela sua simplicidade e forma com que exerce suas funções, muito obrigada pela compreensão.

Ao Prof. Dr. Celso Luiz Caldeira, grande pessoa e profissional, pelo incentivo, pela atenção e pela conduta profissional.

Ao Prof. Dr. Danilo Minor Shimabuko, profissional competente, pela atenção e ensinamentos de sempre.

Ao amigo Paulo Bonfim, pessoa de grande virtude, medida não por ações excepcionais, mas pelos seus hábitos cotidianos. Muito obrigada pela amizade e apoio anabalável.

Às colegas do curso de mestrado, Andréa, Eliana e Lieni, com as quais compartilhei inesquecíveis momentos de aprendizado e amizade.

A todos os professores da Disciplina de Endodontia do Departamento de Dentística da FOU SP, por todos os ensinamentos.

À secretaria do Departamento de Dentística da FOU SP, representada pela Ana e Davi.

Ao Serviço de Documentação Odontológica da FOU SP.

À Kali de Fátima Amaral, Cláudia Sekine e Selma Cristina Cury Camargo, pelo apoio.

Aos colegas e amigos da Disciplina de Endodontia da UNISANTA: Celso Luiz Caldeira, Danilo Minor Shimabuko, Érico de Melo Lemos, Alexandre Gomes Bezerra, Eduardo Akisue, Eduardo Calil, Paulo Bonfim, Jacob Huli, Maurílio Malavasi, Guilherme Figueiredo, Carmo Antonio Aun, Juliano Ribeiro de Lima, Lícia Elias, Isabelle Elias, Thiago Cardoso Bulhões Brum, Luciana Gabriela Zaher e Juliana Felca Queiroz, pelo carinho e presença constante.

Aos amigos-irmãos Luzia, Akira, Tiemi, Hiro e Tina, pessoas que falam pelo coração, minha eterna gratidão e amizade.

À Dra. Mirna Alameddine, praticamente um anjo mandado por Deus.

Ao Ossamu e Neide, pela atenção dispensada.

À Cirlene, meu braço direito, sem a qual não poderia assumir este projeto, muito obrigada pela invariável dedicação.

À Lurdes, Ana e Lílian, minhas ajudantes diárias, obrigada pela compreensão.

KAWAKAMI DAS. Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de Ni-Ti em razão do uso e do torque [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de número 25, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento (K^3 , SybronEndo), submetidos a variados torques de acionamento e repetidos ciclos de usos em canais simulados, valendo-se de dispositivo apropriado para ensaios dinâmicos. Procurou-se determinar se, além do fator de variação número de uso, há influência relacionada com o torque e, ainda, a possibilidade de interação entre número de uso e torque. Valendo-se motor elétrico acionado à velocidade de 300 rpm foram instrumentados 320 canais simulados, utilizado-se 80 instrumentos divididos em 4 grupos com 20 espécimes cada, de acordo com os torques (0,5 Ncm, 1,0 Ncm, 2,0 Ncm e 6,0 Ncm) a que seriam submetidos. Cada grupo foi subdividido em 4 subgrupos com 5 espécimes, de acordo com o número de usos (1, 3, 5 e 7 ciclos de usos). Todos os instrumentos foram submetidos a ensaio de fadiga cíclica flexural que foi realizado num dispositivo que permitia ao instrumento girar livremente, reproduzindo a instrumentação rotatória num canal curvo (40° e raio de curvatura de 5 mm), simulando o movimento de *pecking*, onde o instrumento deslizava pelo sulco criado no anel de aço temperado. Foi utilizada peça de mão com contra-ângulo redutor de 16:1, acionado por motor elétrico na velocidade de 300 rpm e torque idêntico ao empregado durante a fase de preparo dos canais simulados. A

fratura do instrumento era facilmente detectada pelo sensor, e neste momento o contador e o temporizador paravam imediatamente. Os dados registrados no contador e no temporizador foram transformados em segundos. Para a avaliação estatística empregou-se ANOVA e o teste *t* de Student ($p < 0,01$). No que diz respeito ao fator de variação número de uso, não houve diferença estatística significativa, enquanto as comparações feitas com o torque de 6,0 Ncm apresentaram valores de *t* calculado altamente significativo, com $p < 0,01$. Também não ocorreu interação significativa entre os fatores de variação número de usos e torque. Baseado nos resultados deste estudo pode-se concluir que o torque afetou a resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos rotatórios de NiTi, sendo menor naqueles submetidos à torque elevado, enquanto o número de usos em até 7 vezes não afetou .

Palavras Chaves: Fadiga flexural – Torque – Fadiga cíclica – Fratura -
Níquel-titânio – Fadiga - Instrumento rotatório

KAWAKAMI DAS. Flexural cyclic fatigue resistance of NiTi rotary instruments due to number of uses and torque [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

ABSTRACT

The aim of the present study was to evaluate the flexural cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments, number 25, taper 0,04, and length of 25mm (K³, SybronEndo), when submitted to several torque values and number of uses in simulated canal blocks, by using devices appropriated for dynamic tests. It was tried to detect whether, in addition to the factor number of uses, there would be an influence related to torque, or even the possibility of an interaction between number of uses and torque. The data was collected from 320 simulated canals that were prepared, driven by an electrical motor at 300 rpm, using 80 instruments divided in 4 groups of 20 sample each, based on torque values (0,5 Ncm, 1,0 Ncm, 2,0 Ncm e 6,0 Ncm). Each group was randomly divided in 4 subgroups of 5 samples each, according to the number of uses (1, 3, 5 and 7 cycles). All files were submitted to flexural cyclic fatigue test realized in a device that allows the instrument to freely rotate, reproducing the movement of an instrument rotating in a curved canal (40° angle and 5 mm of radius), simulating the *pecking* movement, where the instrument slide over the groove created in the hardened steel. An electric motor hand-piece was used with a contra-angle 16:1 reduction set at 300 rpm and torque value identical to that used during preparation of simulated canals. The fracture of the instrument was easily detected at moment which the counter and the timer were immediately

stopped. Data collected by the counter and the timer were converted in seconds and analysed by ANOVA and *t* Student test ($p < 0.01$). In regards to the number of uses factor, there was not a statistically significant difference, while comparisons made with torque value set at 6,0 Ncm showed *t* values significantly high, with $p < 0.01$. It was not seen any interaction between both variables, number of uses and torque. Based on the results of this investigation, it can be concluded that torque affected the resistance to flexural cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments, being low on those tested at high torque value; while the factor number of uses up to 7 times did not affect the results.

Key Words: Flexural Fatigue – Torque - Cyclic fatigue – Fracture - Nickel-Titanium – Fatigue -Rotary Instrument

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Cubeta acrílica e tampa superior	71
Figura 4.2 - Cubeta com espaçador digital em posição	72
Figura 4.3 - Canal simulado confeccionado	73
Figura 4.4 - Motor elétrico Endo Plus	76
Figura 4.5 - Vista frontal do dispositivo experimental	79
Figura 4.6 - Vista superior do dispositivo experimental	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Valores originais, média e desvio padrão, expressos em segundos, para os diferentes grupos.....	84
Tabela 5.2 - Teste de D' Agostino com valores originais.....	85
Tabela 5.3 - Análise de variância: Fatorial (a x b).....	85
Tabela 5.4 - Teste t de Student para os torques empregados.....	85

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

#	Número
%	Porcentagem
ADA	American Dental Association
ANSI	American National Standards Institute
AuCd	Ouro Cádmio
Cm	Centímetro
cm ²	Centímetro quadrado
CuAl	Cobre Alumínio
CuZn	Cobre Zinco
EDTA	Ácido Etilenodiamino Tetracético Dissódico
ISO	International Standards Organization
Kev	Kilo eletrovolt
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
Mm	Milímetro
N	Newton
NaOCl	Hipoclorito de Sódio
Ni	Níquel
NiTi	Níquel-Titânio
Nº	Número
°	Graus
°C	Graus Celsius
rpm	Rotações por minuto
Ti	Titânio
TiAl	Titânio Alumínio
TiNb	Titânio Nióbio
TiO ₂	Óxido de titânio

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
3 PROPOSIÇÃO	68
4 MATERIAL E MÉTODOS	69
4.1 Material	69
4.2 Métodos	70
5 RESULTADOS	83
6 DISCUSSÃO	87
7 CONCLUSÃO	103
REFERÊNCIAS	104
ANEXO	119

1 INTRODUÇÃO

O sucesso da terapia endodôntica depende de vários fatores, sendo o preparo-químico-cirúrgico, uma das etapas mais importantes do tratamento endodôntico. Ela inclui a remoção de tecidos vitais e não vitais do sistema de canais radiculares, a excisão de dentina infectada preservando a anatomia e a localização do forame apical, nos casos de reintervenções, a remoção de obstruções metálicas e não-metálicas. Objetivando, com isto, preparar o conduto para facilitar a ação das substâncias químicas e medicações intracanaís. Portanto, esta, bem chamada de preparo-químico-cirúrgico, é a fase de eliminação da infecção, realizada pela ação conjunta dos instrumentos endodônticos apropriados e das substâncias químicas.

O preparo químico-cirúrgico também determina a eficácia de todos os outros procedimentos subseqüentes, ou seja, além da criação de espaço para a medicação intracanal, uma condição para uma obturação hermética e conseqüentemente, uma adequada restauração do elemento dentário.

Durante o preparo-químico-cirúrgico, o profissional pode se deparar com situações anatômicas favoráveis nos casos de canais amplos e retilíneos; ou desfavoráveis, nos casos de canais com curvaturas e achatamentos acentuados.

Por isso, infelizmente, esta fase de preparo do canal é adversamente influenciada pela grande variação anatômica do canal radicular e a relativa inabilidade do operador em visualizar estas variações anatômicas por meio

de radiografias; e assim, cometer erros durante a modelagem, às vezes de difícil correção, podendo implicar no insucesso da terapia.

Neste particular, não seria incoerente atribuir tal malogro às limitações dos instrumentos endodônticos, pois os mesmos muitas vezes, tornam-se incapazes de se adaptar às variações anatômicas do sistema de canais radiculares.

Tentando vencer tais limitações, os instrumentos endodônticos vêm sofrendo expressivas mudanças: dos instrumentos confeccionados através de molas de relógio ou cordas de piano do final do século XVIII, das brocas de Gates-Glidden, depois às limas tipo K já padronizadas.

No início do século XX apareceram os primeiros instrumentos de aço carbono rotacionados a motor. Estes realizavam movimentos verticais, como Racer-handpiece (W&H); ou rotacionais de quarto de volta, como Giromatic (MicroMega); ou movimentos verticais e rotacionais, como Endolift (Kerr). Em seguida surgiram: Canal Finder System (S.E.T), o primeiro sistema desenvolvido com movimentos parcialmente flexíveis, verticais e rotacionais; Excalibur (W&H), com movimentos oscilatórios laterais; e Endoplaner (Microna), com movimentos de limagem.

Assim como os instrumentos ultrassônicos; sônicos; recursos a laser para preparo e desinfecção do canal radicular; diferentes versões de técnica eletrocirúrgica (Endox); ou técnicas de não instrumentação utilizando bomba a vácuo para limpeza e obturação dos canais radiculares; valem como recursos tecnológicos na tentativa de aprimorar sempre a etapa de preparo-químico-cirúrgico dos canais radiculares.

Portanto, requintados materiais com excelentes qualidades biológicas, físico-químicas e mecânicas têm sido apresentados e discutidos, até chegar aos instrumentos endodônticos manuais fabricados com liga de níquel-titânio, primeiro descrito por Walia, Brantley e Gerstein (1988), que causaram um grande impacto no preparo do canal radicular. Esta liga apresenta aproximadamente 55% de níquel e 45% de titânio, apresentando duas características muito importantes: o efeito memória de forma e a superelasticidade. O limite elástico desta liga em torção e flexão é duas ou três vezes maior que a do aço inoxidável.

Em pouco tempo, enquanto continuava o uso da instrumentação manual, os instrumentos de níquel-titânio foram aprimorados para serem utilizados com rotação de 360° em motores de baixa velocidade, utilizando métodos e princípios mecânicos descritos há mais de cem anos.

Presencia-se então, o surgimento de instrumentos flexíveis e técnicas eficazes que oferecem possibilidades de desenvolver velocidade e eficiência nos tratamentos endodôntico, assim como atingir maior precisão e exatidão nos preparos, demandando pouco tempo de trabalho e reduzindo o cansaço do operador. Mas como em qualquer outra técnica, ainda há risco de ocorrer acidentes e complicações durante a execução do preparo.

Esses acidentes e complicações podem ocorrer mesmo que o profissional domine todos os conhecimentos técnicos e apresente adestramento e habilidades para utilizar o sistema rotatório.

Quanto aos acidentes, o mais freqüente é a fratura do instrumento durante a fase de preparo, sendo suas causas ainda pouco elucidadas em virtude dos diversos fatores que estão associados à fadiga do instrumento.

Dentre esses fatores, podemos citar: a condição anatômica como raio e ângulo de curvatura do canal radicular, as características do sistema, a freqüência do uso, a seleção do torque, a velocidade de acionamento e o adestramento do operador.

Com o surgimento dessas limas endodônticas acionadas por motores elétricos, o operador pôde ter controle da velocidade e do torque. Inicialmente as limas de NiTi eram utilizadas em contra-ângulos normais de baixa velocidade, o que resultou num número expressivo de fraturas dos instrumentos. Em consequência disto, motores especiais com velocidade e torque constantes foram introduzidos.

Em seguida, foram utilizados motores que trabalhavam com alto torque, para permitir o corte eficaz da dentina, prevenindo o travamento do instrumento nas paredes do canal radicular. Mas, devido à incidência de fraturas dos instrumentos se manter em patamar elevado, foram desenvolvidos motores de baixo torque ou com controle de torque, individuais e ajustáveis para cada sistema, permitindo o uso do instrumento em valores inferiores ao seu limite elástico, e com isso reduzir o risco de fratura.

As limas podem apresentar modificações estruturais em consequência de repetidos ciclos de uso, sendo que muitas vezes tais alterações não são detectadas pelo operador.

Portanto, a fadiga flexural, muito freqüente quando da instrumentação de canais curvos, é originada por repetidas tensões de tração e compressão e, portanto, considerada por muitos a forma mais destrutiva do carregamento cíclico.

Muitas são as controvérsias em relação ao número de usos e ao torque ao qual o instrumento pode ser submetido, existindo para o profissional, dificuldades para estabelecer critérios para a reutilização segura do instrumento rotatório de níquel-titânio.

Frente ao exposto, justifica-se a realização de estudos para elucidar a influência dos repetidos ciclos de uso, do torque e da interação destes fatores na resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos rotatórios de NiTi.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O desenvolvimento tecnológico, característica clara e natural da busca científica na virada do século, possibilitou, tanto na área médica como na odontológica, a utilização de outros tipos de ligas metálicas, como as de AuCd e CuZn, e depois a de NiTi (DUERIG; PELTON; STOCKEL, 1999). Essas ligas apresentam vantagens sobre outras ligas convencionais, especialmente frente aos principais conceitos envolvidos nos fenômenos de comportamento termomecânico: efeito memória de forma e superelasticidade.

Consideraram Lee et al. (1988) e Otubo, Mei e Koshimizu (1997) que o termo efeito memória de forma é aplicado a materiais metálicos que demonstram habilidades de retornar ao estado ou à forma original, após serem deformados plasticamente no estado martensítico, quando aquecidos à temperatura acima de A_f (temperatura de fim da transformação da martensita em austenita). Assim, a liga de NiTi diferencia-se das outras ligas convencionais que apresentam alteração plástica permanente, quando seu limite elástico é ultrapassado.

A maioria das ligas que apresenta efeito memória de forma possui fenômeno elástico não linear denominado pseudo-elástico ou pseudo-elasticidade, que se refere à capacidade de recuperar a forma original quando a tensão é removida, após o material ter sido deformado muito além do seu limite elástico. Nesses casos, a martensita é induzida

mecanicamente e desaparece quando a tensão é retirada (OTUBO; MEI; KOSHIMIZU, 1997).

O efeito memória de forma foi investigado e desenvolvido por Buchler e Wang (1963) nas ligas equiatômicas de NiTi para o programa espacial americano no Naval Ordinance Laboratory em Silver Spring, Maryland (EUA), ocasionando um interesse comercial inesperado e muito considerável (DUEBIG; PELTON; STOCKEL, 1999). Surgiu daí o nome Nitinol, um acrônimo formado pelos símbolos dos elementos químicos que compõem a liga e as iniciais do laboratório onde foi desenvolvida.

No efeito memória de forma, a liga de níquel-titânio sofre deformação martensítica durante a deformação plástica e, após o descarregamento seguido de aquecimento, há a reversão do processo, a qual se transforma em austenita (THOMPSON, 2000).

Salientaram Miura et al. (1986) que, de todas as ligas dotadas dessa propriedade, a de níquel-titânio é a mais utilizada por apresentar a maior deformação recuperável e o intervalo de temperaturas de transformação mais adequado, além de ser biocompatível e possuir elevada resistência à corrosão.

Referente a esse assunto, Serene, Adams e Saxena (1995) complementaram que existem várias ligas com propriedade superelástica, como o CuZn, CuAl, AuCd, TiNb e NiTi. Dentre esses, o NiTi é o que apresenta melhor biocompatibilidade e também uma excelente resistência à corrosão.

A biocompatibilidade dessa liga, segundo Duerig, Pelton e Stockel (1999), deve-se à formação passiva de uma camada de óxido de titânio (TiO_2), observada em todos os corpos metálicos que contém Ti. Esta camada de óxido, além de aumentar a estabilidade superficial do material, impedindo a corrosão, cria uma barreira física e química contra a oxidação do Ni.

Na superelasticidade, a liga de níquel-titânio sofre transformação martensítica durante a deformação plástica e, no descarregamento, ocorre à reversão da microestrutura para austenita, não sendo necessário o aquecimento. Esta propriedade confere à liga a capacidade de recuperar a forma original, desde que não supere o limite de elasticidade (THOMPSON, 2000).

Porém, o níquel-titânio só foi implantado na Odontologia por Andreasen e Hilleman (1971), na confecção de fios ortodônticos em razão do seu baixo módulo de elasticidade.

Civjan, Huget e De Simon (1975), baseados nas propriedades mecânicas (efeito memória de forma e baixo módulo de elasticidade) da liga de níquel-titânio (55 e 60-Nitinol) sugeriram sua aplicação no campo da Medicina e da Odontologia.

Então, Walia, Brantley e Gerstein (1988), introduziram a liga de níquel-titânio em endodontia com a utilização de limas manuais #15 produzidas experimentalmente a partir de fios ortodônticos compostos por esta liga. As limas de Nitinol, quando flexionadas ou torcidas, apresentam elasticidade duas a três vezes maiores que as limas de número 15 de aço inoxidável.

A partir desses achados, diversos fabricantes incluíram em sua linha de produção a confecção de instrumentos endodônticos em liga de níquel-titânio. Esses instrumentos, quando em sua função de modelagem do canal radicular, ficam sujeitos a esforços que podem modificar seu comportamento quanto à flexibilidade e sua resistência à torção.

Em 1994, encontrava-se à disposição as versões em aço inoxidável e também em níquel-titânio das limas Canal Master. Utilizando amostras de #20 a #50, Camps e Pertot (1994) examinaram as características relacionadas à resistência à torção e perceberam que ambas alcançaram ou excederam as especificações ANSI/ADA nº28, especialmente os instrumentos de níquel-titânio, encorajando demais estudos clínicos e laboratoriais.

Os mesmos Camps e Pertot (1995) avaliaram a resistência à flexão e resistência à fratura por torção, testando instrumentos de número 15 a 40 de quatro marcas de limas manuais de níquel-titânio: Brasseler, JS Dental, Mac Spadden e Maillefer. Estes grupos foram comparados com limas de aço inoxidável, todas em conformidade com a especificação nº28 ANSI/ADA. As limas de níquel-titânio excederam as especificações nos ensaios, apresentando o mais baixo torque e um módulo de elasticidade cinco vezes menor, em comparação às limas de aço inoxidável e um ângulo de deformação permanente, com exceção das limas de número 40 da Maillefer e 30 da MacSpadden que apresentaram reduzida resistência à torção. O teste de flexão mostrou que a deformação permanente era nula para todas

as limas de níquel-titânio, pois removida a tensão induzida, o instrumento voltava à posição original sem modificações.

Persistiram Camps, Pertot e Levallois (1995) realizando estudo em limas com aço inoxidável e de níquel-titânio, relacionando o calibre dos instrumentos, a sua dureza, sob diferentes secções transversais. Observaram que a resistência ao encurvamento cresce à medida que o diâmetro da lima também aumenta. Os instrumentos de secção transversal triangular modificada que possuíam arestas côncavas, mostrando maior flexibilidade que os de secção triangular convencional, sendo que os quadrangulares apresentaram menor maleabilidade.

Canalda-Sahli, Brau-Aguadé e Berástequi-Jimeno (1996) realizaram um estudo para avaliar flexibilidade e resistência à torção de limas tipo K de secção triangular de níquel-titânio (Nitiflex, Naviflex), titânio (Microtiane) e aço inoxidável (Flexofile, Flex R). Verificaram uma superioridade das limas de níquel-titânio no quesito flexibilidade. Porém, as limas de aço inoxidável foram superiores nos testes de deflexão angular quando comparadas às de níquel-titânio, sendo mais resistentes à fratura por torção.

Já Rowan, Nicholls e Steiner (1996), comparando os instrumentos manuais de aço inoxidável com os de níquel-titânio, mostraram que as de aço inoxidável apresentam maior resistência à fratura na torção horária, e as de níquel-titânio no sentido anti-horário.

A ação de redução bacteriana foi estudada por Dalton et al. (1998) em 48 pacientes portadores de molares inferiores com mortificação pulpar e presença de rarefação óssea periapical, comparando instrumentos de NiTi

0,04 e instrumentos tipo K de aço inoxidável. Nenhuma diferença significativa foi detectada entre os dois tipos de instrumentos em relação à redução bacteriana, pois nenhuma técnica proporciona um canal radicular livre de bactérias. Apenas o número de bactérias diminui quando se usam instrumentos de maior calibre.

No sentido de comparar as limas manuais de níquel-titânio em relação à resistência à fratura, inúmeros autores realizaram vários trabalhos à medida que foram aparecendo novas marcas no mercado odontológico.

Analisando os resultados de Wolcott e Himel (1997), os instrumentos manuais de níquel-titânio tipo U conicidade 0.02 e 0.04 e de aço inoxidável conicidade 0,02 foram testados, avaliando a resistência à torção e deflexão angular. Concluíram que quanto maior o diâmetro e a conicidade, maior é a resistência à fratura. As limas de aço inoxidável não acusaram diferença significativa entre o torque máximo e o torque no momento da fratura, enquanto as de níquel-titânio apresentaram diferença estatisticamente significativa.

Por sua vez, Bonetti Filho et al. (1998) avaliaram microscopicamente instrumentos endodônticos de NiTi e aço inoxidável, antes e após o uso clínico. Os instrumentos foram submetidos a diferentes ciclos de uso em pré-molares superiores. A interpretação foi feita com estereomicroscópio com aumento de quarenta vezes, onde os parâmetros avaliados basearam-se na presença de deformações, ranhuras, fraturas e anomalias de bordas. Concluíram que as limas de níquel-titânio são superiores às de aço inoxidável que por sua vez sofrem deteriorações logo nos primeiros usos.

Também no mesmo ano, Motta (1998), avaliou comparativamente a deflexão angular e a flexibilidade das limas endodônticas produzidas em ligas de aço inoxidável e de níquel-titânio. Constatou ainda que as limas de níquel-titânio resistiram mais à deflexão angular até o momento da fratura e exigiram menos carga no ensaio de flexão quando comparadas com as limas de aço inoxidável.

Kazemi, Stenman e Spangberg (2000), obedecendo à especificação nº58 ANSI/ADA, compararam as propriedades físicas das limas de níquel-titânio e aço inoxidável de desenhos idênticos, e chegaram à conclusão que as primeiras são superiores em flexibilidade, porém menos resistentes à fratura. A microscopia de varredura mostrou que a superfície das limas de aço inoxidável apresentava características de fratura do tipo frágil, enquanto que as de níquel-titânio eram do tipo dúctil.

Em contínuas pesquisas para aperfeiçoar os instrumentos endodônticos, a maior inovação introduzida nos últimos anos foi o desenvolvimento de limas de níquel-titânio acionadas a motores elétricos ou pneumáticos. Devido às características de superelasticidade e de efeito memória de forma da liga de níquel-titânio, as limas de níquel-titânio rotatórias prometem melhor desempenho na modelagem de canais com curvaturas acentuadas que as limas de aço inoxidável.

Cada vez mais, novos sistemas de limas vêm surgindo no mercado, com variações na conicidade, na secção transversal, no tipo de ponta, no desenho da parte ativa e até no tipo de acionamento.

Marsicovetere et al. (1996) testaram 216 limas LightSpeed de diferentes tamanhos. Todos os instrumentos testados excederam os padrões da especificação nº28 ANSI/ADA para o número de rotações até a fratura, mas somente as limas de menor calibre atingiram as especificações para o torque máximo até a fratura.

Obedecendo à norma ISO nº3630, Tepel, Schafer e Hoppe (1997) compararam a flexibilidade e resistência à fratura de 24 diferentes tipos de instrumentos endodônticos, limas e alargadores, de aço inoxidável, níquel-titânio e titânio-alumínio. Os instrumentos de NiTi mostraram maior flexibilidade, seguidos pelos de TiAl. Por sua vez, os instrumentos convencionais de aço inoxidável foram superiores no ensaio de torção, embora todas as limas testadas mostrassem baixo risco de fratura.

Zuolo e Walton (1997) utilizaram instrumentos rotatórios de níquel-titânio e limas manuais de aço inoxidável em repetidos preparos de canais curvos até a fratura ou no máximo por 22 minutos, a fim de determinarem as deteriorações dessas limas nas mesmas condições de uso clínico e na presença de solução de hipoclorito de sódio a 2,5%. As amostras foram submetidas ao microscópio eletrônico de varredura antes e depois da instrumentação, revelando que as limas de aço inoxidável se desgastaram mais rapidamente que as limas de níquel-titânio.

Na maioria das investigações dos sistemas de NiTi, observa-se uma capacidade superior destes na manutenção da curvatura durante o preparo, mesmo em canais com curvaturas severas (THOMPSON; DUMMER, 1998a, 1998b).

Costa e Santos (2000) desenvolveram um estudo avaliando a resistência à torção de limas rotatórias de níquel-titânio dos sistemas Quantec e Pow-R. Mostraram que o sistema Pow-R foi superior nos diferentes calibres testados. Os autores observaram também que ambos os sistemas excederam a especificação nº28 ANSI/ADA referente à torção de instrumentos endodônticos.

Turpin et al. (2001) avaliaram as propriedades geométricas de instrumentos rotatórios com diferentes secções transversais, em U triplo e em hélice tripla, quanto à resistência à torção e flexibilidade. Os resultados mostraram que a secção em hélice tripla é 30% maior que a em U triplo, gerando mais estrutura de massa e, então, resistindo em dobro à torção, diminuindo assim o risco de fratura.

Idealizando aparato que permitia ensaios de torção rígido e elástico, Shimabuko (2000), comparou a resistência à fratura por torção de instrumentos rotatórios de níquel-titânio nº25 de conicidades 0,04 e 0,06 de 21 mm de comprimento, verificando superioridade estatisticamente significativa das limas de maior conicidade, como também valores diferentes para os dois tipos de teste.

O estudo de Brantley et al. (2002a) foi o primeiro da literatura endodôntica a mostrar que a estrutura dos instrumentos rotatórios de NiTi pode ser convenientemente investigado por leitura calorimétrica diferencial (DSC- Differential Scanning Calorimetry). Os resultados indicaram que as limas ProFile e LightSpeed testadas apresentaram a propriedade de superelasticidade com temperatura final de austenita (Af) de 25°C.

Três meses depois, os mesmos Brantley et al. (2002b) fizeram a mesma avaliação, também com ProFile e LightSpeed, agora utilizando limas novas, de um, três e seis ciclos de usos em dentes extraídos. A análise DSC mostrou que os instrumentos das duas marcas estavam sempre em condição de superelasticidade, não sendo afetada pelo uso clínico em dentes extraídos.

Kuhn e Jordan (2002) avaliaram as propriedades relacionadas à fadiga de instrumentos rotatórios de níquel-titânio e subsequente o efeito do processo de fabricação na fratura, utilizando a técnica DSC. Sugerem os autores que sejam realizados tratamentos térmicos na liga de níquel-titânio previamente ao processo de usinagem, o que levaria à maior vida útil dos instrumentos.

Os instrumentos rotatórios GT também foram testados por Calberson et al. (2002) utilizando quarenta canais simulados de curvaturas acentuadas (40° e 60°) e posição de curvatura variada (secção reta antes da curva, 8 e 12 mm) utilizando a técnica cérvico-apical. Sob as condições deste estudo, estas limas promoveram uma modelagem aceitável dos canais, apesar do alto índice de deformação dos instrumentos de conicidade 0,04 em canais com curvaturas de 60° . Sugere-se que canais com curvaturas agudas, quando instrumentados pelo sistema GT, não devam ultrapassar o tamanho 25.

Berutti et al. (2003) para avaliar numericamente o comportamento mecânico entre os sistemas ProFile e ProTaper, realizaram estudo aplicando o método de análise por elementos finitos. Foi avaliada a disposição do

estresse em simulações de esforços torcionais e flexurais. A comparação das propriedades geométricas de ambas as secções transversais permitiu concluir que o sistema ProFile apresentou maior elasticidade em relação ao sistema ProTaper, sendo esse último superior no que se refere à distribuição de forças.

Comparando limas manuais de aço inoxidável K-Flexofile com limas rotatórias de níquel-titânio do sistema K³ quanto à capacidade de modelagem em canais curvos, Schäfer e Florek (2003) concluíram que as limas K³ prepararam mais rapidamente e com mínimo de transporte do canal radicular que as limas de aço inoxidável; porém, fraturas ocorreram com maior frequência com as limas rotatórias.

A instrumentação rotatória com limas de NiTi do sistema FlexMaster proporcionou um preparo menos retificado e num menor intervalo de tempo, quando comparado com a instrumentação manual. O preparo apical nos instrumentados com FlexMaster apresentou-se significativamente maior que nos instrumentados manualmente (SCHÄFER; SCHULZ-BONGERT; TULUS, 2004).

Quando Schäfer e Vlassis (2004a, 2004b) compararam instrumentos rotatórios de NiTi do sistema ProTaper e RaCe quanto à capacidade modeladora e desinfetante, chegou-se a melhores resultados do RaCe em relação ao do ProTaper na velocidade de preparo, na capacidade de manter o canal centralizado, na manutenção do comprimento de trabalho e na qualidade de limpeza da parede do canal. Ambos os sistemas mostraram-se seguros.

Calberson et al. (2004) determinaram a capacidade de modelagem dos instrumentos ProTaper em canais simulados, instrumentando quarenta canais com angulações (20° e 40°) e posições (secção reta antes da curva, 8 e 12 mm) variadas de curvaturas, obedecendo as normas do fabricante e fazendo uso de F1, F2 e F3 em todo o comprimento de trabalho. Apesar de promoverem preparos com boa conicidade em todos os canais, concluíram que há necessidade de um cuidado maior quando do uso dos instrumentos F2 e F3, pois observaram maior desgaste da porção interna da curvatura, em direção à zona de perigo do canal, além de uma observação maior no instrumento F3, pois tem uma tendência à deformação das espiras.

O comprimento da espira do instrumento rotatório de NiTi também influencia no comportamento dos instrumentos de secção transversal hélice tripla. Aumentando o comprimento da espira, diminui a distribuição da carga por torção e a tendência de aparafusamento, tornando o instrumento mais efetivo (DIEMER; CALAS, 2004).

Patiño et al. (2005) avaliaram o índice de fratura de instrumentos rotatórios de NiTi, empregados após prévia exploração e instrumentação do terço apical com limas manuais de aço inoxidável e constataram redução significativa desse acidente. A análise de resultados mostra a relação direta do ângulo de curvatura e do número de usos com a fratura do instrumento.

Schrader e Peters (2005) compararam o torque e a força desenvolvida por duas seqüências de instrumentos rotatórios de NiTi, uma utilizando somente limas de conicidade 0,04 e outra, intercalando 0,04 e 0,06. As simulações feitas em canais curvos, confeccionados em resina, permitiram

detectar diferença estatisticamente significativa entre as duas seqüências de preparo no que se refere ao torque, força e áreas de contato. Mesclar instrumentos de diferentes conicidades mostrou-se mais efetivo na prevenção da fadiga por torção do que utilizar uma única conicidade.

Ullmann e Peters (2005) constataram que a resistência à fratura diminui significativamente com o aumento do diâmetro da lima, quando estudavam o efeito da fadiga cíclica sobre a fratura de instrumentos ProTaper.

Os instrumentos rotatórios de NiTi HERO 642 foram comparados com os instrumentos manuais de aço inoxidável tipo K utilizando canais mésio-vestibulares de molares superiores com curvaturas radiculares entre 25° e 35°. Os instrumentos rotatórios mostraram-se significativamente melhores na manutenção de um preparo mais centralizado e com menos riscos de transporte nos três terços da raiz (TASDEMIR et al., 2005).

Rangel et al. (2005) estudaram a capacidade de modelagem dos instrumentos rotatórios do sistema RaCe, preparando quarenta canais simulados de 16 mm de comprimento com curvaturas de 20° ou 40° com a técnica cérvico-apical. Os instrumentos RaCe prepararam os canais com pouca alteração no comprimento de trabalho, com poucos instrumentos deformados e nenhuma fratura. Estes instrumentos não criaram zips ou deformações, e somente uma zona de perigo foi observada. Houve uma tendência de preparo maior na parede externa da curvatura, quando o tamanho 40 foi utilizado.

Um estudo comparativo realizado entre os instrumentos rotatórios de NiTi do sistema RaCe e ProTaper foi realizado por Paqué, Musch e Hülsmann (2005), preparando cinquenta canais mesiais de molares inferiores com curvaturas entre 20° e 40° com motores de controle de torque, em torque baixo e velocidade de 300 rpm. Ambos os sistemas respeitaram a curvatura original do canal radicular, mantendo-o centralizado e mostraram-se seguros quanto a fraturas e erros de procedimento.

Com estudo comparativo entre seis diferentes sistemas de instrumentos rotatórios de NiTi (FlexMaster, System GT, HERO 642, K³, ProTaper, RaCe) e a técnica manual, Guelzow et al. (2005) concluíram que todos os sistemas rotatórios mantiveram a curvatura do canal radicular e prepararam o conduto em menor tempo que a técnica manual, associado à pouca incidência de fratura do instrumento.

A capacidade modeladora de dois instrumentos rotatórios foi comparada por Perez, Schoumacher e Peli (2005) em canais simulados curvos. Os instrumentos testados foram as limas ENDOflash de aço inoxidável e as limas HERO Shaper de níquel-titânio. Os instrumentos HERO Shaper tiveram melhor performance que os ENDOflash, pois mantiveram o preparo mais centralizado na forma canal radicular original, enquanto os ENDOflash criaram um grande risco de transporte do canal radicular, muitos zips e degraus.

Resultados semelhantes tiveram Kaptan et al. (2005), comparando instrumentos rotatórios de HERO Shaper com instrumentos manuais Nitiflex, onde os primeiros modelaram os canais mesiais de molares inferiores com

melhor centralização. Porém, ambos os sistemas foram recomendados para a prática clínica.

Ainda com instrumentos LightSpeed, Knowles et al. (2006) avaliaram a incidência de fratura utilizando 3543 instrumentos em casos clínicos do terceiro e do quarto ano de graduação da Universidade de Nebraska. Houve um índice de fratura de 1,3% destes instrumentos, o que foi considerado um valor baixo.

Quando Schäfer, Erler e Dammaschker (2006a, 2006b) compararam instrumentos rotatórios de NiTi do sistema Mtwo com os K³ e RaCe quanto à capacidade modeladora e desinfetante, chegaram-se a melhores resultados do Mtwo com relação ao K³ e RaCe, na velocidade de preparo, na capacidade de manter o canal centralizado e na qualidade de limpeza das paredes do canal.

Comparar a segurança e a capacidade de modelagem de instrumentos rotatórios de NiTi (FlexMaster, Gt Rotary, ProFile, ProTaper e RaCe) com o instrumento manual (Hedström) em canais simulados, foi o trabalho de Schirrmeister et al. (2006). Como conclusões deste estudo, o desenho dos instrumentos RaCe originou em menor quantidade de áreas não preparadas do canal simulado e menor perda do comprimento de trabalho, quando comparado com todas as outras marcas. Limas Hedström, ProTaper e RaCe apresentaram menor tempo de trabalho; Gt Rotary, ProFile, ProTaper, RaCe e Hedström mostraram-se muito seguras. Somente o grupo do FlexMaster apresentou fratura de instrumento durante o preparo

do canal simulado. Os instrumentos do tipo Hedström e e do tipo ProTaper mostraram maior risco de promover deformações no preparo.

Xu et al. (2006) investigaram a influência da secção transversal na propriedade mecânica de seis marcas comerciais de instrumentos rotatórios de NiTi, utilizando o método do elemento finito. Os instrumentos envolvidos foram ProTaper, HERO 642, Mtwo, ProFile, Quantec, e NiTiflex. Modelos matemáticos foram confeccionados para todos os instrumentos e analisados sob iguais condições de torque. Os modelos de secção convexa (ProTaper) e hélice tripla (HERO 642) foram mais torque-resistentes, enquanto os de secção triangular (NiTiflex) e tipo Z (Quantec) foram pobres na sua tolerância ao torque. Portanto, os autores concluíram que a secção transversal influencia na propriedade mecânica do instrumento rotatório de NiTi, assim como outros fatores como profundidade de sulco, área do corpo, guia radial e superfície externa.

No mesmo ano, Miyai et al. (2006) investigaram a relação entre as propriedades funcionais (torcionais e flexurais) e a fase de transformação dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Cinco tipos de instrumentos (EndoWare, K³, HERO 642, ProFile 0,06 e ProTaper) foram comparados com o controle tipo K de aço inoxidável. O comportamento da fase de transformação foi medido pela leitura calorimétrica diferencial (DSC). Instrumentos que tiveram baixa temperatura de transformação (HERO e K³) tenderam a mostrar um maior torque máximo e um valor de carga de flexão maior que os instrumentos com alta temperatura de transformação (EndoWare, ProFile e ProTaper). Portanto, propriedades funcionais de

instrumentos rotatórios de níquel-titânio podem ser correlacionadas com o comportamento da fase de transformação da liga.

Muitos são os estudos que buscam esclarecer o comportamento dos instrumentos de NiTi quando submetidos a repetidos usos, diante das diferentes variações anatômicas, como também da possível deterioração diante das substâncias químicas empregadas no preparo, métodos de esterilização, características de acionamento, e inclusive destreza manual do operador.

A presença de ranhuras, micro-cavidades e rebarbas favorecem o ataque químico de soluções cloradas, largamente utilizadas na Endodontia, acelerando o processo de corrosão dos instrumentos endodônticos. Os problemas advindos da corrosão podem levar à perda da capacidade de corte proveniente da destruição das arestas de corte e à redução da resistência à fratura do instrumento.

A forma de corrosão de interesse à Endodontia é a denominada corrosão por pite (puntiforme), que se inicia sob depósitos de produtos de corrosão ou ferrugem na superfície do instrumento. É caracterizada pela formação de micro-cavidades com profundidade maior que seu diâmetro. Para os instrumentos de NiTi, o íon cloro atua sobre a superfície da liga, removendo o níquel, dando origem à formação do pite. Normalmente é difícil detectar a presença de pites, pois, além de serem pequenos, estão cobertos por produtos de corrosão.

A corrosão por pite, embora ocasione pequena perda de massa, é perigosa no sentido de induzir a fratura do instrumento endodôntico durante

a manobra de preparo-químico-cirúrgico do canal radicular. Os pites atuam como pontos de concentração de tensão e, portanto, local de grande potencial de nucleação de trinca.

Portanto, uma das maiores preocupações tem sido relacionada às fraturas dos instrumentos de NiTi durante o preparo-químico-cirúrgico. Dois tipos de fraturas podem ser evidenciados: fratura por torção e fratura flexural.

A fratura por torção ocorre quando a ponta do instrumento ou qualquer outra parte dela trava na parede do canal radicular enquanto a haste continua sendo rotacionada. A continuidade da carga leva à exceder o limite de resistência à fratura do instrumento.

Na fratura flexural, o instrumento é livremente rotacionado em canais curvos; no ponto de máxima curvatura, o instrumento flexiona e fratura mesmo dentro do seu limite elástico e sem qualquer deformação permanente aparente. Este tipo de fratura pode originar de defeitos na superfície do instrumento e ocorrer após uma aplicação cíclica de tensão, e pode ser considerada, clinicamente, a mais preocupante.

Sumariamente, portanto, os fatores que mais podem influenciar na fratura do instrumento endodôntico são: as condições anatômicas como raios e ângulos de curvatura do canal radicular, o número de usos do instrumento, o torque utilizado e a experiência do operador. Enquanto que o sistema de NiTi utilizado, a velocidade de rotação do motor, o tipo de substância irrigante e o método de esterilização, quando dentro dos limites específicos, têm menor influência.

Considerando a morfologia da superfície de fratura dos metais, essas são divididas em frágil, caracterizada por uma superfície lisa e brilhante; e dúctil, apresentando micro-cavidades com forma hemisférica e alongada.

Marsicovetere et al. (1996) avaliaram à luz da Microscopia Eletrônica de Varredura, limas LightSpeed fraturadas durante ensaio de torção observando, nos mesmos espécimes, áreas distintas com características tanto de fratura do tipo frágil, como também do tipo dúctil.

Também com a mesma metodologia em Microscopia Eletrônica de Varredura, Haïkel et al. (1999), examinaram três grupos de limas rotatórias de níquel-titânio (ProFile, HERO e Quantec), submetidos à ensaio de fadiga cíclica, variando raios de curvatura, diâmetro e conicidade dos instrumentos. Na leitura de todos os grupos experimentais, observaram fraturas de natureza dúctil.

Eggert, Peters e Barbakow (1999) verificaram a parte ativa de limas endodônticas de níquel-titânio antes e após sua utilização na instrumentação de molares inferiores, realizando ciclos de esterilização entre cada uso. Foram constatadas imperfeições, não somente nos instrumentos submetidos ao uso, mas também nas limas de primeiro uso. Salientaram os autores que, embora não tenham ocorrido fraturas durante o experimento, a melhora da qualidade no fabrico dos instrumentos, constitui fator decisivo para aumentar a eficiência da instrumentação.

Ainda com MEV, Kazemi, Stenman e Spangberg (2000) mostraram que as superfícies das limas de aço inoxidável, submetidas a ensaio de

resistência, apresentam características de fratura do tipo frágil, enquanto as de níquel-titânio eram do tipo dúctil.

Utilizando estereomicroscópio de quarenta aumentos, Sattapan et al. (2000a) avaliaram 378 instrumentos rotatórios de níquel-titânio do sistema Quantec 2000, usados e descartados por um endodontista, procurando determinar o tipo e a frequência dos defeitos encontrados. O resultado mostrou um índice acima de 50% das limas com defeitos visíveis, e 21% com fraturas. A análise dos instrumentos fraturados permite observar 55,7% de fraturas do tipo torcional e 44,3% do tipo flexural.

Kuhn, Tavernier e Jordan (2001), por meio de difração radiográfica, Microscopia Eletrônica de Varredura e testes de micro-dureza, investigaram a microestrutura dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Constataram que durante a fabricação desses instrumentos por usinagem, a liga desenvolve defeitos que contribuem para a degradação de suas propriedades mecânicas. Acrescentaram ainda que o trabalho a frio e tratamentos com calor eram variáveis importantes que precisam ser controladas durante a manufatura das limas endodônticas.

Tygesen, Steiman e Ciavarro (2001) procuraram determinar a frequência de fraturas e distorções entre os instrumentos ProFile e Pow-R, após serem utilizados em molares inferiores extraídos com grau de curvatura variando entre 20° a 44°. Três avaliadores independentes analisaram as limas por meio de microscópio operatório. Os autores não encontraram diferença significativa entre as marcas estudadas.

Li et al. (2002) pesquisaram a fadiga cíclica de instrumentos ProFile 0,04 variando a velocidade de acionamento, e constataram por Microscopia Eletrônica de Varredura, a predominância de fratura do tipo dúctil.

Utilizando microscopia eletrônica de varredura, Alapati et al. (2004), investigaram efeitos do uso clínico e causas de fraturas de 32 instrumentos ProFile e ProTaper descartados pela clínica de graduação de duas universidades norte-americanas. E observaram que depósitos dentinários nas superfícies dos instrumentos mostram-se fundamentais nas fraturas dos instrumentos no uso clínico.

Parashos, Gordon e Messer (2004) analisaram a presença de defeitos e fraturas em 7159 instrumentos rotatórios (FlexMasters, GT, Orifice Shapers, ProFiles, ProTaper, Quantec, Quantec Flare e HERO) usados e descartados por 14 endodontistas, e constataram que a incidência dessas ocorrências sofre grande influência do operador, no que diz respeito à sua habilidade clínica e à decisão consciente de reutilizar as limas de forma indiscriminada ou com sinais evidentes de alteração do passo.

Valendo-se da mesma metodologia, Alapati et al. (2005) analisaram diversos instrumentos ProFile GT, ProFile e ProTaper com história clínica desconhecida, usados e descartados por 2 endodontistas. Os instrumentos exibiam fraturas ou deformações torcionais permanentes. O processo de fratura geralmente apresentava característica dúctil.

Brocas Gates-Glidden de níquel-titânio também foram testadas por Luebke et al. (2005) quanto à fadiga flexural em condições clínicas simuladas. Das brocas de número 1, 2, 3, 4, 5 e 6 que foram testadas, todas

tiveram fraturas, mas o maior número de fraturas ocorreu com os números 1 e 2. Todas as fraturas foram do tipo dúctil, e o sítio de início da fratura coincidia com sulcos da usinagem ou outras fendas, sugerindo um maior cuidado na sua fabricação.

Realizaram Peng et al. (2005), um estudo longitudinal com 122 instrumentos ProTaper S1 após seu uso clínico, e concluíram que a múltipla utilização desse instrumento leva à formação de microfraturas e desgastes da lâmina de corte. Observaram baixa incidência de deformações plásticas, e a maioria das fraturas dos instrumentos ocorreram sem sinais evidentes de alteração de passo.

A influência do tamanho e da conicidade na resistência à fadiga cíclica também foi investigada por Yao, Schwartz e Beeson (2006), utilizando 150 instrumentos divididos em dez grupos (ProFile 0,06 #25, ProFile 0,06 #40, ProFile 0,04 #25, ProFile 0,04 #40, K³ 0,06 #25, K³ 0,06 #40, K³ 0,04 #25, K³ 0,04 #40, RaCe 0,06 #25 e RaCe 0,04 #25) que foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica realizado num dispositivo que permitia ao instrumento rotacionar, a 300 rpm, livremente num canal com curvatura de 60° e 5 mm de raio de curvatura. O instrumento K³ 0,04 #25 foi significativamente mais resistente à fadiga cíclica quando comparado com qualquer outro grupo. No #40 também o K³ foi mais resistente à fadiga cíclica. Somente no grupo de conicidade 0,06 e tamanho #25 o K³ não teve diferença com o ProFile, mas foram mais resistentes que o RaCe. Em observações ao MEV, a maioria das fraturas era do modo dúctil. Os resultados sugerem que diferenças na

secção transversal, diâmetros e conicidades contribuem para a vulnerabilidade à fadiga cíclica dos instrumentos de NiTi.

Resultados similares foram obtidos por Spanaki-Voreadi, Kerezoudis e Zinelis (2006) que observaram sob microscopia eletrônica de varredura (MEV), 46 instrumentos ProTaper descartados por fraturas ou distorções: 17,4% por deformações plásticas, 8,7% por fraturas com deformações plásticas e 73,9% por fraturas sem deformações plásticas. Observações microscópicas demonstraram presença de fratura intergranular desenvolvidos devido à falha dúctil.

Não se pode esquecer que os instrumentos endodônticos, além de serem submetidos a cargas de torção, flambagem e flexão, durante o preparo-químico-cirúrgico, os canais radiculares são irrigados por uma variedade de soluções corrosivas, como o hipoclorito de sódio, água oxigenada, iodeto de potássio e EDTA, o que pode provocar danos à superfície do instrumento. Apesar do hipoclorito de sódio ser consagrado por ser o melhor irrigante e desinfetante na terapia do canal radicular, esse mesmo irrigante pode promover danos à superfície dos instrumentos, como demonstrado por Busslinger, Sener e Barbakow (1998), onde, por meio de espectrometria de absorção eletrotérmica, a solução de hipoclorito de sódio a 5% provocou corrosão nos instrumentos LightSpeed.

Também Haïkel et al. (1998) realizaram uma avaliação da fratura por torção, da deflexão angular máxima, do momento de curvatura máximo e da deflexão angular permanente de quatro diferentes marcas de instrumentos de NiTi, comparando-as com instrumentos convencionais de aço inoxidável,

na presença e ausência de hipoclorito de sódio. Os autores não relacionaram nenhuma influência da referida solução nas propriedades dos instrumentos testados.

Stokes et al. (1999), imergindo instrumentos de NiTi (Union Broach e Tulsa) e de aço inoxidável (K-Flex, Flex-O e Flex-R) em solução de hipoclorito de sódio a 5,25%, para avaliar e comparar a susceptibilidade de corrosão das limas pelo método OPC (open circuit potential). Os melhores resultados no ensaio de corrosão foram dos instrumentos da Tulsa.

Instrumentos endodônticos de NiTi e de aço inoxidável foram testados por Darabara et al. (2004), quanto à susceptibilidade à corrosão, quando em contato com soluções irrigadoras de NaOCl e EDTA-R. Nenhum dos materiais testados mostrou-se susceptível à corrosão por pite ou por fissura quando em contato com estas soluções irrigadoras.

Diferente na sua função, o NaOCl 1%, podendo ser utilizado como substância de limpeza do instrumento após o uso clínico, não houve alteração quanto à susceptibilidade à fratura ou à corrosão quando utilizados em até 10 ciclos. Os autores sugerem a não imersão dos instrumentos de NiTi por uma noite (O'HOY; MESSER; PALAMARA, 2003).

Frente ao uso mandatário das soluções irrigadoras durante o preparo-químico-cirúrgico, cabe estudar uma outra alternativa para diminuir os efeitos destas substâncias sobre a superfície do instrumento.

Para tanto, analisa-se a aplicação de métodos que alteram a superfície dos instrumentos de NiTi, minimizando defeitos decorrentes da

sua fabricação por usinagem, aumentando sua dureza superficial e conseqüentemente sua capacidade de corte e vida útil.

Uma das alternativas para o tratamento de superfície é a implantação iônica, pois previne a oxidação da camada externa do instrumento.

No intuito de verificar se a implantação de boro na liga de níquel-titânio aumentaria a sua capacidade de corte, Lee et al. (1996) compararam a dureza superficial de limas com e sem implantação iônica. As limas que receberam o referido tratamento apresentaram valores de dureza superficial superiores às aquelas sem a implantação.

Os métodos de nitretação a plasma e implantação iônica foram comparados por Rapisarda et al. (2000), objetivando avaliar a influência na eficiência de corte de instrumentos de NiTi. Submeteram limas aos referidos processos e, após pesagem inicial e final dos blocos de resina, concluíram que ambos melhoraram o poder de corte das limas, entretanto, a implantação iônica foi mais eficaz na formação de nitretos.

Tripi et al. (2002) compararam dois diferentes métodos de implantação, para determinar aquele que promove maior concentração de nitrogênio na superfície da lima. Empregando a espectroscopia fotoelétrica de raios-X e a mensuração da difração de raios-X, concluíram que o método por deposição de vapor químico de metal orgânico mostrou-se superior àquele realizado pela reação da amônia úmida com o NiTi, sob alta temperatura.

Costa (2002) verificou o comportamento dos instrumentos de NiTi à resistência à torção e corrosão após implantação iônica de nitrogênio. Os

resultados permitiram inferir que esse processo de tratamento de superfície aumenta significativamente essas propriedades físicas da liga, uma vez que os instrumentos implantados apresentaram incremento na resistência à torção da ordem de 56% e à corrosão de 46%, quando confrontados com os instrumentos submetidos às mesmas condições experimentais sem receberem a implantação iônica.

No mesmo ano, Santos (2002) empregando teste de flexão com auxílio de uma célula de carga, avaliou as eventuais alterações provocadas pela implantação do íon nitrogênio, diante da flexão de 30°, de instrumentos rotatórios de NiTi, concluindo que o referido processo não interferiu na flexibilidade dos instrumentos estudados.

Schäfer (2002b) comparou a eficiência de corte de instrumentos rotatórios de NiTi convencionais com aqueles que receberam tratamento por deposição física de vapor, tendo como fonte de variação o processo de esterilização por calor úmido. As limas foram submetidas a variados ciclos de esterilização e os autores concluíram que os instrumentos submetidos ao tratamento químico, não tiveram sua capacidade de corte alterada após vários ciclos de autoclavagem. O mesmo não ocorreu com as limas convencionais, que apresentaram perda de sua capacidade de corte depois de repetidos ciclos de esterilização.

Instrumentos do tipo K de níquel-titânio que receberam cobertura de nitreto de titânio por deposição física de vapor quando comparados com instrumentos que não receberam nenhuma cobertura, conseguiram um aumento significativo na eficiência de corte. Clinicamente, isso equivale à

possibilidade de uma instrumentação mais rápida e de menor risco de fratura do instrumento durante o alargamento do canal radicular (SCHÄFER, 2002a).

Tripi, Bonaccorso e Condorelli (2003) continuaram na busca de melhores resultados com a cobertura de nitrogênio na camada superficial para as limas confeccionadas em NiTi, comparando dois métodos: deposição física de vapor (PVD) e deposição química de vapor orgânico metálico (MOCVD). Os instrumentos que sofreram exposição mostraram uma composição química superficial diferente daqueles que não sofreram nenhuma exposição. A proporção nitrogênio/titânio foi de 1 para o grupo do PVD, de 1,7 para o do MOCVD e 0,2 para o do não exposto. PVD e MOCVD mostraram-se capazes de proporcionar uma superfície mais dura nos instrumentos de NiTi, que poderia aumentar sua resistência ou aumentar o poder de corte do mesmo.

Kim et al. (2005) ao submeterem instrumentos endodônticos de NiTi à tratamento criogênico, observaram aumento de microdureza superficial, sem contudo ocorrer melhora da eficiência de corte ou modificações na composição da liga ou de sua fase cristalina.

Gavini (2006) avaliou a resistência à fadiga cíclica de 24 instrumentos rotatórios de níquel-titânio do sistema K³, submetidos à implantação de $2,5 \times 10^{17}$ íons/cm² de nitrogênio, por meio de um acelerador com energia de 200 Kev durante 6 horas. Todas as limas foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica realizados num dispositivo que permitia ao instrumento girar livremente, reproduzindo instrumentação rotatória num canal curvo (40° e

raio de curvatura de 5 mm). O tempo despendido até a fratura foi cronometrado. Os instrumentos submetidos à implantação iônica exibiram valores de rotação antes da fratura maiores e estatisticamente significantes, quando comparados às limas não implantadas. Concluiu-se que a implantação de íons de nitrogênio influencia a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio.

Existe ainda, a possibilidade dos métodos de esterilização (por vapor ou por calor seco) alterarem as propriedades físicas dos instrumentos endodônticos de NiTi.

Baseado nisso, Silvaggio e Hicks (1997) avaliaram o efeito da esterilização por calor seco e úmido sobre a resistência à fratura por torção de instrumentos rotatórios de NiTi, e concluíram que o processo de esterilização não aumenta a probabilidade de fratura dos instrumentos testados.

Valendo-se de instrumentos LightSpeed, Mize et al. (1998) também avaliaram o efeito da esterilização na fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de NiTi. Concluíram que o método de esterilização não interfere na vida útil dos instrumentos.

Também Hilt et al. (2000) concluíram que nem o número de ciclos e nem o tempo de esterilização foram capazes de afetar as propriedades físicas dos instrumentos de níquel-titânio e de aço inoxidável.

Borges et al. (2001) avaliaram o nível de corrosão em limas de níquel-titânio, submetidos a repetidos ciclos de esterilização e simulação em blocos de osso bovino. Os resultados mostraram que os instrumentos novos

mostraram um baixo potencial de corrosão. À medida que vão sendo utilizado, o potencial de corrosão aumenta, principalmente nos instrumentos submetidos a autoclavagem.

Melo, Bahia e Buono (2002) utilizaram instrumentos Quantec e Profile para comparar o número de rotações até a fratura do instrumento, quando expostos a repetidos processos de esterilização por calor seco. Constataram um aumento de cerca de 70% na resistência à fadiga cíclica para os instrumentos de nenhum uso que sofreram cinco ciclos de esterilização, quando confrontados com àqueles que não foram submetidos à estufa.

O grau de adestramento do operador para realizar a instrumentação de canais radiculares com o emprego de sistemas rotatórios de NiTi, torna-se um quesito importante.

Assim, Mandel et al. (1999) realizaram estudo com o objetivo de determinar a incidência de fratura de instrumentos rotatórios de NiTi, em razão da experiência do operador. Foram avaliados três clínicos gerais e dois endodontistas, sendo que todos os participantes passaram por um período de aprendizado, previamente ao de aplicação. Cerca de 125 canais simulados foram instrumentados, ocorrendo fratura de 21 instrumentos (16,8%), onde 19 no período de aprendizado e apenas 2 na fase de aplicação. Os autores enfatizaram a necessidade de treinamento para aumentar a competência e diminuir os riscos de acidentes.

De posse de canais simulados em blocos de resina, Baumann e Roth (1999) confrontaram estudantes do terceiro ano de graduação com cirurgiões-dentistas experientes, no que diz respeito à habilidade em utilizar

a instrumentação rotatória de níquel-titânio, qualificando o preparo e determinando a incidência de fraturas. Não houve diferença estatística entre os grupos, mas a maioria dos 9,4% casos de fraturas ocorreu com os acadêmicos.

Yared, Bou Dagher e Machtou (2001b) ao avaliarem a incidência da fratura de instrumentos rotatórios de NiTi do sistema ProFile, salientaram a importância do treinamento pré-clínico para prevenir a fratura e reduzir a incidência de travamento da lima no interior do canal radicular, bem como a deformação de suas espiras.

À mesma conclusão chegou Yared et al. (2002) com a realização de uma pesquisa semelhante, porém, agora utilizando o sistema Greater Taper.

Mesgouez et al. (2003) ao estudarem a influência da destreza do operador no tempo despendido para instrumentar canais curvos com sistema rotatório de NiTi, concluíram que estes fatores mantêm relação inversa, ou seja, quanto maior a experiência do profissional, menor o tempo necessário para finalizar o preparo-químico-cirúrgico.

Correia (2003) afirmou não ter diferença entre acadêmico e especialista, quando utilizou limas ProTaper em motor elétrico de baixo torque para instrumentar 80 molares extraídos, para avaliar o número de vezes que o instrumento seria usado até a fratura, relacionando com a proficiência do operador.

Yared, Bou Dagher e Kulkarni (2003) ao determinarem a ocorrência de fraturas e alterações de superfície, tendo como fontes de variação o tipo do motor elétrico para acionamento dos instrumentos e o grau de treinamento

do operador, constataram a importância do adestramento previamente à utilização dos sistemas rotatórios de NiTi, para minimizar possíveis complicações. Ressaltaram ainda que o profissional com elevada destreza, conduziu de forma apropriada a modelagem dos canais radiculares, sendo que a incidência de acidentes não aumentou quando do emprego de motor com torque elevado.

Vários estudos referentes à fadiga por torção e fadiga cíclica flexural foram realizados, tanto em instrumentos novos, como em usados, colocando a variável número de usos como um fator importante na alteração da resistência à fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi.

Blum, Machtou e Micallef (1999) relataram que a técnica de preparo coroa-ápice mostra-se mais segura que a ápico-cervical por produzir menor área de contato, forças verticais e torque. Independente da técnica utilizada, a porção próxima à ponta do instrumento é a que sofre maior estresse.

Examinando, sob alta magnificação, a superfície de fratura de 27 instrumentos ProTaper S1, Cheung et al. (2005) concluíram que a fadiga parece ser a razão mais importante para a fratura do instrumento. Dos 27 instrumentos, apenas 2 foram categorizados como fratura por torção e o restante como fratura flexural.

Yared, Bou Dagher e Machtou (1999) estudaram a fadiga cíclica de instrumentos ProFile de conicidade 0,06 após cinco e dez usos em canais mesiais de molares inferiores com curvaturas moderadas. Submeteram os instrumentos a ensaios de fadiga cíclica e verificaram que, mesmo após dez

usos, os instrumentos não apresentavam decréscimo no número de rotações até a fratura.

Também Tongbaiyai e Torabinejad (1999) observaram o número de vezes que o instrumento ProFile de conicidade 0,04 de números 2 a 7 poderiam ser usados antes de fraturar. Os instrumentos eram utilizados até a fratura ou até completar 20 ciclos de usos, com a técnica coroa-ápice e ciclos de autoclavagem entre cada ciclo de uso. 30% dos instrumentos fraturaram durante o experimento, mas os autores asseguraram que estes instrumentos poderiam ser utilizados com segurança por até dez ciclos de usos antes de serem descartados.

Svec e Powers (1999) analisaram deflexão angular e fratura por torção em instrumentos ProFile 0,04 de número 25, 30 e 35 de 25 mm, utilizando-os por três ciclos de usos. Os instrumentos foram acionados a 150 rpm por 30 segundos no interior do tubo metálico oco com 1,5 mm de diâmetro, 15 mm de comprimento, 90° de curvatura e 5 mm de raio de curvatura. Chegou-se à conclusão que três ciclos de usos não alteraram significativamente as propriedades dos instrumentos e que a resistência à torção manteve relação direta com o calibre do instrumento.

Utilizando a mesma metodologia desenvolvida anteriormente, Yared, Bou Dagher e Machtou (2000), utilizaram instrumentos Profile 0,06 com a técnica coroa-ápice em molares superiores e inferiores com polpas vitais, ápices completos e sem curvaturas abruptas. Foram comparados instrumentos novos com os de quatro ciclos de usos, e os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sugerindo

que se poderia fazer uso destes instrumentos por pelo menos quatro ciclos de usos com segurança.

Avaliando deflexão angular e fratura por torção em instrumentos ProFile 0,04, Svec e Powers (2000), concluíram que o índice de fratura por torção é maior nos instrumentos submetidos a usos quando comparados com instrumentos novos.

No intuito de avaliar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio, Gambarini (2001a) comparou limas novas e usadas, onde estas últimas eram utilizadas por dez ciclos de usos, na técnica coroa-ápice, conforme protocolo previamente estabelecido. Cada instrumento era utilizado de 6 a 7 vezes em canais de molares com curvaturas e de 3 a 4 vezes em canais de dentes anteriores sem curvaturas. Então, as limas eram submetidas a ensaio de fadiga cíclica em um dispositivo que permitia que a lima fosse pré-curvada num cilindro de 5 mm de raio de curvatura e girasse livremente até que ocorresse a fratura. Conclui o autor que o uso prolongado de instrumentos rotatórios de níquel-titânio diminui significativamente a sua resistência à fadiga cíclica.

O comportamento dos instrumentos rotatórios GT após três e doze usos foi avaliado por Tripi et al. (2001) sob aumentos de 260X e 12000X em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Nenhum instrumento apresentou deformação plástica ou fratura durante o experimento, mas a presença de imperfeições ou defeitos (depressões, ranhuras, sinais de descontinuidade, lâminas cegas, lascas na superfície) foi bastante evidente e aumentou conforme o uso do instrumento.

Gambarini (2001b) fez um estudo testando instrumentos ProFile 0,04 e 0,06 novos e usados, para avaliar a resistência à fadiga cíclica destes instrumentos, fazendo uso de um ensaio dinâmico. Concluiu que o uso repetido destes instrumentos diminuiu a resistência à fadiga cíclica quando comparado com os instrumentos sem nenhum uso. Porém, cada instrumento operou por dez usos clínicos sem a ocorrência de nenhuma fratura.

Num ensaio dinâmico realizado por Peters e Barbakow (2002), os autores sugerem que os instrumentos ProFile 0,04 podem ser usados seguramente até pelo menos 10 vezes em canais com curvaturas.

Também, valendo-se de Microscopia Eletrônica de Varredura, Svec e Powers (2002) observaram deteriorações nos instrumentos de NiTi, antes e após o uso. Após serem utilizados, todos os instrumentos apresentaram sinais de deteriorações por pite (deformações e trincas na superfície cortante). Quando submetidos a ensaios de torção, os autores não constataram diferenças significantes entre os instrumentos novos e os usados.

Contrariando a afirmação anterior, Arens et al. (2003) avaliaram 786 instrumentos ProFile Series 29 descartados após um único uso, e sob aumento de 16X detectaram que 14,63% dos instrumentos sofreram deformações torcionais, deformações flexurais e fraturas. E concluíram que mesmo em instrumentos novos operados por endodontistas experientes, defeitos podem ocorrer.

Pessoa (2003) avaliou a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, após diferentes números de uso, valendo-se de

dispositivo desenvolvido para realizar ensaios dinâmicos, o qual permitia ao instrumento girar livremente, reproduzindo uma instrumentação rotatória num canal curvo. Foram selecionadas limas rotatórias RaCe (FKG Dentaire) com diâmetro de ponta 25, padrão ISSO, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento. Os grupos foram assim divididos: grupo A, instrumentos sem nenhum uso; grupo B, instrumentos de um único uso; grupo C, de três usos e grupo D, de cinco usos. As limas empregadas cinco vezes (grupo D) apresentaram menor resistência à fadiga cíclica quando comparadas aos espécimes dos demais grupos experimentais ($p < 0,05$).

Observando em microscópio eletrônico de varredura, instrumentos ProFile e LightSpeed novos e com um, três e seis usos clínicos simulados, Alapati et al. (2003) verificaram somente alterações pequenas nas pontas dos instrumentos LightSpeed usados. Concluíram que o uso clínico destes instrumentos em até seis ciclos de usos não provocou significantes mudanças na superfície destes instrumentos rotatórios.

Al-Fouzan (2003) concluiu, após verificar o preparo-químico-cirúrgico de 419 molares com instrumentos rotatórios Profile 0,04, que o uso prolongado destes instrumentos aumenta o seu índice de fratura. Os instrumentos foram usados por, no máximo, 5 ciclos de usos, desde que não mostrassem nenhum tipo de alteração de espiras ou deformações plásticas permanentes, mas houve a fratura de 21 instrumentos, dos quais 14 foram fraturados no terço apical.

Yared, Kulkarni e Ghossayn (2003) e Yared e Kulkarni (2003) avaliaram o torque e o ângulo de rotação até a fratura de instrumentos novos

e usados dos sistemas K³ e ProFile respectivamente, procurando relacionar o primeiro parâmetro com o diâmetro da lima, empregando análise de regressão. Os resultados permitiram inferir que nos instrumentos novos, o torque até a ruptura aumenta significativamente com o aumento do diâmetro. Por outro lado, o uso sucessivo da lima diminui a resistência à torção, bem como o ângulo de rotação até a fratura.

O mesmo Yared (2004) realizou um experimento semelhante ao descrito anteriormente, agora utilizando instrumentos ProFile, encontrando praticamente os mesmos resultados.

Bahia e Buono (2005) utilizaram 25 instrumentos rotatórios de NiTi do sistema ProFile para testar resistência à fadiga cíclica após uso clínico em canais radiculares com curvatura. Foram avaliados 10 instrumentos novos e 15 usados, e todos fraturaram praticamente no mesmo ponto. Concluíram que estes instrumentos usados clinicamente, têm a resistência à fadiga cíclica diminuída em relação aos instrumentos sem uso. Porém, o uso clínico dos instrumentos ProFile não compromete sua propriedade de superelasticidade até o momento da fratura, tanto por torção como por flexão, segundo conclusão de Bahia et al. (2005), quando analisaram a influência do carregamento cíclico na propriedade mecânica do fio de NiTi empregado na fabricação deste instrumento.

Bahia, Melo e Buono (2006) investigaram a influência do uso clínico simulado no comportamento torcional dos instrumentos ProFile 0,04 e 0,06. Os autores concluíram que o uso clínico destes instrumentos em canais curvos afetou a propriedade torcional dos mesmos. Chamam a atenção que

a média de valores de torque para a fratura dos instrumentos ProFile novos aumenta linearmente com o aumento do diâmetro e que torques menores causam mais deformação.

Um estudo comparativo realizado por Jodway e Hülsmann (2006) utilizando instrumentos NiTi-TEE e K³ em 100 canais mesiais de molares inferiores, revelou que até cinco ciclos de usos, ambos os sistemas mantiveram a curvatura original do canal radicular e foram considerados seguros para uso, embora nenhum dos dois sistemas fossem capazes de remover debris e magmas dentinários completamente.

Quando analisados os defeitos de 166 ProFile e 325 ProTaper descartados por um grupo de endodontistas no decorrer de 17 meses, o índice de fratura foi significativamente maior nos instrumentos ProTaper (14%) do que nos ProFile (7%). O resultado mostrou que as limas ProTaper fraturam mais por fadiga flexural, e as ProFile por fadiga por torção (SHEN et al., 2006).

Lembrando, portanto, que os fatores que mais podem influenciar a fratura do instrumento endodôntico são as condições anatômicas como raios e ângulos de curvatura do canal radicular, Pruett, Clement e Carnes (1997) utilizaram esses itens como parâmetros para quantificar a curvatura radicular. Para determinar esses parâmetros, uma linha reta é feita seguindo o longo eixo axial da porção coronária do canal radicular. Uma segunda linha é feita seguindo o longo eixo axial da porção apical do canal radicular. Existe um ponto em cada uma dessas linhas em que o canal radicular desvia para começar (ponto a) ou terminar (ponto b) a curvatura do canal radicular. A

porção curva do canal é representada por um círculo que tangencia o ponto a e b. O ângulo de curvatura é o número de graus formado por linhas perpendiculares traçadas pelos pontos a e b e que intersectam no centro do círculo. O comprimento dessas linhas é o raio do círculo e define o raio de curvatura do canal radicular, medido em milímetros. O raio de curvatura representa quão abrupta ou severa é a curvatura do canal radicular. Quanto menor o raio de curvatura, mais abrupta é a curvatura do canal. Os parâmetros de ângulo de curvatura e raio de curvatura são independentes um do outro. Os canais podem ter o mesmo ângulo de curvatura, mas de diferentes raios, mostrando curvas mais ou menos gradativas.

Considerando raio de curvatura, diâmetro e conicidade dos instrumentos, Haïkel et al. (1999) estudaram a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi. Os instrumentos foram rotacionados a uma velocidade de 350 rpm e introduzidos em um dispositivo de aço que simulava o canal radicular. Utilizaram-se raios de curvatura de 5 e 10 mm. Os três fatores de variação foram determinantes na resistência à fratura das limas testadas. O tempo para ocorrer a fratura diminuía para os instrumentos de maior diâmetro e conicidade, como também para o menor raio de curvatura.

Avaliando o efeito da curvatura do canal radicular e da velocidade de acionamento dos instrumentos rotatórios de NiTi, Zelada et al. (2002) observaram que o aumento do grau de curvatura do canal radicular eleva, de forma significativa, o risco de fratura das limas testadas.

Comparando a capacidade de modelagem dos instrumentos ProFile e K³ quando usados em canais simulados de resina com diferentes curvaturas

(20° e 30°) e raios (5mm e 3mm), Ayar e Love (2004) concluíram que ambos os sistemas tiveram uma boa performance de modelagem do canal com o mínimo de transporte do canal radicular.

Ankrum, Hartwell e Truitt (2004), investigaram a incidência de fratura e distorção quando os sistemas ProTaper, K³ e ProFile foram utilizadas para instrumentar canais com curvaturas radiculares severas variando entre 40 e 75 graus, em 45 raízes de molares extraídos. A proporção de instrumentos distorcidos foi de 15,3% para o grupo do ProFile, 2,4% para o do ProTaper e 8,3% para o do K³; com diferença estatística entre o grupo do ProFile e ProTaper. A porcentagem de fratura do instrumento foi de 1,7% para o grupo do ProFile, 6% para o do ProTaper e 2,1% para o do K³, não apresentando diferença estatística entre os 3 grupos.

Muitos estudos procuram esclarecer qual a velocidade e o torque ideais para utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi, bem como se o sistema de acionamento (elétrico ou pneumático) afeta as propriedades físicas dos instrumentos.

Gabel et al. (1999) avaliaram o efeito da velocidade rotacional na distorção e fratura dos instrumentos de NiTi, utilizando limas ProFile 0,04 acionadas por motor a ar comprimido, nas velocidades de 166,67 e 333,33 rpm. O resultado mostrou que a distorção e/ou fratura do instrumento é quatro vezes maior na velocidade de acionamento maior.

Em instrumentos ProFile 0,04, acionados a 150, 250 e 350 rpm, Dietz et al. (2000) avaliaram os efeitos da variação da velocidade rotacional na ocorrência de fraturas. Os autores chegaram à conclusão que nas

velocidades mais baixas é menor a possibilidade de ocorrer fratura nos instrumentos.

Lançando mão das mesmas velocidades, Yared, Bou Dagher e Machtou (2001b) analisaram a incidência de travamento, deformação e fratura de instrumentos rotatórios de NiTi utilizados em canais de molares humanos extraídos. Relatam os autores que o emprego de baixas velocidades diminui significativamente a ocorrência de complicações.

Discordando dessas constatações, Daugherty, Gound e Comer (2001) ao analisarem o índice de fratura, deformação e a eficiência de corte de instrumentos rotatórios de NiTi, acionados nas velocidades de 150 e 350 rpm, concluíram que ambas velocidades foram seguras, não tendo ocorrido nenhuma fratura durante o experimento. Os instrumentos acionados a 350 rpm tiveram o dobro da eficiência, apresentando metade das alterações de superfície observadas no grupo de baixa velocidade.

Li et al. (2002) analisaram a fadiga cíclica de instrumentos Profile 0,04 nas velocidades de 200, 300 e 400 rpm. Concluíram que o aumento da velocidade e do ângulo de curvatura diminuiu a resistência à fratura do instrumento. Reiteram os autores que uma amplitude maior durante o movimento de penetração e retirada do instrumento aumenta significativamente a fadiga cíclica, diminuindo o tempo para ocorrer a fratura.

Concordando com essa assertiva, Martín et al. (2003) testaram instrumentos K³ e ProTaper quanto ao efeito da velocidade rotacional de acionamento e o ângulo e o raio de curvatura na fratura destes dois tipos de limas. Foram utilizadas 240 raízes de molares extraídos, com curvaturas

radiculares variando entre 30° e 57°, e raios de curvaturas variando entre 2 mm e 5 mm, e testadas em velocidades de 150, 250 e 350 rpm. Todos os instrumentos foram usados por no máximo vinte vezes. Ocorreram 22 fraturas no total, não havendo diferença significativa entre as marcas ou com o raio de curvatura. Porém, o aumento de velocidade e o ângulo de curvatura diminuem significativamente a resistência à fratura.

No mesmo ano, Karagöz-Küçükay et al. (2003), utilizando instrumentos rotatórios de NiTi do sistema HERO 642, relacionaram a velocidade de instrumentação (300, 400 e 600 rpm) com a retificação do canal, perda do comprimento de trabalho e fratura do instrumento. Porém, a variação da velocidade não alterou significativamente a curvatura do canal radicular, nem mesmo a perda do comprimento de trabalho. Nenhuma fratura foi observada no estudo.

Em relação ao torque, Gambarini (2000) constatou que quando motores de torque elevado eram usados, o limite de torque específico para o instrumento geralmente era excedido, aumentando consideravelmente o risco de fratura. Porém, empregando-se torque abaixo do limite de elasticidade, raramente são observadas deformações plásticas ou fraturas. Preparos utilizando acionamentos de baixo torque também aumentam a sensação tátil e, conseqüentemente, a atenção mental da instrumentação rotatória.

No intuito de mensurar o torque e a força apical geradas durante a instrumentação rotatória, relacionando-os com a força necessária para ocorrer a fratura por torção, Sattapan et al. (2000b) realizaram um estudo em

dentos humanos extraídos, portadores de canais sem curvaturas, utilizando instrumentos Quantec. Constataram que o torque foi diretamente proporcional ao diâmetro da ponta do instrumento e ao seu índice de conicidade. O torque necessário para a fratura por torção foi significativamente maior que o torque gerado durante a instrumentação do canal radicular.

Avaliando a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio, Gambarini (2001b) comparou limas novas e usadas, onde estas últimas eram utilizadas por dez ciclos de usos, empregando, num grupo, motores de alto torque; e no outro, de baixo torque. Então as limas eram submetidas a ensaio de fadiga cíclica em um dispositivo que permitia que a lima fosse pré-curvada num cilindro de 5 mm de raio de curvatura e girasse livremente até que ocorresse a fratura. Conclui o autor que o acionamento por motor de baixo torque reduziu significativamente a fadiga cíclica dos instrumentos testados.

Peters et al. (2003) valendo-se de molares inferiores portadores canais radiculares amplos e estreitos, relacionaram a anatomia do canal radicular com o torque gerado, quando do emprego do sistema ProTaper. Concluíram que houve correlação positiva entre a geometria do conduto e os parâmetros físicos observados durante a modelagem. Os condutos estreitos exigiram valores superiores de torque, contudo insuficientes para produzir fraturas nos instrumentos testados. Os autores ressaltam que exploração prévia dos canais com limas manuais, criando um livre acesso ao instrumento rotatório, pode ter influenciado positivamente os resultados.

O mesmo método foi utilizado por Hübscher, Barbakow e Peters (2003), para avaliar o sistema FlexMaster. Foi concluído que este instrumento gerou baixo nível de torque e foi altamente resistente à fadiga cíclica, apesar de três deles terem fraturado em canais extremamente estreitos.

Suffridge, Hartwell e Walker (2003) ao analisarem por meio de projeções de fotomicrografias a limpeza das paredes dentinárias do terço apical de dentes extraídos, instrumentados pelos sistemas GT e ProFile 0,04, acionados por motores com e sem controle de torque, observaram que a variação do torque não interferiu na remoção de resíduos. Todavia, somente foram observadas distorções nas espiras das limas acionadas em torque único.

Também avaliando torque e carga durante a modelagem com instrumentos rotatórios de níquel-titânio, Silva, Kobayashi e Suda (2005) utilizaram os sistemas RaCe e ProFile em trinta raízes de incisivos de humanos com a técnica cérvico-apical. Como resultado, o sistema RaCe gerou torque e carga vertical mais baixos que o sistema ProFile, permitindo aos autores afirmar que o sistema RaCe poderia ser seguro em sua utilização clínica.

Bortnick, Steiman e Ruskin (2001) ao verificarem a incidência de distorções e fraturas de limas rotatórias de NiTi por meio de fotografias antes e após o uso em dentes humanos extraídos, usando acionamento elétrico ou pneumático, em velocidades semelhantes, não encontraram diferenças significantes entre os dois grupos.

Yared, Bou Dagher e Machtou (2001a) avaliaram a incidência de fratura nos instrumentos rotatórios de NiTi, variando o tipo de motor usado. Valendo-se de instrumentos ProFile 0,06 em molares inferiores, o grupo I utilizou dispositivo de acionamento a ar comprimido; o grupo II, motor elétrico de alto torque; e o grupo III, motor elétrico de baixo torque. Os resultados do presente estudo não indicam diferença entre os três tipos de motores em relação à incidência de fratura do instrumento. Porém, sugere-se que é seguro o acionamento a ar a 170 rpm destes instrumentos ProFile, quando utilizados na técnica coroa-ápice. Ainda reforçam que motores de baixo torque podem não ser essenciais para operadores experientes.

Yared e Sleiman (2002) estudaram a influência de diferentes motores (ar comprimido, elétricos de alto, baixo e baixíssimo torque) em promover alterações nas espiras dos instrumentos ProFile 0,06 utilizados com a técnica coroa-ápice em molares de humanos extraídos. Após o uso, os instrumentos eram inspecionados com uma lupa para verificar se as lâminas apresentavam alguma deformação. Não foram observados defeitos de superfície em nenhum dos espécimes dos quatro grupos testados. Os resultados sugerem que o uso dessas limas na técnica coroa-ápice, acionadas por diferentes tipos de motores a 350 rpm é seguro, desde que o operador seja experiente.

Booth et al. (2003) compararam o torque necessário para a fratura de diferentes instrumentos de NiTi (ProFile Series 29 0,04, ProFile Series 29 0,06 e ProFile ISO 0,06) em dois tipos de canais simulados, ambos com 50° de curvatura, porém com raios de curvatura diferentes (5mm e 3 mm). Os 2

mm finais da ponta do instrumento eram presos e media-se o torque até o momento da fratura. O resultado mostrou que a diminuição do calibre e do raio de curvatura requereu menor torque para a fratura.

Existe um fator importante comentado por Yared e Kulkarni (2004), que é a precisão dos motores com controle de torque. Testando cinco exemplares novos do DTC (AEU-25T da Tulsa Dentsply), concluiu-se que existe uma variação significativa entre o torque real e o torque registrado pelo fabricante. O torque real é sempre maior que o torque registrado pelo fabricante, tornando questionável a utilidade deste tipo de motor para a redução da fratura do instrumento, visto que o fator torque influi na resistência à fadiga cíclica do instrumento.

Instrumentos FlexMaster serviram para testar a capacidade modeladora dos instrumentos de NiTi nos tipos diferentes de aparelhos automatizados, como o contra-ângulo ENDOAdvance, o contra-ângulo com controle de torque SIRINiTi e o contra-ângulo com redução de 4:1 acoplado ao motor elétrico de torque limitado. O sistema FlexMaster instrumentou os canais em pouco tempo de trabalho, respeitando a forma original, sem perda substancial do comprimento de trabalho, quando usado em qualquer um destes aparelhos. O resultado indicou que o contra-ângulo com torque limitado foi seguro e apropriado para preparar canais radiculares com curvaturas, mostrando uma alternativa para os motores elétricos com baixo torque (SCHÄFER; ERLER; DAMMASCHKE, 2005).

Também com a mesma metodologia, Guilford, Lemons e Eleazer (2005), compararam torque e rotação necessária para fraturar três tipos de

instrumentos rotatórios de NiTi (ProFile 0,04, ProTaper e ProFile GT). Os canais simulados utilizados tinham 90° de curvatura e 6 mm de raio. Concluiu-se que conforme aumenta o diâmetro da lima, também aumenta a força necessária para a sua fratura.

Utilizando o sistema ProTaper, Berutti et al. (2004) avaliaram a influência do pré-alargamento manual e do torque no índice de fratura do instrumento rotatório de NiTi. Constatou que o pré-alargamento cria um deslizamento mais gradativo da ponta do instrumento e é o maior determinante na redução do índice de fratura destes instrumentos. Todos os instrumentos tiveram melhor desempenho no torque elevado (entre 5 e 7) do que no torque baixo (entre 1 e 3).

Embasados na literatura, não há como negar que a utilização de controle de torque, permite manter o instrumento trabalhando abaixo do seu limite de elasticidade, reduzindo o risco de fratura.

Contudo, os repetidos ciclos de uso podem, em razão das tensões de tração e compressão produzidas quando da deflexão do instrumento rotatório de NiTi, originar modificações estruturais, muitas vezes, não passíveis de detecção pelo operador.

Assim sendo, a análise desses fatores interferentes na vida útil do instrumento, devem ser investigados, esclarecendo a influência deles na resistência à fadiga cíclica flexural e buscando parâmetros para orientar o emprego seguro deste recurso, bem como o descarte das limas rotatórias de níquel-titânio.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve o propósito de avaliar a resistência à fadiga cíclica flexural, de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de número 25, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento (K^3 , SybronEndo), submetidos a variados torques de acionamento e números de usos em canais simulados, valendo-se de dispositivo apropriado para ensaios dinâmicos. Procurou-se determinar se, além do fator de variação número de uso, há influência relacionada com o torque e, ainda, a possibilidade de interação entre os fatores de variação.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Para elaborar a presente pesquisa foram utilizados os seguintes materiais:

- Água destilada
- Autoclave M9 Ultra Clave (Midmark, USA)
- Cânulas de aspiração 40:20 e 40:10 (Ibras, Brasil)
- Compressor de ar comprimido (Schulz-Brasil)
- Cubetas acrílicas com suporte superior (SENAI-São Bernardo do Campo, Brasil)
- Cursores de silicone (Dentsply, Brasil)
- Dispositivo para testar fadiga cíclica (Senai, São Bernardo do Campo-SP, Brasil)
- Endurecedor HY 1208 (Ciba, São Paulo-SP, Brasil)
- Envelope para esterilização (Medstéril, São Paulo, Brasil)
- Esmalte de unha (Risque, Niasi SA, Brasil)
- Espaçador digital A2 de 25mm (Maillefer, Ballaigues, Swiss)
- Espatulador à vácuo (Polidental-São Paulo, Brasil)

- Explorador de ponta reta (Maillefer, Ballaigues, Swiss)
- Flexor de limas endodônticas (Dentsply Ind.e Com.Ltda,Petrópolis-RJ,Brasil)
- Hipoclorito de sódio a 1%(Fórmula&Ação,Farmácia de manipulação Ltda,São Paulo-SP,Brasil)
- Intermediário metálico para agulha de sucção (Ibras,Brasil)
- Lente de dez aumentos (DFVasconcelos,São Paulo-SP,Brasil)
- Limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio K³ (SybronEndo, USA)
- Limas flexofile #15 (Maillefer, Ballaigues,Swiss)
- Micro motor e contra-ângulo redutor (NSK E 16R, Tóquio, Japan)
- Motor elétrico Endo Plus (V.K.Driller, São Paulo-SP, Brasil)
- Pontas de aspiração Capillary Tip (Ultradent,USA)
- Pontas de irrigação NaviTip de 21mm (Ultradent,USA)
- Programa Autocad (Autodesk, USA)
- Resina epóxica Araldyte LY 1316 (Ciba,São Paulo-SP, Brasil)
- Seringas descartáveis de 10ml (B-D,Brasil)

4.2 Métodos

4.2.1 Confeção dos canais simulados

As cubetas acrílicas utilizadas para a confecção dos canais simulados cujas dimensões são de 1,3 cm de largura por 2,2 cm de altura, possuem

também em resina, uma tampa em forma de cruz com encaixe, contendo um orifício na sua porção central (Figura 4.1).

As cubetas eram perfuradas lateralmente num único ponto com auxílio de um explorador de ponta reta, ligeiramente aquecido. Para fins de padronização, foi criado um gabarito de madeira para que tal perfuração fosse realizada sempre à 4 mm da base, como também, eqüidistante das extremidades laterais da cubeta.

Figura 4.1 – Cubeta acrílica e a tampa superior

Valeu-se então de espaçador digital de aço inoxidável A2 de 25 mm de comprimento (Maillefer, Ballaigues, Swiss), que foi pré-curvado com auxílio de flexor de limas endodônticas.

A pré-curvatura do espaçador baseou-se num desenho previamente realizado por meio do programa Autocad, onde foi estabelecido um ângulo de 40° de curvatura e raio de 5 mm.

Em seguida, o espaçador foi pintado com esmalte de cor vermelha diluído em acetona, e então levado para o interior da cubeta. A fixação se deu pela justaposição do espaçador no orifício da tampa, enquanto que ao

mesmo tempo sua extremidade acomodava-se na perfuração lateral da cubeta (Figura 4.2).

Para a manipulação da resina epóxica, a proporção foi de 100g de resina para cada 13g de catalisador. Ela foi realizada por meio de espatulador a vácuo, para evitar a formação de bolhas. Após seu preparo, a resina foi levada até a cubeta, já com o espaçador posicionado, por meio de seringa descartável e cânula 40:20, até preenchê-la completamente.

Figura 4.2 – Cubeta com espaçador digital em posição

Em seguida era aguardada a sua polimerização, por um período de 12 h, para que se realizasse a remoção do conjunto e então, o canal artificial estava pronto para o uso (Figura 4.3). Esta seqüência permitiu a confecção de canais de curvatura acentuada e com 21 mm de comprimento. Foram confeccionados para o presente estudo 320 canais simulados.

Figura 4.3 – Canal simulado confeccionado

4.2.2 Divisão dos grupos experimentais

Para o presente estudo, foram selecionados 80 instrumentos rotatórios de níquel-titânio do sistema K³ (SybronEndo,USA) de 25mm de comprimento, #25 e conicidade 0,04.

Os instrumentos foram divididos em 4 grupos de 20 espécimes cada, baseados nos torques a que seriam submetidos. Cada grupo destes foi subdividido em 4 subgrupos de 5 espécimes, de acordo com o número de usos (Quadro 4.1).

	Torque			
Nº de usos	0,5 Ncm	1,0 Ncm	2,0 Ncm	6,0 Ncm
1	5	5	5	5
3	5	5	5	5
5	5	5	5	5
7	5	5	5	5
Total de espécimes	20	20	20	20

Quadro 4.1 – Divisão dos grupos experimentais

4.2.3 Realização do ciclo de uso

Com relação ao operador, foi selecionado um único cirurgião dentista, especialista em Endodontia e com amplo conhecimento e domínio da técnica automatizada com instrumentos de níquel-titânio para realizar a instrumentação dos blocos de resina.

Previamente à realização do ciclo de uso foi realizada uma adequação do canal simulado, preparando-o no seu terço cervical até 14 mm com limas de #25 de conicidade 0,10 (SybronEndo,USA), até 15 mm com limas #25 de conicidade 0,08 (SybronEndo,USA). Foi realizando um alargamento apical com instrumento #25 de conicidade 0,02 (SybronEndo,USA), possibilitando assim o emprego do instrumento selecionado para o estudo.

Em seguida, deu-se início à instrumentação propriamente dita, valendo-se do instrumento selecionado para o estudo (#25 de conicidade 0,04 da SybronEndo, USA), calibrado com cursor de silicone em 19 mm no seu comprimento real de trabalho.

O acionamento foi realizado com auxílio de motor elétrico na velocidade de 300 rpm e torques correspondentes a cada grupo experimental (0,5 Ncm, 1,0Ncm, 2,0 Ncm ou 6,0 Ncm). Acoplado ao motor elétrico foi feito o uso do conjunto micromotor/contra-ângulo redutor de velocidade (16:1).

No que se refere à cinemática, foi empregado, pelo operador o movimento de *pecking*, que consiste em exercer pressão suficiente para o instrumento avançar milímetro a milímetro, seguido de recuos suaves até que seja alcançado o limite almejado. Quando era percebido que o instrumento não mais apresentava resistência nas paredes do canal, o mesmo era retirado, encerrando assim o seu ciclo de uso. Como substância química auxiliar foi utilizada o hipoclorito de sódio a 1%.

Importante salientar que após cada uso, os instrumentos testados recebiam criteriosa observação por meio de lupa de dez aumentos, pois, caso apresentassem distorções ou fraturas nas suas espiras, seriam descartados.

Antes de iniciar o experimento, todos os grupos foram submetidos ao processo de esterilização, como também, após cada seqüência de uso. As limas eram lavadas em água corrente e sabão, secas em papel toalha, embaladas em envelopes de poliamida e grau cirúrgico, para então serem

submetidas à esterilização por calor úmido sob pressão, onde permaneceram, em autoclave, por 20 minutos na temperatura de 134°C.

Figura 4.4 – Motor elétrico Endo Plus

4.2.4 Ensaio para determinar a resistência à fadiga cíclica

4.2.4.1 Descrição do dispositivo experimental

Para a realização dos ensaios, foi utilizado, um dispositivo experimental confeccionado exclusivamente para o estudo de resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio em razão do uso, realizado por Pessoa (2003), em sua tese de doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, acrescido de algumas alterações. O mesmo é feito de alumínio e possui as seguintes partes:

- a) Base horizontal retangular com dimensão de 22 por 12 cm, a qual permite a disposição do conjunto numa superfície plana;
- b) Duas plataformas inferiores, uma situada ao lado esquerdo, e outra ao lado direito da base, ambas permitindo o deslocamento das mesmas em lateralidade, tanto da esquerda para direita ou vice-versa;
- c) Duas plataformas superiores, cada uma acoplada às suas respectivas plataformas inferiores e estabilizada em canaleta com forma de cauda de andorinha. Ambas permitem o deslocamento no sentido antero-posterior;
- d) Quatro anéis de graduação, sendo um para cada plataforma, permitindo o deslocamento das mesmas com precisão de décimo de milímetro (0,1mm);
- e) Suporte com anel de apreensão, o que permite aprisionar o conjunto micromotor/contra-ângulo redutor, fixado na plataforma superior esquerda, possuindo dois pinos retentores aparafusados: um para controlar a abertura e o fechamento do anel de apreensão quando da adaptação do micromotor, e outro que permite movimentos giratórios do suporte e por consequência, alternativas no posicionamento do micromotor;
- f) O conjunto anel de apreensão/micromotor/contra-ângulo redutor está sobre uma base em canaleta em forma de cauda de andorinha, feita com material não ferroso (Latão), que permite o movimento de vai-e-vem conforme solicitado pelo cilindro pneumático, simulando o movimento de pecking;

- g) Cilindro de 10 mm de diâmetro e 100 mm de comprimento e raio de 5 mm, fixado através de parafuso na base do dispositivo. Possui sulco de 1 mm de profundidade (numa inclinação de 45°), localizado a 3,5 cm da sua extremidade superior, servindo de guia para o instrumento a ser testado. Componente confeccionado em aço temperado;
- h) Bloco também de aço temperado, fixado na plataforma superior direita. Possui na sua extremidade lateral interna uma concavidade compatível com o diâmetro do cilindro previamente descrito, e um sulco de 1 mm de profundidade (numa inclinação de 45°), na mesma altura do sulco do cilindro. Quando ajustados ambos permitem que o instrumento permaneça ao mesmo tempo curvado e com liberdade para girar;
- i) Cilindro pneumático controlado por uma válvula direcional de fluxo, que controla o fluxo de ar, e dois sensores eletromagnéticos, que determinam o avanço horizontal da lima. Os impulsos e velocidades podem ser controlados, permitindo ao conjunto micromotor/contra-ângulo, um movimento semelhante ao de pecking;
- j) Temporizador digital localizado no painel, que registra o tempo dos avanços em segundos, desde o início do movimento até a fratura da lima;
- k) Contador digital, também localizado no painel, que registra o número de ciclos dentro do intervalo de tempo, que foram realizados pelo cilindro pneumático até o momento da fratura da lima;
- l) Micro fim de curso (sensor) localizado rente ao sulco do cilindro/bloco de aço temperado, que detecta eletronicamente cada toque da ponta da lima. Esse sensor é protegido por uma placa de aço com o intuito de

evitar o desgaste. No momento que houver a fratura da ponta da lima, esse sensor acusa o rompimento e pára o contador e o temporizador;

- m) Chave geral que liga todo o sistema;
- n) Chave que liga o sistema pneumático;
- o) O painel composto pela chave geral, chave do sistema pneumático, contador e temporizador, é controlado por um sistema eletro-eletrônico, alimentado por uma fonte de 110 v 24vc.
- p) O cilindro pneumático é controlado por um sistema de ar comprimido com pressão de 5 bar e duas válvulas eletromagnéticas, que através do controle de vazão determina a velocidade e curso do mesmo.

Figura 4.5 – Vista Frontal do dispositivo experimental para ensaio de fadiga cíclica

Figura 4.6 – Vista superior do dispositivo experimental

4.2.4.2 Ensaio propriamente dito

Previamente à realização do ensaio para avaliar a resistência à fadiga cíclica, os instrumentos, que neste momento estavam distribuídos em recipientes identificando cada grupo, foram inspecionados mais uma vez com lupa de dez aumentos.

Inicialmente, realizou-se o posicionamento e a apreensão do conjunto micromotor/contra-ângulo no suporte do dispositivo, para que permanecesse paralelamente ao plano inferior.

Em seguida, o instrumento a ser testado era levado ao contra-ângulo, certificando-se que o mesmo estava corretamente apreendido.

Neste momento, o motor elétrico era calibrado para trabalhar em rotação contínua na velocidade de 300 rpm e torque idêntico ao empregado durante a fase de preparo dos canais simulados.

Iniciou-se então o deslocamento de cada plataforma, por meio dos anéis calibradores, para que fosse atingida uma posição onde o instrumento a ser testado, permanecesse com a sua extremidade visível e tocando no sensor, quando do deslocamento máximo do sistema pneumático.

Com o instrumento em posição, a chave geral era ligada, o motor elétrico era acionado, no mesmo momento em que a chave do sistema pneumático era ligada. Agora, todo o conjunto micromotor/contra-ângulo/lima era movimentado pelo sistema pneumático, simulando o movimento de *pecking*, onde a lima deslizava pelo sulco criado no anel de aço temperado. Esse movimento era repetido numa velocidade de um ciclo por segundo. A fratura do instrumento era facilmente detectada pelo sensor, e neste momento o contador e o temporizador eram imediatamente parados. Os dados registrados no contador e no temporizador foram anotados para posterior tabulação. Realizou-se este procedimento para todos os instrumentos de cada grupo experimental, de maneira seqüencial.

4.2.5 Tabulação de dados e análise estatística

Após a realização dos ensaios, o tempo despendido desde o início do acionamento do motor até a fratura do instrumento, foi anotado para cada espécime.

Como os valores foram expressos em números intrinsecamente significantes, como também as diferenças entre os mesmos sempre terão a mesma implicação, podendo existir valores intermediários, tais dados puderam ser classificados como contínuos.

Primeiramente, os dados foram trabalhados para gerar informações que expressassem a tendência central e a dispersão. A tendência central foi obtida pela média aritmética, ou seja, da soma dos valores observados dividida pelo número de repetições, enquanto que a dispersão dos dados ao redor da média foi representada calculando o desvio padrão.

De posse da média e do desvio padrão, foi realizado o teste de aderência à curva normal onde foi verificado se a distribuição dos dados era normal ou não.

De posse de todas as informações acima relacionadas, foram realizados os testes estatísticos, inicialmente a análise de variância (Fatorial a x b) e depois o teste de t de Student, para verificar se existia diferença estatisticamente significativa entre as amostras testadas, utilizando o grau de significância de 1%.

5 RESULTADOS

Os valores originais de cada espécime, expressos em segundos, assim como as médias e o desvio padrão para cada grupo testado, encontram-se na Tabela 5.1.

Inicialmente os valores originais de cada grupo foram submetidos à análise estatística para verificar a tendência central da amostra.

Conforme a Tabela 5.2, os valores originais quando submetidos ao Teste de D' Agostino, mostraram que a distribuição amostral testada era normal.

Sendo as amostras independentes, a distribuição amostral normal e as variâncias iguais, empregou-se análise de variância (Fatorial a x b) para verificar se existia diferença estatisticamente significativa entre as amostras testadas, procurou-se determinar se, além do fator de variação número de uso, haveria influência relacionada com o torque e, ainda, a possibilidade de interação entre eles ($p < 0,01$).

No que diz respeito ao fator de variação número de uso, pelo resultado do respectivo valor de F, conclui-se que as diferenças não são estatisticamente significativas, aceitando-se a hipótese de nulidade.

O F-teste do fator de variação torque foi elevado, ($p=0,0002$), indicando que o efeito do torque sobre a fadiga cíclica flexural é muito significativo, rejeitando-se sob esse aspecto a hipótese de nulidade e aceitando-se a hipótese alternativa.

Tabela 5.1 - Valores originais, média e desvio padrão, expressos em segundos, para os diferentes grupos

<i>Torques</i>	Número de usos				
	1º. Uso	3º. Uso	5º. Uso	7º. Uso	
0,5 Ncm	188,00	153,00	107,00	154,00	
	138,00	170,00	131,00	209,00	
	118,00	133,00	96,00	186,00	
	109,00	101,00	153,00	111,00	
	170,00	196,00	107,00	142,00	
Média	144,66	150,60	118,80	160,40	143,60
Desvio Padrão	33,72	36,10	23,00	38,20	34,37
1,0 Ncm	121,00	116,00	133,00	139,00	
	162,00	178,00	132,00	173,00	
	164,00	178,00	152,00	116,00	
	163,00	89,00	145,00	128,00	
	211,00	130,00	173,00	114,00	
Média	164,20	138,20	147,00	134,00	145,85
Desvio Padrão	31,87	39,21	16,78	24,01	29,32
2,0 Ncm	178,00	137,00	121,00	146,00	
	115,00	109,00	183,00	203,00	
	154,00	191,00	169,00	100,00	
	164,00	135,00	161,00	179,00	
	126,00	162,00	220,00	167,00	
Média	147,40	146,80	170,80	159,00	156,00
Desvio Padrão	26,28	31,02	35,88	38,89	32,24
6,0 Ncm	108,00	129,00	117,00	83,00	
	129,00	118,00	106,00	92,00	
	170,00	134,00	101,00	73,00	
	167,00	112,00	77,00	105,00	
	119,00	126,00	107,00	85,00	
Média	138,60	123,80	101,60	87,60	112,90
Desvio Padrão	28,31	8,79	14,93	11,87	25,86
Média Geral	148,70	139,85	134,55	135,25	
Desvio Padrão	29,36	30,47	35,02	41,10	

O valor de F para a interação número de uso e torque permite inferir que não ocorreu interação significativa entre os fatores de variação independentes, aceitando-se a hipótese de nulidade.

Tabela 5.2 - Teste de D' Agostino com valores originais

	0,5 Ncm	1,0 Ncm	2,0 Ncm	6,0 Ncm
Tamanho da amostra	20	20	20	20
D (Desvio)	0,2847	0,2807	0,2846	0,2745
Valores críticos 5%	0,2617 a 0,2863	0,2617 a 0,2863	0,2617 a 0,2863	0,2617 a 0,2863
Valores críticos 1%	0,2525 a 0,2869	0,2525 a 0,2869	0,2525 a 0,2869	0,2525 a 0,2869
P	p > 0.05	p > 0,05	p > 0.05	p > 0.05

Tabela 5.3 - Análise de variância: Fatorial (a x b)

ANÁLISE DE VARIÂNCIA: VALORES ORIGINAIS					
Fonte de Variação	GL	Soma dos quadrados	Quadrados Médios	F	p
Número de Uso	3	2.554,65	851,55	1,01	0,3961
Torque	3	2.073,25	6.910,08	8,18	0,0002
Interação	9	14.501,85	1.611,32	1,91	0,0661
Erro	64	54.040,80	544,39		

Em seguida, para se estabelecer às diferenças das médias dos torques empregados entre si, foi realizado o teste *t* de Student ($p < 0,01$).

Tabela 5.4 - Teste *t* de Student para os torques empregados

	Valor Calculado de t	p
0,5 Ncm x 1,0 Ncm	0,2227	0,4125
0,5 Ncm x 2,0 Ncm	1,1767	0,1233
0,5 Ncm x 6,0 Ncm	3,1918	0,0014
1,0 Ncm x 2,0 Ncm	1,0418	0,1520
1,0 Ncm x 6,0 Ncm	3,7697	0,0003
2,0 Ncm x 6,0 Ncm	4,6642	0,0000

Todas as comparações feitas com o torque de 6,0 Ncm apresentaram valores de t calculado altamente significativo, com $p < 0,01$. Rejeita-se assim H_0 e se aceita a Hipótese experimental: o torque afeta a resistência à fadiga cíclica flexural das populações investigadas, sendo em média menor nos instrumentos rotatórios de níquel-titânio de número 25, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento (K^3 , SybronEndo), submetidos a torque elevado.

6 DISCUSSÃO

A introdução da liga de níquel-titânio trouxe grande avanço à Endodontia (CAMPS; PERTOT, 1994, 1995; CANALDA-SAHLI; BRAU-AGUADÉ; BERÁSTEQUI-JIMENO, 1996). As propriedades mecânicas particulares desta liga têm permitido o surgimento de novos instrumentos acionados por dispositivos elétricos ou pneumáticos (CVIJAN; HUGET; DE SIMON, 1975; DUEIRIG; PELTON; STOCKEL, 1999; SERENE; ADAMS; SAXENA, 1995; WALIA; BRANTLEY; GERSTEIN, 1988).

Muitos estudos têm demonstrado que a instrumentação rotatória com limas de níquel-titânio pode ser mais rápida, eficiente (SCHÄFER; FLOREK, 2003; SCHÄFER; ERLER; DAMMASCHKER, 2006a, 2006b; GUELZOW et al., 2005), promovendo preparo mais cônico, minimizando a criação de degraus, zips e transportes foraminais (CALBERSON et al., 2002, 2004; GUELZOW et al., 2005; KAPTAN et al., 2005; PAQUÉ; MUSCH; HÜLSMANN, 2005; PEREZ; SCHOUMACHER; PELI, 2005; RANGEL et al., 2005; SCHÄFER; FLOREK, 2003; SCHÄFER; ERLER; DAMMASCHKER, 2006a, 2006b; SCHÄFER; SCHULZ-BONGERT; TULUS, 2004; SCHIRRMESTER et al. 2006; TASDEMIR et al., 2005; THOPSON; DUMMER, 1998a, 1998b), além de resultar em ganho de produtividade e maior conforto, tanto para o profissional quanto para o paciente.

Pouco se sabe a respeito dos limites de sua aplicação, dos riscos da utilização da instrumentação rotatória e dos meios mais eficientes para o uso

desta nova tecnologia (GAMBARINI, 2001a). Deve-se sempre ter em mente que, características como ângulo de corte, número de lâminas, desenho da ponta, conicidade e secção transversal podem influenciar na flexibilidade, na eficiência de corte, e na resistência à torção dos instrumentos.

Apesar dos instrumentos de níquel-titânio serem considerados, por alguns autores, mais resistentes que os de aço inoxidável em relação ao desgaste, flexibilidade e deflexão angular (BONETTI FILHO et al., 1998; CAMPS; PERTOT, 1994, 1995; CANALDA-SAHLI; BRAU-AGUADÉ; BERÁSTEQUI-JIMENO, 1996; DUERIG; PELTON; STOCKEL, 1999; KAZEMI; STENMAN; SPANGBERG, 2000; MIURA et al., 1986; MOTTA, 1998; WALIA; BRANTLEY; GERSTEIN, 1988; ZUOLO; WALTON, 1997), outros relatam a sua maior fragilidade quanto à fratura por torção (CANALDA-SAHLI; BRAU-AGUADÉ; BERÁSTEQUI-JIMENO, 1996; KAZEMI; STENMAN; SPANGBERG, 2000; MARSICOVETERE et al., 1996; ROWAN; NICHOLLS; STEINER, 1996; SCHÄFER; FLOREK, 2003).

Neste contexto, a experiência do operador e do seu adestramento na cinemática da instrumentação automatizada, pode influenciar no sentido de minimizar a incidência de complicações e acidentes, como as fraturas dos instrumentos (BAUMANN; ROTH, 1999; MANDEL et al., 1999; MESGOUEZ et al., 2003; PARASHOS; GORDON; MESSER, 2004; YARED; BOU DAGHER; KULKARNI, 2003; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001b).

O emprego de força excessiva, aliada aos movimentos de avanço intempestivo, por profissionais não adestrados, eleva as chances de travamento da lima no interior do canal radicular e, conseqüentemente, da

fratura por torção. A utilização da cinemática inadequada também pode aumentar a fadiga, ao induzir a ocorrência da flexão máxima sempre numa mesma área, diminuindo a vida útil do instrumento (LI et al., 2002).

A contínua força de tensão e compressão na área de curvatura do canal radicular pode promover uma carga de forma destrutiva no instrumento rotatório de níquel-titânio (PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997).

Percebe-se aqui, os inúmeros fatores que podem interferir na fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi, devendo ser analisados sob diferentes ângulos.

Baseada na característica morfológica da superfície de fratura, a mesma pode ser classificada em: dúctil, que apresenta superfície irregular com micro-cavidades de formatos hemisféricos (ALAPATI et al., 2005; HAÏKEL et al., 1999; KAZEMI; STENMAN; SPANGBERG, 2000; LI et al., 2002); e frágil que apresenta superfície lisa e brilhante (LI et al., 2002).

Se a ponta do instrumento ficar travada e o contra-ângulo continuar rotacionando, ocorrerá, provavelmente, uma fratura do tipo torcional (BLUM; MACHTOU; MICALLEF, 1999; GAMBARINI, 2000), e neste caso, o limite elástico do metal é excedido, levando à deformação plástica e subsequente fratura. Este tipo de fratura pode ocorrer também se, a superfície do instrumento encontrar uma excessiva fricção com a parede do canal radicular, elevando o nível de torque do instrumento; ou quando aplicada pressão excessiva no contra-ângulo.

Os métodos baseados no ângulo de deflexão e na força necessária à fratura são freqüentemente aplicados nos ensaios de torção. Todavia, alguns

instrumentos de NiTi podem apresentar valores diferentes entre o ângulo de deflexão e o torque máximo (CANALDA-SAHLI; BRAU-AGUADÉ; BERÁSTEQUI-JIMENO, 1996; WOLCOTT; HIMEL, 1997).

Tal fato pode ser explicado pela elevada tenacidade da liga de NiTi que permite à mesma sofrer deformações plásticas permanentes e ainda assim resistir à fratura. Entretanto, após a lima atingir o torque máximo, esse valor tende a diminuir antes de atingir o momento da fratura, pela deformação plástica, que a deixa menos resistente.

Portanto, quando os instrumentos rotatórios de níquel-titânio apresentarem deformações visíveis nas suas espiras, devem ser imediatamente descartados, pois a tentativa de reutilização pode aumentar seu risco de fratura (PARASHOS; GORDON; MESSER, 2004).

O calibre e a conicidade das limas também merece destaque no que se refere à resistência à torção, pois inúmeros autores são unânimes em afirmar que, quanto maior a massa metálica, maior é a força necessária para ocorrer esse tipo de fratura (CAMPS; PERTOT, 1995; SHIMABUKO, 2000); exceto Costa e Santos (2000).

Um outro meio de prevenção desse tipo de fratura ou distorção é o pré-alargamento com limas manuais de fino calibre, que possibilita facilitar o deslizamento do instrumento pela parede do canal radicular, reduzindo drasticamente o estresse por torção, pois o diâmetro do canal se torna pelo menos igual ao da ponta do instrumento a ser utilizado (BERUTTI et al., 2004; PETERS et al., 2003).

A preocupação em estudar as características geométricas dos instrumentos endodônticos de NiTi, por meio de avaliação numérica como o método de limite integral para modelos cilíndricos teóricos (TURPIN et al., 2001) ou o método de elementos finitos (BERUTTI et al., 2003), reforça a assertiva de que não é possível atribuir um único fator às fraturas torcionais.

À sua vez, a fadiga cíclica, ocorre no ponto máximo de flexão do instrumento, enquanto ele gira livremente em canais curvos, não manifestando deformação prévia à ocorrência do evento (PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997).

Segundo Lopes, Siqueira Jr e Elias (2004), na região de flexão de um instrumento em rotação contínua são geradas tensões que variam alternadamente entre tração e compressão. Estas tensões promovem mudanças micro-estruturais acumulativas que podem levar o material à fratura. A repetição cíclica do carregamento, mesmo com tensão abaixo do limite de escoamento obtida em ensaio de tração ou torção, induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até a fratura do instrumento. Portanto, a fratura flexural ocorre pela repetição cíclica de cargas compressivas laterais, oriundas da resistência das paredes dentinárias do canal radicular curvo, que induzem, na área de contato, flexão e deflexão alternada, o que pode levar à fadiga prematura do instrumento.

Inúmeros autores corroboram que os ciclos contínuos de forças de tração e compressão, na área da curvatura do canal radicular constituem a forma mais destrutiva de carregamento cíclico e conseqüente fratura (GAMBARINI, 2001b; HAÏKEL et al., 1999; LI et al., 2002; MELLO; BAHIA;

BUONO, 2002; MIZE et al., 1998; PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997; SVEC; POWERS, 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999, 2000).

Sattapan et al. (2000a) constataram que a fratura flexural ocorre quase na mesma frequência da fratura por torção, existindo dúvidas no que se refere aos principais fatores relacionados com essa ocorrência.

Ao contrário dos instrumentos testados em ensaios de torção, os submetidos à fadiga cíclica têm a sua resistência à fratura inversamente proporcional ao seu calibre e conicidade, ou seja, limas de maior diâmetro sofrem maior estresse na região de máxima curvatura, correndo maior risco de ruptura (HAÏKEL et al., 1999; ULLMANN; PETERS, 2005).

Assim sendo, instrumentos mais calibrosos submetidos à fadiga cíclica devem ser reutilizados de forma cuidadosa ou simplesmente descartados, evitando-se sua ruptura no interior do conduto radicular.

Tal constatação embasa a escolha de técnicas escalonadas no sentido coroa-ápice quando do emprego dos sistemas rotatórios de NiTi, pois desta maneira, os instrumentos de maior diâmetro e conicidade atuarão quase que exclusivamente nas porções retas do canal radicular, e os de menor conicidade atingirão as porções mais curvas (SCHRADER; PETERS, 2005).

Neste contexto, autores como Haïkel et al. (1999); Kuhn e Jordan (2002); Mello, Bahia e Buono (2002); Pruett, Clement e Carnes (1997); Zelada et al. (2002), afirmam categoricamente que as condições anatômicas do canal radicular desempenham importante papel no risco de fratura por

fadiga cíclica, não permitindo que o instrumento seja reutilizado inúmeras vezes.

A fratura flexural pode então, ocorrer devido a um mínimo defeito na superfície do instrumento (EGGERT; PETERS; BARBAKOW, 1999) ou após uma aplicação cíclica de tensão quando rotacionado em canais curvos. Clinicamente, pode ser considerada a mais preocupante, pois o instrumento pode fraturar mesmo dentro do seu limite elástico e sem qualquer deformação permanente aparente (ARENS et al., 2003; CHEUNG et al., 2005; GAMBARINI, 2001b; LUEBKE et al., 2005; PENG et al., 2005; SATTAPAN et al., 2000b; SHEN et al., 2006; SPANAKI-VOREADI; KEREZOUDIS; ZINELIS, 2006).

O estresse mecânico dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio está fortemente ligado à curvatura do canal e à dureza da dentina (complicações anatômicas), mas é também proporcional ao torque do motor (HAÏKEL et al., 1999; PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997), portanto a resistência à fadiga cíclica do instrumento deve diminuir com o seu uso clínico prolongado (AL-FOUZAN, 2003; BAHIA; BUONO, 2005; GAMBARINI, 2001a; HAÏKEL et al., 1999; PESSOA, 2003; SVEC; POWERS, 2000; TRIPI et al., 2001; YARED; KULKARNI, 2003; YARED; KULKARNI; GHOSSAYN, 2003). Porém não se observa unanimidade a respeito (ALAPATI et al., 2003; PETERS; BARBAKOW, 2002; SVEC; POWERS, 1999; 2002; TONGBAIYAI; TORABINEJAD, 1999; YARED, BOU DAGHER; MACHTOU, 1999; 2000).

Sattapan et al. (2000b), acreditam que as deformações observadas nos instrumentos rotatórios de NiTi, estão associadas muito mais ao modo

como as limas são utilizadas, do que por quantas vezes são submetidas à instrumentação de canais radiculares.

As divergências de resultados e opiniões podem estar associadas às metodologias aplicadas, à forma geométrica dos instrumentos testados, bem como de sua procedência comercial.

Alguns autores afirmam que os instrumentos rotatórios de NiTi podem ser seguramente utilizados até dez vezes (PETERS; BARBAKOW, 2002; TONGBAIYAI; TORABINEJAD, 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999), outros até seis vezes (ALAPATI et al., 2003), até quatro (YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2000) e três (PESSOA, 2003; SVEC; POWERS, 1999).

Com relação à velocidade de acionamento, empregar maior número de rotações por minuto, aumenta consideravelmente o rendimento da instrumentação. Por outro lado, vários autores constataam relação direta entre velocidade alta e a ocorrência de distorções nas espiras das limas de NiTi (DIETZ et al., 2000; GABEL et al., 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001b).

Entretanto, os resultados de Daugherty, Gound e Comer (2001) apontam vantagens na utilização de 350 rpm, pois além de haver um aumento da eficiência de corte, o índice de deformação observado foi aproximadamente 50% inferior quando comparado ao acionamento em 150 rpm.

É preciso enfatizar que a velocidade de rotação tem maior influência na distorção de instrumentos de pequeno diâmetro quando comparados aos

mais calibrosos (BORTNICK; STEIMAN; RUSKIN, 2001), existindo uma tendência das alterações ocorrerem na porção final do instrumento (GABEL et al., 1999), o que corrobora com os achados de Blum, Machtou e Micallef (1999), que demonstraram ser a ponta da lima a área de maior nível de estresse.

Outro aspecto a ser considerado durante o acionamento é o torque, que não pode exceder o limite de elasticidade do instrumento (GAMBARINI, 2000).

Instrumentos mais calibrosos exigem maior torque do que aqueles de menor diâmetro (SATTAPAN et al., 2000b). Contudo, a variação de torque parece não influenciar no grau de distorção das espiras dos instrumentos (YARED; SLEIMAN, 2002; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001a).

O conceito de motores para instrumentos rotatórios de NiTi de baixa velocidade e alto torque, foram bem aceitos na década passada por fabricantes, clínicos e pesquisadores, mas levou ao aparecimento de muitas iatrogenias. Se um motor de alto torque é usado e o limite de torque de fratura do instrumento é excedido com frequência, aumenta seu risco de fratura intracanal (GAMBARINI, 2000).

Para tanto, o torque é um outro parâmetro que pode influenciar o travamento, a deformação e a fratura do instrumento. Teoricamente, um instrumento usado com alto torque é muito ativo, e a incidência de travamento, deformação e fratura do instrumento tenderia a aumentar. Por outro lado, um torque baixo reduziria a eficiência de corte do instrumento, e a progressão do instrumento dentro do canal ficaria mais difícil, levando o

operador a forçar um pouco mais o instrumento no sentido apical e também podendo levar ao travamento, à deformação e à fratura do instrumento. (SVEC; POWERS, 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001b).

Apesar de muitos estudos prévios terem avaliado fadiga cíclica e dinâmica dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio (HAÏKEL et al., 1999; PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999), a relação da força exercida durante o preparo do canal radicular e o risco clínico da distorção e/ou fratura do instrumento ainda não foi adequadamente estudado, o que estimulou a realização deste estudo.

No que diz respeito ao fator de variação número de uso, pelo resultado do respectivo valor de F, conclui-se que as diferenças não são estatisticamente significativas, aceitando-se a hipótese de que o número de uso não afetou a resistência à fadiga cíclica flexural.

O F-teste do fator de variação torque foi elevado, ($p=0,0002$), indicando que o efeito do torque sobre a fadiga cíclica flexural é muito significativo. O torque afeta a resistência à fadiga cíclica flexural das populações investigadas, sendo em média menor nos instrumentos rotatórios de níquel-titânio de número 25, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento (K^3 , SybronEndo), submetidos a torque elevado.

O valor de F para a interação número de uso e torque permite inferir que não ocorreu interação significativa entre o torque e o número de uso.

Os resultados deste estudo diferem dos resultados obtidos por Pessoa, pois o seu estudo foi realizado em um ensaio de fadiga cíclica parcialmente dinâmico, onde o instrumento era acomodado dentro de um

sulco guia confeccionado em aço temperado, com apenas a ponta livre, sem que houvesse deslocamento do mesmo e então, rotacionado até o momento da sua fratura. Neste estudo, ao aparelho utilizado por Pessoa, foi acrescentado um cilindro pneumático controlado por uma válvula direcional de fluxo, que controla o fluxo de ar, e dois sensores eletromagnéticos, que determinam o avanço horizontal da lima. Os impulsos e velocidades puderam ser controlados, permitindo ao conjunto micromotor/contra-ângulo, desenvolver movimento de penetração e retirada, enquanto o instrumento era rotacionado a 300 rpm e torque idêntico ao empregado durante à fase de preparo dos canais simulados. Apesar do ensaio de Pessoa ser parcialmente dinâmico, a deflexão ocorria sempre no mesmo ponto, enquanto que no presente trabalho, a distribuição da carga numa área maior do instrumento, aumentou sua vida útil. O resultado mostra que até sete usos, não há diminuição da resistência à fadiga cíclica.

Deve-se considerar também que Pessoa (2003) utilizou instrumentos do sistema RaCe (FKG), de secção transversal triangular e com menor massa metálica, quando comparados aos instrumentos do sistema K³ (SybronEndo) e que foram empregados neste experimento. Tal fato, também pode explicar a diferença de resultados observados entre os dois estudos.

Segundo observações de Yao, Schwartz e Beeson (2006), o instrumento K³ 0,04 #25 foi significativamente mais resistente à fadiga cíclica quando comparado com os sistemas ProFile e RaCe, provavelmente devido à área de secção transversal da RaCe ser menor que a da K³ e da ProFile. De acordo com o fabricante, as espiras da K³ tornam-se mais profundas à

medida que caminha do D_0 para o D_{16} . Devido ao diâmetro do corpo metálico não aumentar na mesma proporção que a conicidade da superfície externa, a flexibilidade ao longo de toda a extensão do instrumento é realçada. E por outro lado, a espessura do corpo metálico não diminui drasticamente na ponta do instrumento, portanto, não compromete a resistência torcional da lima. Ainda, a conicidade da RaCe aumenta somente a 8mm da ponta do instrumento, enquanto a da K^3 tem isso distribuído nos 16mm totais da sua parte ativa, suportando a idéia de que a área da secção transversal da parte ativa pode ter um papel fundamental na resistência à fadiga cíclica.

Se por um lado o número de usos não alterou a resistência à fadiga cíclica flexural da população investigada, o torque afetou, sendo em média menor nos instrumentos rotatórios de níquel-titânio de número 25, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento (K^3 , SybronEndo), submetidos a torque elevado, o que vai ao encontro aos achados (GAMBARINI, 2000; 2001b; YARED; KULKARNI, 2004).

Uma possível explicação para este resultado é que o estresse mecânico do instrumento rotatório de NiTi é também proporcional ao torque do motor. Se um motor de alto torque é utilizado, o limite de torque máximo do instrumento é excedido freqüentemente, aumentando o estresse mecânico e o risco de deformação plástica ou fratura do instrumento. Discordando dos achados de Peters e Barbakow (2002), que fala da necessidade de um alto torque durante a instrumentação em canais simulados de resina, explicando a alta incidência de deformações e fraturas no estudo.

Contrariando, portanto, os resultados de Yared, Bou Dagher e Machtou (1999; 2000); Berutti et al. (2004) e Peters e Barbakow (2002), onde bons resultados foram obtidos com torques altos e Yared, Bou Dagher e Machtou (2001a) e Yared e Sleiman (2002) ainda salientam que o torque não afeta a fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, desde que o operador seja experiente.

Sattapan et al. (2000b) mostraram que o torque na fratura foi significativamente maior que o torque durante a instrumentação. No presente estudo, nenhum instrumento mostrou travamento, deformação ou fratura durante a instrumentação, onde os instrumentos foram usados com uma leve pressão apical como no estudo de Sattapan et al. (2000b), por um operador experiente, confirmando que a técnica de instrumentação e o adestramento do usuário influenciam nas falhas dos instrumentos (THOMPSON; DUMMER, 1998a).

O presente estudo foi realizado em canais simulados para reduzir a variação na técnica de instrumentação e limitar a variabilidade dos parâmetros como comprimento, largura, anatomia, raio e ângulo de curvatura do canal. A pressão exercida no contra-ângulo durante a instrumentação foi bem leve, nunca sendo forçado no sentido apical.

Com relação ao ângulo e ao raio de curvatura, a opção por 40° e 5 mm respectivamente, recaiu em razão de representar melhor as condições clínicas de um canal com curvatura gradual. Portanto, os resultados aqui obtidos não podem ser transferidos para aquelas situações de curvaturas

terminais e abruptas, onde parece diminuir a resistência à fadiga cíclica flexural.

No que se refere ao instrumento selecionado para o presente trabalho, foram utilizadas limas K³ (SybronEndo) de número 25, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento. A escolha desse sistema recaiu no fato de ser o mais facilmente encontrado no mercado nacional.

Na seleção do calibre e da conicidade, buscou-se um instrumento que apresentasse conicidade diferente do padrão ISO e diâmetro de ponta compatível com o trabalho no terço apical, ou seja, uma lima que pode ser classificada como crítica no processo da fadiga cíclica.

Segundo o fabricante, a lima K³ (SybronEndo) possui secção transversal em tripla hélice assimétrica, com guias radiais amplas e áreas de alívio, projetada para diminuir o atrito e controlar a profundidade de corte, prevenindo o efeito de rosca durante a sua utilização.

Autores como Haïkel et al. (1999); Gambarini (2001b); Pruett, Clement e Carnes (1997); Yared, Bou Dagher e Machtou (2000); e Zelada et al. (2002), corroboram que metodologias como essas características são as mais adequadas para estudar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi, pois ensaios estáticos não refletem a real condição clínica, já que os sistemas automatizados foram idealizados para adentrar no canal radicular em movimento, com avanço gradual de mm em mm, com valores de torque e velocidade previamente determinados para seu acionamento.

A velocidade de acionamento utilizada neste estudo foi fixada em 300 rpm, por ser recomendada pelo fabricante.

Portanto, uma análise conjunta dos experimentos que pesquisam a influência do torque e do número de uso dos instrumentos rotatórios de NiTi, leva a crer que, um dos meios de prevenir as fraturas é descartando os instrumentos regularmente após alguns usos, ou usando motores de baixo torque, que operem abaixo do limite de torque permitido para cada instrumento rotatório de NiTi.

Apesar de ainda não haver consenso no meio científico de quanto seria essa quantidade de usos e nem o torque máximo permitido para cada sistema de limas; pode-se afirmar à partir dos resultados deste estudo que, em relação aos instrumentos rotatórios de níquel-titânio de número 25, conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento (K^3 , SybronEndo), a utilização até sete vezes, num torque máximo de 2 Ncm, não afetou a resistência à fadiga cíclica flexural dos mesmos.

É necessária a utilização do senso crítico ao interpretar, extrapolar e correlacionar os resultados deste estudo “in vitro” com a prática clínica, pois foi avaliado neste estudo, apenas uma das variáveis dentre as muitas possíveis que ocorrem durante o preparo-químico-cirúrgico do canal radicular, onde há uma inter-relação de múltiplos tipos de estresses resultantes de diferentes mecanismos, que podem influenciar na vida útil do instrumento rotatório de NiTi.

Fica evidente a dificuldade em estabelecer regras para o descarte dos instrumentos rotatórios de NiTi, em função da grande quantidade de variáveis que norteiam esta técnica.

Cabem, portanto, algumas medidas que orientem a prevenção de acidentes que podem ocorrer durante a fase do preparo-químico-cirúrgico, realizando outros estudos com variações de torque entre 2 e 6 Ncm, ou até mesmo com número de usos acima de sete vezes.

7 CONCLUSÕES

A análise dos resultados obtidos pela metodologia aplicada no presente estudo, permite concluir que o torque afetou a resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos utilizados.

Por outro lado, o número de usos de 1, 3, 5 e 7 vezes não alterou a resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos.

Quanto à interação número de uso e torque, pode-se inferir que não ocorreu interação significativa entre os fatores de variação.

REFERÊNCIAS ^{*1}

Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. J Endod 2003;29(10):667-9.

Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. J Endod 2005;31(1):40-3.

Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2004;30(5):339-41.

Al-Fouzan KS. Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potencial for bypassing in vivo. Int Endod J 2003;36(12):864-7.

Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55-cobalt substituted Nitinol wire for used in orthodontics. J Am Dent Assoc 1971;82(6):1373-5.

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

Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz Jr GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. J Endod 2003;29(10):664-6.

Ayar LR, Love RM. Shaping ability of ProFile and K³ rotary NiTi instruments when used in a variable tip sequence in simulated curved root canals. Int Endod J 2004;37(9):593-601.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo Bases de Dados MEDLINE.

Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100(2):249-55.

Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101(5):675-80.

Bahia MGA, Martins RC, Gonzalez BM, Buono VTL. Physical and mechanical characterization and influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2005;38(11):795-801.

Baumann MA, Roth A. Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88(6):714-8.

Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 2003;29(1):15-9.

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

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;32(2):108-14.

Bonetti Filho I, Esberard RM, Leonardo RT, Del Rio CE. Microscopic evaluation of three endodontic files pre and postinstrumentation. *J Endod* 1998;24(7):461-4.

Booth JR, Scheetz JP, Lermons JE, Eleazer PD. A 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. *J Endod* 2003;29(1):55-7.

Borges LP, Santos M, Borges LH. Corrosão em limas de níquel-titânio após instrumentação, desinfecção e esterilização [resumo A078]. Pesq Odontol Bras 2001;15 Supl:80.

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

Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments. J Endod 2002a;28(8):567-72.

Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. J Endod 2002b;28(11):774-8.

Buchler WJ, Wang F. Effect of low temperature phase on the mechanical properties of alloy near composition NiTi. J Appl Physiol 1963;34:1475.

Busslinger A, Sener B, Barbakow F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. Int Endod J 1998;31(4):290-4.

Calberson FLG, Deroose CAJG, Hommez GMG, De Moor RJG. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. Int Endod J 2004;37(11):613-23.

Calberson FLG, Deroose CAJG, Hommez GMG, Raes H, De Moor RJG. Shaping ability of GTtm rotary files in simulated resin root canals. Int Endod J 2002;35(7):607-14.

Camps JJ, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. J Endod 1994;20(8):395-8.

Camps JJ, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files. Int Endod J 1995;28(5):239-43.

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

Canalda-Sahli C, Brau-Aguadé E, Berástequi-Jimeno E. A comparison of bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J* 1996;29(3):185-9.

Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J* 2005;38(11):802-9.

Civjan S, Huget EF, De Simon LB. Potencial applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res* 1975;54(1):89-96.

Correia DP. Avaliação do número de uso do sistema ProTaper, no preparo-químico-cirúrgico de molares, quando executado por um acadêmico e por um especialista [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

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

Costa C, Santos M. Resistência à torção de dois instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio. *Pesq Odontol Bras* 2000;14(2):165-8.

Dalton BC, Orstavik D, Phillips C, Pettiette M, Trope M. Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. *J Endod* 1998;24(11):763-7.

Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J* 2004;37(10):705-10.

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;27(2):93-5.

Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod* 2004;30(10):716-8.

Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. J Endod 2000;26(2):68-71.

Duerig T, Pelton A, Stockel D. An overview of nitinol medical applications. Mat Science Eng 1999;273:149-60.

Eggert C, Peters O, Barbakow F. Wear of nickel-titanium LightSpeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. J Endod 1999;25(7):494-7.

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

Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. J Endod 2001b;27(12):772-4.

Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. Int Endod J 2001a;34(5):386-9.

Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. End Dent Traumat 2000;16(3):95-100.

Gavini G. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de Ni-Ti submetidos à implantação de íons nitrogênio [Tese de Livre Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. Int Endod J 2005;38(10):743-52.

Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. J Endod 2005;31(6):468-70.

Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25(6):434-40.

Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 1998;24(11):731-5.

Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod* 2000;26(2):76-80.

Hübscher W, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with FlexMaster: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003;36(12):883-90.

Jodway B, Hülsmann M. A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K³ rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J* 2006;39(1):71-80.

Kaptan F, Sert S, Kayahan B, Hasnedağlı F, Tanalp J, Bayirli G. Comparative evaluation of the preparation efficacies of HERO Shaper and Nitiflex root canal instruments in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100(5):636-42.

Karagöz-Küçükay I, Ersev H, Engin-Akkoca E, Küçükay S, Gürsoy T. Effect of rotational speed on root canal preparation with HERO 642 rotary Ni-Ti instruments. *J Endod* 2003;29(7):447-9.

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

Kim JW, Griggs JA, Regan JD, Ellis RA, Cai Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2005;38(6):364-71.

Knowles KI, Hammond NB, Biggs SG, Ibarrola JL. Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments. *J Endod* 2006;32(1):14-6.

Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(10):716-20.

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

Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod* 1996;22(10):543-6.

Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakes RS. Thermomechanical study of NiTi alloys. *J Biomed Mater Res* 1988;22(6):573-88.

Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 2002;28(6):448-51.

Lopes HP, Siqueira Jr JF, Elias CN. Mecanismos de fratura dos instrumentos endodônticos. In: Lopes HP, Siqueira Jr JF. *Endodontia*. 2a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004.

Luebke NH, Brantley WA, Alapati SB, Mitchell JC, Lausten LL, Daehn GS. Bending fatigue study of nickel-titanium Gates-Glidden drills. *J Endod* 2005;31(7):523-5.

Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotatory NiTi ProFile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J* 1999;32(6):436-43.

Marsicovetere ES, Burgess JO, Clement DJ, Del Rio CE. Torsional testing of the LightSpeed nickel-titanium instrument system. *J Endod* 1996;22(12):681-4.

Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36(4):262-6.

Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(11):765-9.

Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *Int Endod J* 2003;36(3):161-5.

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthoped* 1986;90(1):1-10.

Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39(2):119-26.

Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes Jr DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998;24(12):843-7.

Motta AG. Avaliação comparativa da deflexão angular e da flexibilidade de limas endodônticas produzidas em ligas de aço inoxidável ou de níquel-titânio [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

O'Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J* 2003;36(11):724-32.

Otubo J, Mei PR, Koshimizu S. Materiais com efeito de memória de forma, características principais e possíveis aplicações. In: 14º Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica; 1997; Bauru.

Paqué F, Musch U, Hülsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J* 2005;38(1):8-16.

Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30(10):722-5.

Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31(2):114-6.

Peng B, Shen Y, Cheung GSP, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J* 2005;38(8):550-7.

Perez F, Schoumacher M, Peli JF. Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel ENDOflash and nickel-titanium HERO Shaper. *Int Endod J* 2005;38(9):637-44.

Pessoa OF. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio em razão do uso [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35(4):379-89.

Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003;36(2):93-9.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23(2):77-85.

Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer P. Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *J Endod* 2005;31(6):460-2.

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

Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1996;22(7):341-5.

Santos M. Efeito da implantação de íon nitrogênio na flexão de limas rotatórias de níquel-titânio [Tese de Livre Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000a;26(3):161-5.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000b;26(3):156-60.

Schäfer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod* 2002a;28(12):800-2.

Schäfer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2002b;35(10):867-72.

Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K³ instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2003;36(3):199-207.

Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2004a;37(4):229-38.

Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2004b;37(4):239-48.

Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2006a;39(3):196-202.

Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2006b;39(3):203-12.

Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Influence of different types of automated devices on the shaping ability of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments. *Int Endod J* 2005;38(9):627-36.

Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel-titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod* 2004;30(6):432-5.

Schirrmeister JF, Strohl C, Altenburger MJ, Wrbas KT, Hellwig E. Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101(6):807-13.

Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod* 2005;31(2):120-3.

Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-Titanium instruments: applications in Endodontics. St Lois: Ishiyaku Euroamerica; 1995.

Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod* 2006;32(1):61-5.

Shimabuko DM. Avaliação da resistência à torção de limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio, em função da sua conicidade e sistema de fixação da ponta [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Silva FM, Kobayashi C, Suda H. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using RaCe rotary instruments and ProFiles. *Int Endod J* 2005;38(1):17-21.

Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1997;23(12):731-4.

Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J* 2006;39(3):171-8.

Stokes OW, Di Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless steel and nickel-titanium files. *J Endod* 1999;25(1):17-20.

Suffridge CB, Hartwell GR, Walker TL. Cleaning efficiency of nickel-titanium GT and .04 rotary files when used in a torque-controlled rotary handpiece. *J Endod* 2003;29(5):346-8.

Svec TA, Powers JM. A method to assess rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000;26(9):517-8.

Svec TA, Powers JM. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *J Endod* 1999;25(11):759-60.

Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod* 2002;28(2):105-7.

Tasdemir T, Aydemir H, İnan U, Üna O. Canal preparation with HERO 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. *Int Endod J* 2005;38(6):402-8.

Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 1997;23(3):141-5.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33(4):297-310.

Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. *Int Endod J* 1998a;31(4):259-67.

Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *Int Endod J* 1998b;31(4):268-74.

Tongbaiyai C, Torabinejad M. The durability of .04 taper rotary NiTi files after simulated clinical usage [abstract OR 42]. *J Endod* 1999;25(4):292.

Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. J Endod 2003;29(2):132-4.

Tripi TR, Bonaccorso A, Rapisarda E, Tripi V, Condorelli GG, Marino R, Fragalà I. Depositions of nitrogen on NiTi instruments. J Endod 2002;28(7):497-500.

Tripi TR, Bonaccorso A, Tripi V, Condorelli GG, Rapisarda E. Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. J Endod 2001;27(12):782-5.

Turpin YL, Chagneau F, Bartier O, Cathelineau G, Vulcain JM. Impact of torsional and bending inertia on root canal instruments. J Endod 2001;27(5):333-6.

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

Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. J Endod 2005;31(3):183-6.

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

Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. J Endod 1997;23(4):217-20.

Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. J Endod 2006;32(4):372-5.

Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. J Endod 2006;32(1):55-7.

Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel-titanium rotary files. J Endod 2004;30(6):410-2.

Yared GM, Kulkarni GK. Accuracy of the DTC torque control motor for nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2004;37(6):399-402.

Yared G, Kulkarni GK. An in vitro study of the torsional properties of new and used rotary nickel-titanium files in plastic blocks. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96(4):466-71.

Yared G, Sleiman P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;93(1):92-6.

Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K³ Instruments. *Int Endod J* 2003;36(11):764-9.

Yared G, Bou Dagher F, Kulkarni K. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96(2):229-33.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2000;33(3):204-7.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 1999;32(2):115-9.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J* 2001a;34(6):471-5.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J* 2001b;34(1):47-53.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P, Kulkarni GK. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J* 2002;35(1):7-12.

Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(7):540-2.

Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int* 1997;28(6):397-402.

ANEXO A - Valores absolutos, em segundos, para cada grupo

	1 uso	3 usos	5 usos	7 usos
0,5 Ncm	188	153	107	154
	138	170	131	209
	118	133	96	186
	109	101	153	111
	170	196	107	142
1,0 Ncm	121	116	133	139
	162	178	132	173
	164	178	152	116
	163	89	145	128
	211	130	173	114
2,0 Ncm	178	137	121	146
	115	109	183	203
	154	191	169	100
	164	135	161	179
	126	162	220	167
6,0 Ncm	108	129	117	83
	129	118	106	92
	170	134	101	73
	167	112	77	105
	119	126	107	85

This document was created with Win2PDF available at <http://www.daneprairie.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.