



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

"Júlio de Mesquita Filho"



Cristiane Bonanato Estrela

*Avaliação da resistência à fadiga de
instrumentos rotatórios do Sistema
ProTaper Universal por meio
de ensaio dinâmico*

ARARAQUARA

2008

Cristiane Bonanato Estrela

***Avaliação da resistência à fadiga de
instrumentos rotatórios do Sistema
ProTaper Universal por meio de
ensaio dinâmico***

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Endodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do título de Doutor em Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho

Araraquara

2008

Estrela, Cristiane Bonanato.

Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos rotatórios do Sistema ProTaper Universal por meio de ensaio dinâmico / Cristiane Bonanato Estrela. – Araraquara: [s.n.], 2008.
p.115 ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho

1. Preparo de canal radicular – Instrumentação 2. Fadiga
I. Título

CRISTIANE BONANATO ESTRELA

Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos rotatórios do Sistema ProTaper Universal por meio de ensaio dinâmico

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho

2º Examinador: Prof. Dr. Mario Tanomaru Filho

3º Examinador: Prof. Dr. Fábio Luiz Camargo Villela Berbert

4º Examinador: Prof. Dr. Giulio Gavini

5º Examinador: Prof. Dr. Oscar Faciola Pessoa

Araraquara, 30 de setembro de 2008.

DADOS CURRICULARES

CRISTIANE BONANATO ESTRELA

NASCIMENTO	17.02.1973 – Goiânia/GO
FILIAÇÃO	Gilberto Carneiro Estrela Maria do Carmo Bonanato Estrela
1991/1995	Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás
1998/1999	Pós-graduação em Endodontia, nível de Especialização, Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
2000/2001	Professora Substituta da Disciplina de Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás - UFG
2002/2004	Pós-graduação em Endodontia, nível de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
2004/atual	Professora Adjunta das Disciplinas de Endodontia e Clínica Integrada, da Faculdade de Odontologia da Universidade Paulista – UNIP
2005/2008	Curso de Pós-graduação em Endodontia, nível de Doutorado, Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Dedicatória

A Deus

Pela sua constante presença em minha vida, orientando meu caminho e me dando a luz tão necessária nas horas mais difíceis.

Aos meus queridos pais, Maria do Carmo e Gilberto

Pela incondicional compreensão em relação às minhas ausências. Talvez, mesmo sem conhecer os detalhes deste trabalho, participaram dele como se fosse de vocês, opinando, questionando e sempre me estimulando a continuar. Vocês são os grandes responsáveis pela concretização de mais este sonho. Amo muito vocês!

À minha querida irmã Andrea,

Por ser meu exemplo de mulher, decidida, forte sempre presente e disposta a ajudar. Obrigada pela luz que você colocou no mundo, minha afilhada Lara, criança amada e por quem eu sinto um amor que jamais pensei ser possível.

À minha querida tia Aurita,

Por toda esta luz que a senhora irradia, esta vontade de viver na presença de Deus que nos contagia e nos faz repensar.

Ao meu marido Robson,

Meu amor, amigo, cúmplice. Você é o meu ponto de equilíbrio, é quem me tranquiliza e transforma meus conflitos e preocupações em “meros detalhes”. Obrigada por ser “doido” junto comigo e ao mesmo tempo ser tão sensato nas orientações que me dá. De cirurgião você quase passou à endodontista pelo quanto participou, questionou, planejou, vibrou e viveu este trabalho. Seu carinho e dedicação foram fundamentais para eu chegar até aqui. Obrigada por me fazer a mulher mais feliz do mundo!

Agradecimentos

Agradecimento Especial

Ao meu orientador Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho, a quem eu agradeço não só os ensinamentos sobre a Endodontia, mas também os ensinamentos sobre a vida. Com o senhor, Prof. Idomeo, aprendi que a humildade e o carisma são pontos essenciais na vida docente e, assim como o senhor, espero conseguir passar para meus alunos, o quão deslumbrante é a ciência da Endodontia. Obrigada pela orientação e pela dedicação com que sempre me guiou. Espero poder desfrutar desta amizade por toda minha vida. O senhor é realmente o “ídolo-meu”!

Ao **Prof. Dr. Mário Roberto Leonardo**, que, com sua simplicidade e amor à endodontia fez de mim mais uma discípula de seus ensinamentos. Obrigada por ter me recebido de uma forma tão carinhosa.

Ao **Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho** e **Prof^a. Dr^a. Juliane Tanomaru**, casal tão especial, que está sempre dedicado à pesquisa e que nos estimula ao estudo constante. Obrigada, Prof. Tanomaru, por ter me aconselhado e me orientado em decisões tão importantes para mim. O senhor é, realmente, meu exemplo de dedicação e disciplina.

Ao **Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo**, pela sua inigualável capacidade de conciliar a responsabilidade ao bom humor.

Ao **Prof. Dr. Roberto Miranda Esberard** que sempre se mostrou preocupado em me ajudar. Muito obrigada pela maneira carinhosa com que me acolheu em Araraquara, mesmo antes do meustrado.

Ao **Prof. Dr. Fábio Luiz Camargo Villela Berbert**, pela maneira carinhosa com que sempre me orientou e contribuiu para meu crescimento na pós-graduação.

Às minhas queridas AMIGAS DO CORAÇÃO, **Vanessa** e **Daniela**, que, mesmo com a distância, ainda estiveram tão presentes no meu curso de doutorado. Saudades de nossa convivência.....!

Aos meus queridos “irmãozinhos”, **Denise**, **Erick**, **Fernanda** e **Renata**, que, nestes seis anos de convivência, entre mestrado e doutorado, passaram a ocupar um lugar DEFINITIVO em meu coração. Quero vocês sempre ao meu lado, independente da distância!

Aos colegas e amigos do curso de doutorado, **Anderson, Alexandre Bier, Arnaldo, Alexandre Câmara, Eduardo, Gustavo, Henrique (in memorian), Maurício, Jose Carlos, Renato, Ronaldo, Fernando, Marco Aurélio e Regina.** Obrigada pelo companherismo e carinho. Ter conhecido vocês só me fez crescer e entender como é gostoso fazer parte de uma turma que só se preocupa em somar, e não em dividir.

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP**, na pessoa de seu diretor **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla**, pelas condições oferecidas para a realização do de Doutorado em Endodontia

Aos funcionários da Disciplina de Endodontia desta faculdade, **Sra. Célia, Sra. Creusa, Sra. Adriana, Sr. Pedro, Sr. Mário** pela amizade e confiança que sempre depositaram em mim.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, em especial à **Ceres Maria Carvalho Galvão de Freitas e Maria Helena Matsumoto Komasti Leves**, pela atenção dispensada a nós, pós-graduandos e pelas orientações na execução da tese.

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, **Mara, Flávia, Alexandre, Rosângela** por sua dedicação e pela maneira carinhosa com que sempre me receberam.

Às professoras da disciplina de Endodontia da Unip – Campus Flamboyant, **Adriana Lustosa e Kely Firmino.** Juntas formamos uma verdadeira EQUIPE! Obrigada pela paciência e compreensão nas horas

em que mais precisei de vocês. Com certeza, sem o apoio de vocês eu não teria conseguido! Muitíssimo obrigada por TUDO!!!

À todos os professores e funcionários da Faculdade de Odontologia da Unip - Campus Flamboyant pela amizade e carinho que sempre presentes em nosso convívio.

Aos Professores e amigos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, pela minha formação na graduação e estímulo á carreira docente.

*Aos meus sogros, **Rodrigues** e **Nilse**, que realmente me adotaram como filha, me orientando e apoiando em todos os momentos desta caminhada.*

*À minha cunhada **Gabriella**, pela amizade e confiança. Ao meu cunhado **Jarbas** pelo convívio divertido que nos proporciona.*

À Coordenação de Aperfeiçoamento do Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de estudo concedida.

SUMÁRIO

Resumo.....	14
Abstract.....	15
INTRODUÇÃO.....	16
REVISÃO DA LITERATURA.....	22
PROPOSIÇÃO.....	61
MATERIAL E MÉTODO.....	62
RESULTADO.. ..	72
DISCUSSÃO.....	78
CONCLUSÃO.....	103
REFERÊNCIAS.....	104

Estrela C B. Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos rotatórios do Sistema ProTaper Universal por meio de ensaio dinâmico [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2008.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da velocidade de deslocamento na resistência à fratura por fadiga de instrumentos rotatórios de níquel-titânio por meio de ensaio dinâmico de flexão. Foram avaliados instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 pertencentes ao Sistema ProTaper Universal (Dentsply/Maillefer) sendo 20 de cada número num total de 100 instrumentos, que foram divididos em dois grupos. Todos os instrumentos foram submetidos a ensaio de flexão por meio de um dispositivo elaborado especificamente para este estudo. O aparato para teste foi composto por um canal artificial curvo, fabricado em aço inoxidável temperado e que apresentava 5mm de raio e ângulo de curvatura de 45°. Um motor elétrico X-Smart (Dentsply/Maillefer) com um contra-ângulo com redução de 16:1 foi regulado para trabalhar à uma velocidade constante de rotação de 300rpm e com um torque de 2 N.cm. A este contra-ângulo foram acoplados os instrumentos ProTaper Universal que foram introduzidos no canal artificial e ali giraram livremente até sua fratura. O aparato regulava a velocidade de deslocamento axial do canal artificial para frente e para trás, na direção dos instrumentos, simulando a entrada e saída dos instrumentos no canal radicular. Foram utilizadas duas velocidades de deslocamento do canal simulado, sendo que os instrumentos do Grupo I foram submetidos à uma velocidade mais lenta (146 deslocamentos por minuto) e no Grupo II a velocidade foi mais rápida (189/min). O tempo até a fratura foi registrado por um cronômetro e, a partir daí, encontrou-se o número de rotações para fratura. A comparação do número médio de ciclos até a fratura foi realizada por meio do teste t de Student para amostras independentes. Os resultados mostraram que ocorreu diferença estatisticamente significativa do número médio de ciclos até a fratura apenas para o instrumento F3 ($p=0,025$). Para este instrumento, o Grupo I apresentou um número médio de 201 ciclos menor que o Grupo II. Nos demais casos, não foi possível afirmar que ocorreu diferença estatisticamente significativa.

Palavras-Chave: Preparo de canal radicular - Instrumentação; Fadiga

Estrela CB. Evaluation of the fatigue strength of rotatory instruments from the ProTaper Universal System by means of a dynamic test. [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2008.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the fracture strength under fatigue load of Nickel-Titanium rotatory endodontic instruments by means of a dynamic flexure strength test. The S1, S2, F1, F2 and F3 instruments from the ProTaper Universal System (Dentisply/Maillerfer) were evaluated. Twenty samples of each instrument, totalizing 100 samples, were divided in two groups. All instruments were submitted to the flexure strength test using a device specially developed for this study. The device was composed by a 45° sloped artificial root canal, made with tempered stainless steel, with radius of 5mm. An X-Smart (Dentisply/Maillerfer) electric engine that had a contra-angle with rotatory reduction of 16:1 was stated to work with a constant speed of 300rpm and with a torque of 2N.cm. Each ProTaper Universal Instrument was individually attached to the contra-angle and then introduced into the artificial root canal where they rotate freely until failure. The test apparatus also has a potentiometer that was responsible to regulate the axial dislodgment speed of the artificial root canal forward and backward, against instruments direction, simulating the inward and the outward movement of the instruments into the real root canal. Two displacements speeds of the simulated root canal were used, so that the instruments in Group I were submitted to the slower speed (146 displacements per minute – d/min) and in Group 2 to the faster speed (189d/min). The time elapsed until failure of the instruments was chronometrically measured and registered; then, the number of rotations was calculated from this measurement. The comparison between the mean numbers of cycles until failure was done by the T-Student test. The results of this study showed statistically significant differences in the mean number of cycles until failure only for the F3 instrument ($p=0.025$). In Group I it was found about 201 fewer cycles than in Group II. Oppositely, it was not possible to point out any statistically significant difference between groups for the other instruments evaluated.

Key-Words: Root canal preparation - Instrumentation; Fatigue.

INTRODUÇÃO

A terapia endodôntica só pode ser considerada como completa se englobar fases, interdependentes, indo desde um diagnóstico preciso do caso até a obturação e preservação do mesmo. Apesar da importância de cada uma das etapas endodônticas, o preparo biomecânico requer uma atenção especial, visto que será por meio deste que se dará a remoção do tecido pulpar ou tecido necrótico do interior dos canais radiculares, assim como a modelagem das paredes dentinárias objetivando uma conformação cônica no sentido ápico-cervical. Assim, estabelecida sua forma cônica e mantida sua curvatura original, será mais fácil a promoção de uma obturação adequada ^{8, 30,38, 33}.

Tradicionalmente, o preparo do sistema de canais radiculares é realizado com instrumentos manuais de aço inoxidável, os quais apresentam, como desvantagem, uma baixa flexibilidade, devido ao seu alto módulo de elasticidade⁵⁵. Em canais retos, as etapas de limpeza e modelagem ocorrem, geralmente, sem dificuldades. Porém, quando um instrumento penetra em um canal radicular curvo, ele apresenta uma tendência de retornar à sua forma natural reta, justamente devido a sua alta rigidez. Esta característica é responsável pela ocorrência de acidentes, tais como, a formação de degraus, *zips*, perfurações radiculares e até mesmo à fratura do instrumento ⁶⁸.

Na tentativa de superar as limitações e efeitos indesejáveis dos instrumentos fabricados em aço inoxidável, Civjan et al.¹³, em 1975,

propuseram, o uso da liga de níquel-titânio na confecção de instrumentos endodônticos como uma alternativa às limas de aço inoxidável. Mais tarde, em 1988, Walia et al.⁶⁵ avaliaram os primeiros instrumentos endodônticos fabricados de NiTi e, segundo eles, as limas de Nitinol, apresentavam uma flexibilidade duas a três vezes maior do que as limas de aço inoxidável, além de serem mais resistentes à fratura por torção.

Estas características acima descritas estão relacionadas à duas propriedades das ligas NiTi: o efeito memória de forma (EMF) e a superelasticidade (SE). O efeito memória de forma ocorre quando a liga é capaz de recuperar completamente a sua forma original por aquecimento acima de uma determinada temperatura. A superelasticidade é um caso particular do EMF em que a temperatura final de transformação reversa é menor ou próxima da temperatura de deformação. Isto significa que a recuperação da forma ocorre logo após a interrupção da deformação e a retirada da carga, sem necessidade de aquecimento⁵³.

A alta flexibilidade e resistência a torção dos instrumentos de NiTi tornou possível seu emprego em movimentos rotatórios por meio de motores elétricos ou a ar, o que trouxe a vantagem de produzir menos defeitos no preparo do canal radicular, além de possibilitar um tratamento mais rápido do que o que emprega instrumentos convencionais.

Apesar da padronização dos instrumentos endodônticos de aço inoxidável proposta por Ingle²⁶ (1961), os instrumentos de níquel-titânio acionados a motor sofreram modificações também em seus aspectos

morfológicos, passando a apresentar na base de sua haste um tipo de encaixe para que os mesmos pudessem ser acoplados em um contra-ângulo.

Uma outra mudança proposta para estes instrumentos está relacionada à conicidade. O termo conicidade que é expresso em inglês pela palavra “taper” representa a medida de aumento do diâmetro da parte ativa. As normas de números 28¹ de 1976 e 28² de 1982 da ANSI / ADA e as de número 3630-1²⁷ da ISO-FDI de 1992, estabelecem que as conicidades dos instrumentos endodônticos manuais devem seguir um padrão de conicidade constante com um aumento de 0,02 mm a cada milímetro de extensão da sua parte ativa. Nos instrumentos rotatórios, o princípio básico foi fabricar os mesmos instrumentos com conicidades diferentes daqueles preconizadas pela ISO, passando a ser fabricados com *tapers* variados.

Esta variação de conicidade desenvolveu-se de tal forma, que existem hoje sistemas rotatórios que propõem uma conicidade progressiva de seus instrumentos. O Sistema ProTaper™ (Dentsply/Maillefer), por exemplo, surgiu com uma proposta inovadora onde, da ponta D_0 para sua base D_{16} , as conicidades chegam a variar em até 1,20mm/mm em um mesmo instrumento rotatório. Este sistema era composto, inicialmente, por 6 instrumentos, sendo 3 chamados de “shaping files” (SX, S1 e S2) e 3 chamados de “finishing files” (F1, F2 e F3). Segundo Simon et al.⁵⁴ (2008), o desenho destes instrumentos

permite a adaptação em apenas uma área específica do canal e reduz, consideravelmente, o contato com a dentina. Assim, os instrumentos “shaping files” estão indicados para atuarem nas paredes do terço cervical e médio do canal radicular, enquanto os instrumentos “finishing files” são responsáveis pelo preparo apical ^{6, 29, 37}.

Devido às necessidades de melhora em suas características houve modificações em alguns dos instrumentos do Sistema ProTaper. Este fato associado à ampliação do sistema, com a inserção de novas limas de preparo apical (F4 e F5) deu origem à um novo sistema, conhecido como ProTaper Universal. Esta nova geração caracteriza-se por apresentar uma redução no ângulo de transição da ponta de seus instrumentos o que determina uma menor agressividade dos mesmos. Além disso, alguns instrumentos do ProTaper Universal tiveram modificações na secção transversal de suas lâminas com o objetivo, segundo o fabricante, de aumentar a flexibilidade e conseqüente redução de fratura¹⁹. Segundo o fabricante, esta nova geração foi introduzida para permitir a instrumentação de canais radiculares mais amplos, com diâmetros apicais maiores, assim como para amenizar a alta rigidez do instrumento F3 ²⁹.

Atualmente existem no mercado vários sistemas de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor que vêm ganhando crescente aceitação e popularidade entre clínicos e especialistas. Todavia, mesmo que o profissional domine todos os conhecimentos técnicos com habilidade satisfatória para operar qualquer sistema rotatório, existe ainda

a possibilidade de complicações e acidentes durante a execução do preparo biomecânico automatizado. Assim, apesar de confirmada a eficiência clínica dos instrumentos rotatórios de NiTi, a fratura inesperada dos mesmos pode ocorrer, sem quaisquer sinais visíveis de deformação em suas lâminas de corte^{37, 49, 52}.

Os fatores causadores destas fraturas estão geralmente relacionados com o desenho do instrumento^{16, 70}, a técnica de instrumentação utilizada⁵³, a intensa pressão apical durante a penetração do instrumento no canal radicular⁸, inexperiência do operador⁶⁴, defeitos na fabricação dos instrumentos²⁹, o número repetido de ciclos de uso¹⁸ e a complexa anatomia dos canais radiculares^{48, 61}.

Com o advento dos instrumentos endodônticos acionados a motor associado a sua utilização em canais radiculares curvos, a resistência à fadiga mecânica das ligas de NiTi superelásticas tornou-se uma séria preocupação na endodontia^{3, 49}. Cada rotação dentro de um canal radicular curvo leva o instrumento a sofrer um ciclo completo de tensões de tração e compressão, tornando-se a forma mais destrutiva de carregamento cíclico³⁷.

Desta forma, apesar de todo o avanço científico e tecnológico que a Endodontia tem recebido nos últimos anos, sabe-se que os instrumentos rotatórios movidos a motor, independente do sistema rotatório utilizado, apresentam a desvantagem de diminuir a sensibilidade tátil do profissional, quando comparados com as limas manuais. Como

estes instrumentos não apresentam deformação visível de suas lâminas de corte, previamente à falha, tais instrumentos podem sofrer fadiga no interior do canal radicular, determinando, assim, uma fratura inesperada de sua parte ativa. Esta condição é agravada quando a instrumentação é realizada em canais radiculares curvos, pois envolve a aplicação de tensões alternadas de tração-compressão na área de curvatura máxima do instrumento, favorecendo as chamadas fraturas flexionais.

Baseado nos fatores acima relacionados este trabalho objetiva avaliar, por meio de ensaio dinâmico de flexão, a resistência à fratura por fadiga de instrumentos rotatórios do sistema ProTaper Universal. Buscamos com isto, uma aplicação clínica dos nossos resultados determinando parâmetros para a utilização segura de instrumentos rotatórios de NiTi em canais radiculares curvos, onde reside a sua maior indicação.

REVISÃO DA LITERATURA

Civjan et al.¹³, em 1975, propuseram, o uso da liga de níquel-titânio na confecção de instrumentos endodônticos como uma alternativa às limas de aço inoxidável. Segundo estes autores, a liga metálica de níquel-titânio (NiTi) possuía a propriedade de superelasticidade, a qual permitia uma transformação das fases austenítica e martensítica. Estes pesquisadores afirmaram que quando esta liga era submetida à tensão, ela tomava a forma estrutural martensítica; porém quando eram deixadas em descanso, sem nenhuma ação de força deformante, as mesmas voltavam à sua forma austenítica.

Mais tarde, em 1988, Walia et al.⁶⁵ avaliaram os primeiros instrumentos endodônticos fabricados NiTi. Estes autores realizaram um estudo comparando as limas de níquel-titânio e as de aço inoxidável, ambas de número 15, de secção triangular e fabricadas pelo mesmo processo. Seguindo a Especificação nº 28 da ANSI/ADA, estes instrumentos foram submetidos a três testes mecânicos, onde foram avaliadas a flexibilidade e a resistência a torção no sentido horário e anti-horário. As forças foram aplicadas a 3mm da ponta das limas. Antes dos testes, as limas foram fotografadas em microscópio eletrônico para observar o efeito do processo de fabricação e também para, após o teste de torção, comparar a morfologia da superfície de fratura. Após realizado o estudo, os autores concluíram que as limas de Nitinol apresentaram uma flexibilidade duas a três vezes maior quando comparadas com as

limas de aço inoxidável. Mostraram ainda que, a resistência à fratura tanto no sentido horário quanto anti-horário foi superior também nas limas de níquel-titânio.

Wildey et al.⁶⁸ (1992) analisaram os vários aspectos que influenciam na instrumentação do sistema de canais radiculares, tais como, a qualidade da dentina a ser removida, a técnica utilizada para o preparo, o desenho dos instrumentos, o material e a maneira como estes instrumentos são fabricados, a solução utilizada para irrigação durante a instrumentação e a anatomia dos canais radiculares. A análise destes fatores indicou que as técnicas e instrumentos utilizados não são ideais para o preparo dos canais radiculares.

Num estudo realizado por Camps, Pertot¹⁰ (1994), foi comparado a resistência a fratura de instrumentos Canal Master U de aço inoxidável e de níquel-titânio, seguindo-se as Especificações nº 28 da ANSI/ADA. Foram testados instrumentos de 20 a 50. Os autores observaram que as limas de níquel-titânio sofrem menos deformação permanente do que as de aço inoxidável o que lhes confere uma maior resistência a fratura. Observaram ainda que as limas de níquel-titânio apresentaram um momento de dobra sete vezes mais baixo em todas as numerações, conferindo-lhes uma excelente flexibilidade.

Serene et al.⁵³ (1995), realizaram estudos a fim de avaliar as propriedades físicas, biológicas e mecânicas dos instrumentos de níquel-titânio. Através de testes físicos, compararam as limas convencionais de

aço inoxidável com as de Niti, avaliando a flexibilidade, resistência à deformação, resistência à fratura e microdureza. Afirmaram que a liga de Niti exibe um comportamento conhecido como superelasticidade, o que permite seu retorno à sua forma original após ter sido submetida à uma deformação plástica. Este comportamento superelástico ocorre dentro de uma limitada faixa de temperatura e depende da composição da liga, que deve situar-se entre 50% de níquel e 50% de titânio como percentual ideal. Destacaram ainda que as propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos endodônticos fabricados a partir de liga de Niti apresentam como vantagens: instrumentação sem esforço, ampliação rápida dos canais radiculares, fácil remoção de debris e uniformidade e lisura das paredes após o preparo. Além disso, o tempo de fadiga do instrumento é reversível, podendo, as numerações menores serem usadas por mais de 10 vezes e as maiores por 20 vezes. Tais limas apresentam, ainda, ótimas propriedades anticorrosivas, boa flexibilidade e biocompatibilidade.

Camps, Pertot ¹¹ (1995), realizaram um estudo comparativo com o objetivo de avaliar a rigidez e a resistência à fratura de quatro marcas de limas tipo Kerr de níquel-titânio: Brasseler, JS Dental, McSpadden e Maillefer. As limas de aço inoxidável tipo K Colorinox (Maillefer) foram utilizadas como grupo controle. Um total de dez instrumentos de números de 15 a 40 foram testados, sendo que estes testes seguiram a especificação nº 28 da ANSI / ADA em relação a resistência à fratura pela torção e à dureza no momento da deflexão. A resistência à fratura foi

determinada por torção, medindo o torque máximo no momento da fratura (gf.cm) em rotação à direita e o ângulo de rotação máximo na fratura em rotação à direita (em graus). A dureza era determinada medindo o momento exigido para dobrar o número a 45°. Para os ensaios de torção, antes de iniciar os testes, os cabos das limas foram cortados na porção de união com a haste e esta conectada a um motor que proporcionou 2 rpm. Os resultados mostraram que as limas tipo K de níquel-titânio satisfizeram e excederam a especificação para a rigidez e para a deflexão angular no momento da fratura. O torque máximo até a fratura foi alcançado com todos os instrumentos, exceto com as limas de Niti de número 40 da Maillefer e número 30 McSpadden. As limas tipo Kerr de Niti apresentaram um torque durante a fratura inferior ao das limas tipo Kerr de aço inoxidável. As limas Kerr Niti apresentaram um momento de dobra cinco vezes menor do que as limas K de aço inoxidável e um ângulo de deformação permanente nulo.

Lopes et al.³⁶ (1995) realizaram um estudo para determinar as características morfológicas das superfícies de fratura de limas endodônticas tipo K quando submetidas a torção manual no sentido da hélice e no sentido oposto. Utilizaram, durante o experimento, 24 limas de números 10, 15, 20 e 25, tipo K-Anteos de seção quadrangular e outras 18 limas de números 15, 20 e 25 Flexo-File-Maillefer, que possuíam seção triangular. Após a fratura todas as amostras foram analisadas em MEV. Os resultados mostraram que as características morfológicas da

superfície de fratura não depende, exclusivamente, do sentido de torção, mas sim do sentido da hélice. Tanto as amostras que sofreram torção à direita quanto a esquerda apresentaram fratura por cisalhamento.

Lopes et al.³⁸ (1996) realizaram a análise das vantagens obtidas com limas de conicidade 0,04, assim como do aumento constante do diâmetro na extremidade de instrumentos e características da fratura de limas de níquel-titânio. Neste trabalho, os autores estudaram limas de níquel-titânio acionadas a motor do sistema Profile série 29 (Tulsa Dental Products, Oklahoma, USA), propondo uma técnica de preparo dos canais radiculares com estes instrumentos. Em relação à conicidade, os autores relataram que: embora apresentem maior volume do que as limas ISO, estas mantêm a flexibilidade, sofrem deformação elástica em níveis inferiores de tensão e acompanham a curvatura do canal com maior facilidade, levando a um pequeno ou nenhum deslocamento apical. Além disso, a maior conicidade permite que apenas os fios de corte da região de maior diâmetro das limas permaneçam em contato com as paredes dentinárias, promovendo uma maior remoção de tecido dentinário junto à região cervical, o que acaba por favorecer o avanço coroa-ápice de instrumentos de menor calibre. Em relação às vantagens do aumento constante do diâmetro, relataram que, enquanto no sistema ISO o aumento do diâmetro D_0 entre limas consecutivas varia de 8% a 50%, na série 29 este aumento é constante e igual a 29% . Assim, na série ISO são necessárias 21 limas com diâmetros entre 0,06 e 1,40, ao contrário

da série 29, que necessita de apenas 13 instrumentos para atender os mesmos objetivos, além de possuírem uma melhor distribuição de diâmetro. A variação constante de diâmetro traz como vantagem clínica uma melhor sensibilidade táctil do operador, o que facilita o preparo de canais atrésicos e curvos. Os autores afirmaram que a superelasticidade, a dupla conicidade das limas de níquel-titânio, o aumento constante do seu diâmetro D_0 igual a 29 e as características morfológicas dos instrumentos analisados, permitiram que os mesmos apresentassem vantagens em relação aos instrumentos ISO.

Num estudo realizado por Pruett et al.⁴⁹ (1997), foi avaliada a fadiga cíclica de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor, testando o efeito da curvatura do canal e a velocidade de rotação sobre a fratura dos instrumentos Lightspeed. Neste trabalho foi adotado um novo método de mensuração da curvatura do canal radicular, baseado no ângulo e no raio da curvatura. Foram confeccionados tubos guia de aço inoxidável, com curvaturas de 30, 45 ou 60 graus e raios de curvatura de 2 a 5 mm. Instrumentos endodônticos Lightspeed de números 30 e 40 foram introduzidos nos tubos guia e conectados a um dinamômetro que aplicou uma carga de 10g.cm. O instrumento foi girado livremente num aparelho de teste com velocidade de 750, 1300 ou 2000 rpm. Tanto o raio da curvatura quanto o ângulo de curvatura foram usados para definir, precisamente, as curvaturas dos canais artificiais usadas neste estudo. Os ciclos para a fratura não foram afetados pela rpm, sendo que os

instrumentos fraturaram no ponto mediano da curvatura, dentro do tubo guia. Os instrumentos com haste de diâmetro maior fraturaram significativamente com menos ciclos que os mais finos, sob as mesmas condições de teste. A ocorrência de fraturas decrescia a medida que diminuía o raio de curvatura e aumentava o ângulo da curvatura. Os resultados indicaram que para a prevenção de fratura dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, o raio de curvatura, ângulo de curvatura e o diâmetro do instrumento são fatores mais importantes do que a velocidade de rotação durante o trabalho. Os autores sugerem que a padronização dos testes de fadiga para instrumentos de níquel-titânio acionados a motor, assim como o efeito do raio de curvatura deveriam ser considerados para avaliação de estudos envolvendo a instrumentação de canais radiculares.

Lopes et al.³⁵ (1998) analisaram a composição química e sua influência nas propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos. Avaliaram, ainda, os novos diâmetros e conicidades propostas para os instrumentos endodônticos. Os autores encontraram que os aços inoxidáveis são ligas de ferro que contêm teores de cromo acima de 12%, sendo classificados em austeníticos, ferríticos e martensíticos. O cromo, quando em contato com o ar ou com soluções oxigenadas, forma, na superfície dos instrumentos uma película de óxido cromo aderente, impermeável e de elevada dureza, que protege o aço contra a maioria dos agentes agressivos, tornando este material resistente à corrosão. O níquel

presente nas ligas de aço inoxidável atua estabilizando a fase austenítica e aumentando a resistência ao calor e à corrosão. As limas de conicidade 0,02mm/mm apresentam volumes menores do que as de conicidade 0,04 e 0,06mm/mm, o que aumenta o contato das mesmas com a parede do canal radicular, aumentando também o risco de fratura. Baseados nos conceitos estudados, os autores puderam afirmar que, as maiores conicidades das limas endodônticas de NiTi favoreceram o preparo do canal, no sentido coroa-ápice, além de apresentarem maior elasticidade, resistência à fratura e à deformação plástica quando comparadas às de aço inoxidável.

Bonetti Filho et al.⁹ (1998) realizaram um estudo avaliando o desgaste, após o uso progressivo das limas tipo K (Maillefer), Flexofile (Maillefer) e as limas de níquel-titânio Sureflex (Maillefer). Foram utilizados neste estudo 65 pré-molares superiores com dois canais separados. Um total de 10 limas de numeração 15, 20, 25 e 30 foi analisado através de um estereomicroscópio com ampliação de 40 vezes antes de serem usadas e depois de 1, 3 e 5 ciclos de instrumentação. Os canais foram instrumentados pela técnica “step-back”, num total de 200 movimentos de limagem cada. Defeitos conseqüentes do processo de fabricação como deformações, sulcos, anormalidades de extremidade e fraturas foram registrados para que a avaliação posterior fosse apenas de defeitos que aconteciam durante a instrumentação. A maioria das limas de aço inoxidável novas apresentou defeitos de fabricação e falhas na

superfície cortante como: deformações, ponta arredondada e perda de partes de metal depois do uso. Os autores concluíram que as limas de aço inoxidável, como as limas tipo K de números 15 e 20 e a Flexofile de número 15, ambas de pequeno calibre deveriam ser descartadas após o primeiro uso. Já as limas Flexofile de números 20 e 25 poderiam ser utilizadas até três vezes e as de número 30, cinco vezes. Os instrumentos de níquel-titânio (Sureflex) não mostraram deformidades apreciáveis em sua forma até mesmo após cinco ciclos de uso; apesar disso, que é recomendado o descarte de instrumentos de NiTi de pequeno calibre depois de cinco usos.

Melo ⁴¹ (1999) realizou um estudo comparativo da resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor dos sistemas Quantec e Profile. O canal artificial foi fabricado a partir de agulhas de aço inoxidável encurvadas com raio de curvatura de 5mm e ângulo de 45°. A velocidade de rotação aplicada aos instrumentos Profile foi de 315 rpm e para os Quantec de 340 rpm. Observou que o calibre dos instrumentos é o fator mais importante na sua resistência à fadiga, enquanto que o desenho das lâminas não influencia, significativamente, o número de ciclos até a fratura. Além disso, quando os instrumentos eram submetidos a cinco ciclos de esterilização por calor a seco houve um aumento de cerca de 70% na resistência a fadiga, provavelmente associado ao endurecimento por precipitação da liga de NiTi devido a formação do composto de transição Ni₃Ti₄.

Haïkel et al.²³ (1999) realizaram um estudo a fim de avaliar a influência do raio de curvatura, diâmetro e conicidade dos instrumentos sobre o tipo de fratura ocorrida em instrumentos de níquel-titânio acionados a motor. Foram estudados instrumentos de três diferentes sistemas: Profile, Hero e Quantec. Dez instrumentos foram selecionados, representando cada diâmetro e conicidade de cada grupo e cada raio de curvatura, perfazendo um total de 600 instrumentos. Os instrumentos foram introduzidos em uma curva obtida em aço inoxidável, simulando um canal, e girados a 350 rpm. Dois raios de curvatura dos canais foram usados, sendo eles de 5 e 10 mm. O raio de curvatura mostrou ser o fator mais significativo na determinação da resistência à fadiga dos instrumentos. Assim, encontrou-se que conforme havia diminuição do raio, havia também diminuição do tempo de fratura. A conicidade das limas mostrou ser significativa na determinação do tempo de fratura. Assim o aumento da conicidade provocou diminuição no tempo de fratura. Em relação ao diâmetro dos instrumentos, os autores encontraram que quanto maior o diâmetro do instrumento, menor o tempo de fratura; assim uma lima de maior diâmetro fraturava-se em um menor tempo. Em todos os casos, a fratura era do tipo dúctil, com formação de cratera na superfície de cada instrumento, indicando a fadiga cíclica como causa principal da fratura.

Num outro estudo também realizado por Blum et al.⁸ (1999) foram analisados as forças verticais e o torque desenvolvido durante o preparo

mecânico de 70 incisivos inferiores recém extraídos. Foram utilizadas neste estudo limas rotatórias de níquel-titânio do sistema Profile de conicidades 0,04 e 0,06. A mensuração das forças e do torque foi feita através de um aparelho de medição de forças, Endografe, que foi equipado com um dispositivo capaz de registrar e gerar gráficos da força e torque exercidos durante o preparo. Os dentes foram igualmente instrumentados por endodontistas e estudantes, seguindo-se duas técnicas de preparo: instrumentação escalonada regressiva e progressiva (crown-down). Os autores constataram que tanto a força vertical quanto o torque foram menores na técnica crown-down, sugerindo que nesta técnica há um menor “stress” e do instrumento.

Gabel et al.¹⁵ (1999), avaliaram o efeito da velocidade de rotação na distorção de limas rotatórias de níquel-titânio. Foram utilizadas limas do Sistema Profile 0.04. Quarenta molares foram preparados com estas limas sendo um grupo com rotação de 166,67 e outro com 333,33. Os instrumentos foram fotografados antes e após o preparo. Os resultados mostraram que há uma probabilidade quatro vezes maior de ocorrência de distorção ou fratura nas limas com rotação de 333,33 rpm do que naquelas com rotação de 166,67 rpm.

Yared et al.⁷¹ (1999) avaliaram a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios Profile de níquel-titânio após a esterilização em estufa e após terem sido utilizados por 10 vezes em uma condição clínica simulada. Foram utilizados neste estudo instrumentos de numeração de 15 a 40,

empregando-se a técnica de escalonamento progressivo do canal radicular. Três grupos foram incluídos neste estudo: Grupo I – utilizando-se cinco canais; Grupo II – utilizando-se dez canais; Grupo III – controle. O hipoclorito de sódio na concentração de 2,5% foi utilizado como solução irrigadora e os instrumentos foram esterilizados antes de cada uso. Os resultados mostraram que as limas de número 40 demonstraram ter a menor incidência de fratura durante a rotação. Os autores concluíram ainda que a esterilização em calor a seco associada com o uso repetido dos instrumentos em condições clínicas simuladas, utilizando-se irrigação com hipoclorito de sódio não influenciou no número de rotações necessárias para que ocorresse a fratura do instrumento.

Lopes et al.³⁴ (2000), descreveram os modos de falhas das limas endodônticas manuais tipo K e acionadas a motor. Segundo estes autores, o comportamento de um material varia em função da estrutura interna, estado de carregamento, temperatura de emprego, estado termomecânico e da agressividade do meio ao metal. Os tipos de fraturas são classificados com base nas características morfológicas da superfície da fratura, podendo, ser classificadas como: fratura transgranular por clivagem (fratura frágil), fratura transgranular por cisalhamento (fratura dúctil) e fratura intergranular. Os autores relatam que a fratura dos instrumentos endodônticos pode ocorrer por torção, flambagem e flexão, ou ainda por dobramento e desdobramento do instrumento. Concluem que, em função da microestrutura das ligas metálicas empregadas na

fabricação das limas endodônticas manuais tipo K ou acionadas a motor, a fratura destes instrumentos é do tipo transgranular por cisalhamento, também chamada de fratura dúctil.

Gambarini¹⁶ (2000) discutiu as propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi, relacionado estas com os valores de torque que devem ser usados nos motores elétricos durante o preparo de canais radiculares. O autor salientou que quando motores de baixo torque são usados, o limite de torque específico de cada instrumento geralmente é excedido. Propôs, então, o uso de um motor elétrico (EndoStepper), cuja maior vantagem é aumentar a sensibilidade tátil na instrumentação rotatória. Para o autor, se o torque for calibrado em valores abaixo do limite de elasticidade para cada instrumento, o risco de fratura diminuirá consideravelmente. Concluíram ainda que, a fratura do instrumento está ligada à velocidade de rotação e ao ângulo de curvatura do canal.

Sattapan et al.⁵¹ (2000) analisaram o tipo e a frequência dos defeitos dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio após o uso clínico de rotina. Foram analisadas 378 limas rotatórias do sistema Quantec após terem sido usadas por endodontistas durante um período de seis meses. Estes instrumentos foram descartados devido à diminuição da capacidade de corte, fratura ou deformações visíveis a olho nu. Todos os instrumentos foram limpos e esterilizados antes da inspeção, colocados no hipoclorito de sódio a 1% por 10 minutos, lavados em uma cuba ultrassônica e autoclavados. Quase metade dos instrumentos (49,2%)

apresentava defeitos visuais; 21% estavam fraturados e 28% apresentavam outros tipos de defeitos. Os instrumentos fraturados foram divididos em dois grupos, de acordo com as características dos defeitos observados. Fraturas por deformação e torção ocorreram em 55,7% dos instrumentos e 44,3% fraturaram sem apresentar defeitos. Os autores encontraram que a fratura ocorrida por torção ocorre com mais frequência, talvez em função da excessiva pressão apical durante a instrumentação.

Num outro estudo, Sattapan et al.⁵² (2000), propuseram-se a avaliar o torque gerado e a força apical aplicada durante a instrumentação com instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Dez dentes humanos extraídos, sendo 5 com pequena curvatura e 5 com curvatura média, foram instrumentados com o sistema Quantec série 2000. O torque e a força apical foram medidos. Para a realização deste estudo foi projetado um aparato para medir o torque, que consistia em dois suportes de apoio para o longo eixo do torquímetro, o qual girava livremente. No fim do eixo foi adaptada uma célula de carga de 100g, usada para registrar a força gerada durante a instrumentação. Outra célula de carga de 10Kg foi colocada transversalmente ao fim do longo eixo do torquímetro para registrar a força apical mostrada durante a instrumentação. As células de cargas foram conectadas a um computador, objetivando registrar, continuamente, o torque e a força apical durante a instrumentação. Independente do diâmetro do canal

radicular, a pressão apical aplicada foi baixa, não ultrapassando 150 g. O torque gerado foi diretamente proporcional ao diâmetro da ponta e conicidade de cada instrumento. Os resultados mostraram que os instrumentos de conicidades 0,05 e 0,06 mm/mm geraram um torque mais alto em raízes com pequeno calibre em relação às de calibres médios. Concluíram os autores que o torque necessário à fratura torcional é significativamente maior que o torque gerado durante a instrumentação do canal radicular.

Lopes, Elias ³² (2001), descreveram a falha por torção e flexão ocorrida nos instrumentos endodônticos rotatórios de Niti. Segundo estes autores, quando a ponta do instrumento se prende às paredes do canal radicular e o carregamento cisalhante ultrapassa o limite de resistência à fratura da lima, então ocorre a separação do instrumento junto ao ponto de imobilização. Esta imobilização seguida de fratura pode ser evitada com o conhecimento dos princípios mecânicos da instrumentação, técnicas adequadas e habilidade do profissional. Além disso, após o preparo do canal radicular, o instrumento pode apresentar deformação plástica representada pela reversão de suas hélices. Para estes autores o torque máximo de fratura do instrumento estaria na dependência de área de secção transversal, diâmetro do instrumento e anatomia do canal radicular. Em relação à fratura por flexão, os autores afirmam que, para os instrumentos acionados a motor é imprescindível que a deformação permaneça no regime elástico, quando empregadas no preparo de canais

curvos. Na região de flexão de um instrumento são geradas tensões que variam, alternadamente entre tração e compressão. A frequência de fratura está relacionada ao número de ciclos de carregamento e à intensidade de tensões trativas e compressivas. Através da análise no MEV, verificaram que a superfície de fratura foi plana.

Yared et al.⁷² (2001) avaliaram o número de rotações necessárias para ocorrer à fratura de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Utilizaram, para o experimento, 60 molares humanos com polpas vitais que necessitavam de tratamento endodôntico por finalidade protética. Tais canais foram instrumentados com limas Profile 0,06 submetidas a repetidos usos e expostas ao hipoclorito de sódio a 2,5% e esterilização em autoclave. Avaliaram as limas quanto à deformação e fratura após o preparo dos dentes. Após o uso das limas nos canais radiculares, elas foram giradas dentro de um tubo metálico com ângulo de 90° e diâmetro de 2mm, até sua fratura. Os resultados indicaram que a deformação, observada nos 4mm da lima, só ocorreu durante a seqüência final do preparo dos últimos molares. Cinco instrumentos apresentaram deformações visíveis e três necessitavam de lupa para esta constatação. A análise estatística não demonstrou diferenças entre os calibres dentro de cada grupo ou entre os dois grupos.

Turpin et al.⁶⁰ (2001) afirmaram que as leis da mecânica podem ser usadas para analisar e prever o comportamento de instrumentos endodônticos quando sujeitos à deformação e distorção. Através de

fórmulas matemáticas é possível visualizar o impacto de torção e flexão do instrumento durante o preparo do canal radicular. O método integral limite foi aplicado em dois modelos teóricos de instrumentos endodônticos com os mesmos diâmetros, mas com diferentes secções transversais, com o objetivo de avaliar quantitativa e qualitativamente o “stress” produzido em secção ortogonal. Os resultados confirmaram a dedução matemática considerando o impacto do “stress” por torção e flexão. Indicaram que os protocolos clínicos baseados nas propriedades de torção e flexão dos instrumentos endodônticos devem ser estritamente seguidos e os fabricantes de instrumentos endodônticos devem adotar critérios padronizados para obter estas propriedades.

Gambarini ¹⁸ (2001) fez um estudo testando instrumentos Profile .04 e .06 novos e usados, para avaliar a resistência à fadiga cíclica destes instrumentos através de ensaio dinâmico. Utilizou para este estudo um canal artificial de aço inoxidável temperado com raio de 5mm. Os instrumentos foram rotacionados a uma velocidade constante de 350rpm. 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.

Gambarini ¹⁷ (2001) avaliou a resistência à fadiga cíclica de instrumentos novos e usados variando-se o torque. Utilizaram 50 instrumentos Profile, sendo 10 novos e 40 usados. Destes usados, 20

foram submetidos a altos valores de torque e os outros 20 a baixos valores. Utilizaram um canal artificial de aço inoxidável onde os instrumentos giravam livremente a uma velocidade constante de 350 rpm. Os resultados mostraram que os instrumentos novos exibiram, significativamente, maiores valores de rotação até a fratura quando comparados com os instrumentos usados. Maior resistência à fadiga cíclica foi encontrada para os instrumentos submetidos a baixos valores de torque, sugerindo que valores de torque mais baixos reduzem a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi.

Tanomaru et al.⁵⁸ (2001) avaliaram a eficácia do ultrassom na superfície de instrumentos endodônticos de aço inoxidável e NiTi. Utilizaram 20 instrumentos de NiTi (10 Quantec e 10 Nitiflex) e 20 de aço inoxidável tipo K (10 Maillefer e 10 Moyco) que, após terem sido retiradas de suas embalagens tiveram suas superfícies examinadas em MEV, sendo que a presença de resíduos superficiais foram classificadas em scores. Os instrumentos foram então colocados em ultrassom contendo somente água destilada ou solução de detergente por 15 minutos e novamente avaliados em MEV. Os autores encontraram que as limas de aço inoxidável apresentaram menor quantidade de resíduos superficiais tanto antes quanto depois da limpeza em ultrassom. Não houve diferença na limpeza com ultrassom com ou sem detergente

Peters, Barbakow⁴⁷ (2002), analisaram o torque e a força gerada durante o preparo de canais curvos por meio de instrumentos rotatórios

Profile 0,04. Uma plataforma de teste especialmente desenhada e controlada por computador foi usada para registrar os eventos ocorridos durante o preparo de canais retos e curvos em blocos plásticos e em dentes humanos extraídos. O limite apical foi realizado com lima de tamanho 40, utilizando técnica crown-down, preparo apical e step-back. O torque máximo, as forças apicais e o número de rotações foram registrados. Os resultados mostraram um maior torque para os canais retos em blocos de plástico, com valores de 25 Nmm e de 14 Nmm para os canais naturais. As forças para fratura variaram de 3,7 a 32,3 Nmm, e as forças apicais de 1 a 7,5Nmm. O número de rotações durante o preparo foi de 18 a 41. Os tamanhos 15, 30 e 45 fraturaram após 581, 430 e 402 rotações, respectivamente. Os autores concluíram que mais de 10 canais curvos puderam ser preparados com segurança com a seqüência de instrumentos Profile 0,04, sem fratura devido à fadiga cíclica. Mais estudos devem relacionar a anatomia do canal com o torque e as forças geradas durante o preparo biomecânico.

Li et al.³¹ (2002) avaliaram a fadiga de limas ProFile® de conicidade 0,04mm/mm postas a girar em canais curvos simulados em blocos metálicos em diferentes velocidades, variando, também, a amplitude dos movimentos de penetração e tração dos instrumentos no canal. Os resultados demonstraram o tempo para fratura diminuía significativamente com o aumento do ângulo do canal ou da velocidade de rotação. Porém, com o aumento da amplitude dos movimentos de

penetração e tração, conseguiu-se maior tempo para que a fratura ocorresse. Isto porque uma amplitude maior de movimento aumenta o intervalo de tempo entre uma passagem e outra de um determinado ponto do instrumento pela região de maior geração de tensão. Observaram, ainda, por meio de microscopia eletrônica de varredura, que o tipo de fratura dúctil era predominante.

Zelada et al.⁷³ (2002) analisaram o efeito da velocidade de rotação e da curvatura dos canais na fratura dos instrumentos ProFile[®]. Foram utilizados cento e vinte dentes humanos extraídos divididos em dois grupos de acordo com a curvatura do canal (curvatura maior ou menor que 30 graus). As velocidades empregadas foram de 150, 250 e 300 rpm. Os autores concluíram que a curvatura dos canais parece ser o fator de risco mais importante na fratura dos instrumentos.

Melo et al.⁴² (2002) estudaram a resistência à fadiga dos instrumentos ProFile[®] series 29 número 5 e Quantec[™] números 6 e 8 com a simulação de emprego em canais com ângulo de curvatura de 45 graus e 5 mm de raio de curvatura. Analisaram também, o efeito da esterilização pelo calor na resistência à fadiga dos instrumentos. Foi observado que o número do instrumento, que determina a amplitude de deformação máxima durante a deformação cíclica, é o fator mais importante no controle da resistência à fadiga. Além disso, relataram que a repetição de sete procedimentos de esterilização pelo calor seco em

instrumentos não utilizados aumentou o número médio de ciclos para a fratura em 70%.

Yared et al.⁷⁰ (2002) avaliaram a influência da velocidade de rotação no risco de fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi, quando utilizados em diferentes motores por um endodontista experiente. Foram utilizados molares com curvatura de 25°. Foram utilizados instrumentos Profile de conicidade 0,06 com diâmetros de 40 à 15, pela técnica *crown-down*, numa velocidade de 350 rpm. Utilizaram motores a ar, com alto torque (10 a 55 Ncm), baixo torque (1, 1,5 e 3 Ncm) e baixíssimo torque (menor que 1 Ncm). Uma seqüência de limas foi utilizada para cada canal, sendo que cada grupo possuía 30 canais radiculares. Antes de serem utilizados os instrumentos eram esterilizados em autoclave e depois do uso eram observados num aumento de 2,5x, a fim de verificar deformações da parte ativa. Os resultados mostraram que não ocorreu deformação ou fratura em nenhum dos instrumentos nos 4 grupos avaliados. Foi concluído que as limas Profile são seguras quando utilizadas por um endodontista experiente, mesmo em diferentes motores e em uma velocidade de 350 rpm, através da técnica *crown-down*.

Berutti et al.⁷ (2003) avaliaram o comportamento mecânico de instrumentos pertencentes aos sistemas Profile e ProTaper através de um estudo onde foi aplicado o método de análise por elementos finitos. Avaliaram o stress em simulações de esforços flexionais e torcionais. Concluíram, através da comparação das propriedades geométricas das

secções trnsversais de ambos os sistemas que os instrumentos Profile apresentaram maior elasticidade em relação ao sistema ProTaper. Observaram ainda que os instrumentos deste sistema apresentou-se superior ao que se refere na distribuição de forças.

Martins⁴⁰ (2003) avaliou a influência do NaOCl e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi Profile. Utilizou um canal artificial de aço carbono com raio de curvatura de 4mm e ângulo de 45°, numa velocidade de rotação de 250rpm. Observou que a imersão dos instrumentos em NaOCl não alterou a superfície dos instrumentos nem sua resistência à fadiga, entretanto a ação de corte resultante da formatação dos canais radiculares sob condições de deformação cíclica foi o fator crucial na redução do número de ciclos até a fratura. Concluiu ainda que a resistência à fadiga diminuiu com o aumento do calibre dos instrumentos em todos os grupos.

Com o objetivo de avaliar o efeito da velocidade de rotação e do ângulo e raio de curvatura dos canais radiculares na fratura dos instrumentos de níquel-titânio, Martín et al.³⁹ (2003), selecionaram 240 canais radiculares de molares, dividindo-os de acordo com o ângulo de curvatura destes canais. O Grupo A era composto por canais com curvatura menor que 30° e o Grupo B por aqueles com curvatura maior que 30°. Os autores usaram velocidades de rotação de 150, 250 e 350 rpm, sendo a instrumentação de todos os canais realizada com dois tipos de rotatórios: K3 e Protaper. Os resultados deste estudo mostraram que

as limas que foram usadas em velocidades de 150 e 250 rpm fraturaram menos freqüentemente do que aquelas usadas com 350 rpm. Além da velocidade de rotação, também o ângulo de curvatura do canal influenciou na fratura dos instrumentos, sendo mais comum nos canais com ângulos acentuados. Já o raio da curvatura não influenciou, significativamente, na fratura do instrumento.

Peters et al.⁴⁸ (2003) avaliaram o comportamento dos instrumentos de NiTi Protaper no preparo de canais radiculares variando a geometria do canal. Molares humanos extraídos foram escaneados antes e após o preparo com instrumentos Protaper e levados para um microcomputador. Os canais foram tri-dimensionalmente reconstruídos e avaliados o volume, a área superficial, o diâmetro o transporte do canal e a superfície preparada. Comparações foram feitas entre os canais mesio-bucal, disto-bucal e palatino, assim como entre amplos e estreitos. Os resultados mostraram que o volume e a área superficial aumentou significativamente nos canais mesio-bucal, disto-bucal e palatino, sem erros no preparo. O transporte do canal, apicalmente, foi de 0,02 a 0,04 mm, independente do tipo do canal. Concluíram que o uso dos instrumentos Protaper não provocou maiores erros de preparo, podendo ser mais efetivos na modelagem de canais estreitos do que de canais amplos.

Pessoa⁴⁶ (2003) investigou a influência do número de usos na resistência à fadiga cíclica de instrumentos Race 25/.04. Após a

simulação de uso feita em canais simulados em blocos de resina, os instrumentos foram divididos em 4 grupos: sem nenhum uso, com um único uso, com três usos e com cinco usos. Todos os instrumentos foram submetidos a fadiga cíclica e o tempo despendido até a fratura foi aferido por um cronômetro. Os resultados mostraram que os instrumentos empregados 5 vezes, apresentaram a maior fadiga quando comparadas aos espécimes dos demais grupos experimentais. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos sem nenhum uso e aqueles com um único uso.

Bahia³ (2004) realizou um estudo quanto a resistência à fadiga e comportamento em torção instrumentos rotatórios de NiTi do sistema Profile. Os instrumentos foram submetidos a testes de fadiga e torção e os resultados mostraram que a resistência à fadiga dos instrumentos Profile varia inversamente com a amplitude máxima de deformação. Observou que a fadiga dos instrumentos até $\frac{1}{2}$ e $\frac{3}{4}$ de sua vida útil reduz sua resistência em torção em até 29 e 32%, respectivamente.

A fadiga dos instrumentos ProTaper[®] foi estudada por Fife et al.¹⁴ (2004). Os autores analisaram 125 instrumentos assim divididos: 75 (controle), 75 usados em dois molares (6 a 8 canais) e 75 usados em quatro molares (12 a 16 canais). O número de rotações para fraturar e o comprimento do segmento fraturado foram registrados e submetidos à análise de variância. Foi constatado que a maior reutilização dos instrumentos afeta fortemente a sua resistência à fratura, porém os

autores sugeriram que outros fatores (principalmente erros e técnicas inadequadas) podem ser mais importantes para a ocorrência de fratura de instrumentos no canal radicular.

Parashos et al.⁴⁴ (2004) analisaram a presença de defeitos e fraturas em 7159 instrumentos rotatórios (Flexmasters, GT, OrificeShapers, Profile, 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 das lâminas. Estes autores observaram também uma prevalência nos casos de fratura flexional em relação aos de fratura torcional.

Rudlle⁵⁰ (2005) publicaram um trabalho descrevendo a geometria e técnica de utilização dos instrumentos do sistema ProTaper. Apresentam um desenho único, com conicidade variada em um mesmo instrumento, secção triangular convexa, ponta inativa e ausência de guia radial. Quando utilizada de maneira seqüencial e adequadamente, determinam uma excelente eficiência, com segurança e simplicidade. Possuem instrumentos de modelagem (Sx, S1,S2) e de acabamento (F1, F2, F3). A técnica proposta para este sistema é de atuação em áreas específicas do canal radicular, atuando inicialmente nos terços cervical e médio e em seguida no terço apical.

Viana⁶³ (2005) avaliou o efeito de cinco ciclos consecutivos de esterilização em estufa e autoclave nas propriedades mecânicas de instrumentos de NiTi ensaiados até a fratura por torção e fadiga. Medidas de microdureza Vickers foram realizadas nas hastes dos instrumentos antes e após a esterilização. Os resultados mostraram que os processos de esterilização não causam variação significativa na dureza dos instrumentos analisados. Houve aumento significativo da vida em fadiga de todos os instrumentos esterilizados, especialmente naqueles submetidos á deformação cíclica antes da esterilização.

Ullmann, Peter⁶¹ (2005) salientaram que os instrumentos de maior diâmetro não apenas são menos resistentes à fadiga, eles são mais sensíveis aos efeitos do pré-carregamento após usos sucessivos. Os autores recomendam a utilização cuidadosa destes instrumentos em canais radiculares curvos.

Bahia, Buono⁴ (2005) investigaram a diminuição da resistência à fadiga de instrumentos de NiTi acionados a motor após o uso clínico em dez molares. Cento e cinqüenta instrumentos ProFile[®] de números 20, 25 e 30 de conicidades 0,04 e 0,06 mm/mm foram submetidos ao teste de fadiga que consistiu na rotação dos instrumentos livremente em um canal simulado feito de tubo de aço. O grupo controle, com 60 instrumentos, foi submetido ao teste sem uso clínico prévio. Os instrumentos do grupo experimental, no total de 90, foram utilizados previamente para instrumentar dez molares. Os autores concluíram que os instrumentos do

grupo experimental apresentaram uma redução significativa da resistência à fadiga e que o ponto de fratura foi o mesmo para todos os instrumentos testados.

Yao et al.⁶⁹ (2006) compararam a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios dos sistemas Profile, K3 e Race. Utilizaram, neste estudo, um canal artificial de tubo de aço inoxidável com 60° de curvatura e raio de 5mm. Os instrumentos foram rotacionados a uma velocidade de 300rpm no interior do canal simulado, ao mesmo tempo em que lhes foi aplicado um movimento oscilatório axial de 3mm de amplitude, simulando a condição clínica de “pecking motion”. Os autores encontraram que os instrumentos K3 25/04 foram significativamente mais resistentes à fadiga cíclica que qualquer outro grupo do estudo. Sugeriram também que a área de secção transversal é um fator tão importante na fratura cíclica quanto o diâmetro e o *taper* dos instrumentos.

Bahia et al.⁵ (2006) realizaram um trabalho a fim de avaliar a influência do uso clínico simulado de instrumentos rotatórios de NiTi em seu comportamento torcional, objetivando correlacionar seu uso clínico com a ocorrência de fratura de instrumentos por sobrecarga de torcional. Utilizaram instrumentos Profile submetendo-os a testes de fadiga e torção, de acordo com o grupo a que pertenciam Na fadiga utilizaram um canal simulado confeccionado em aço ferramenta H-13, num ângulo de curvatura de 45° e raio de 5mm. Encontraram que o torque máximo para fratura tende a aumentar proporcionalmente ao diâmetro do instrumento.

Moreira⁴³ (2006) avaliou a influência da esterilização e da temperatura da solução irrigadora na resistência à fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi Profile[®] e K^{3™} em flexão rotativa. Foram utilizados 60 instrumentos de cada marca de numeração 40/.04 em canais artificiais confeccionado a partir de um tubo de aço inoxidável, apresentando raio de curvatura de 6 mm e ângulos de 90° e 135°. Durante os ensaios os instrumentos foram refrigerados com solução de hipoclorito de sódio a 5,25%, numa velocidade de rotação de 200 rpm. Os instrumentos foram inicialmente esterilizados em autoclave. Concluiu-se que o aumento do número de ciclos de esterilização aumenta a resistência à fratura dos instrumentos independente da marca. Os instrumentos de ambas as marcas apresentaram maior resistência à fratura quando os ensaios foram realizados com a irrigação a 10°C. Os instrumentos Profile[®] ensaiados no canal com 90° apresentaram maior resistência à fratura, ao passo que para os instrumentos K^{3™} a maior resistência foi alcançada no canal com 135°. Considerando as interações dos fatores, os instrumentos Profile[®] apresentaram a maior vida em fadiga.

Tripi et al.⁵⁹ (2006) realizaram um estudo comparativo da resistência à fadiga de instrumentos Profile, Rece, K3 Hero e Mtwo. Utilizaram 120 instrumentos, sendo todos de nº 25.06. Os testes de fadiga foram realizados utilizando um aparato proposto por Bahia e Buono, o qual apresentava um ângulo de curvatura de 45° e raio de 5mm.

Cada instrumento foi continuamente rotacionado até sua fratura à uma velocidade de 300rpm. Os autores encontraram que fatores como: pequena área de secção transversal, presença da guia radial, grande número de espirais são responsáveis por aumentar a resistência à fadiga dos instrumentos Profile. Além disso, observaram que a presença de defeitos de superfície é um fator que afeta a resistência a fadiga. Afirmaram que os instrumentos K3, Race e Profile podem ser utilizados e reutilizados no preparo de canais radiculares, enquanto os instrumentos Hero e Mtwo devem ser descartados.

Spanaki-Voreadi et al.⁵⁶ (2006) 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 fratura intergranular desenvolvidas devido à falha dúctil.

Gavini²¹ (2006) avaliou a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios do sistema instrumentos K3 nº 25/ .04, submetidos à implantação de íons de nitrogênio, através de ensaio dinâmico. Todos os instrumentos de um dos grupos receberam uma dose de $2,5 \times 10^{17}$ íons/cm² de nitrogênio e o outro grupo era formado por limas não tratadas. Todas as limas foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica num dispositivo que permitia ao instrumento girar livremente, através de um canal artificial curvo de 40° e raio de 5mm, à uma velocidade de 300rpm e

torque de 2N.cm. O trabalho mostrou que os instrumentos submetidos à implantação iônica exibiram valores de rotação antes da fratura maiores e estatisticamente significantes, quando comparados às limas não implantadas, revelando que a implantação iônica influencia a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi.

Grande et al.²² (2006) estudaram a influência do desenho do instrumento na fadiga cíclica. Avaliaram um total de 260 instrumentos, pertencentes aos sistemas ProTaper e Mtwo. Utilizaram um canal artificial de aço inoxidável com raios de curvatura de 2 e 5mm e ângulo de 60°. Os instrumentos foram adaptados à uma peça de mão com redução 16:1, girando a uma velocidade de 300 rpm e torque controlado. Os instrumentos foram analisados tri-dimensionalmente, utilizando, para isto, uma tomografia computadorizada. Os autores mediram o volume de cada milímetro de cada instrumento em seus 10mm apicais. Obtiveram, assim, o volume dos instrumentos no ponto de máxima curvatura (entre D5 e D6), região esta sujeita ao máximo stress. Observaram que há uma relação direta de entre o volume por mm com a resistência à fadiga, de forma que, quanto maior o volume entre D5-D6, menor o número de ciclos para fratura NCF, com exceção dos instrumentos S1 que registraram menores valores de NCF que o ProTaper S2 e F1. Os autores concluíram que a quantidade de massa de metal no ponto de máximo stress influencia o comportamento do instrumento nos testes de fadiga: quanto maior a massa de metal, menor a resistência à fadiga.

West⁶⁷ (2006) apresentou os novos instrumentos ProTaper Universal, explicitando o motivo da mudança e as alterações no desenho de cada um deles. Segundo estes autores a geometria progressiva do S2 foi levemente aumentada de forma que a transição dos instrumentos “shapings” para “finishers” passou a ser mais passiva e segura. Outra mudança significativa foi na secção transversal do instrumento F3, que passou a ser triangular côncava. Além disso, sua ponta passou a ser mais arredondada o que, juntamente com as outras modificações, determinou maior flexibilidade e segurança a este instrumento.

Num estudo realizado por Wei et al.⁶⁶ (2007), 100 instrumentos ProTaper fraturados, após terem sido utilizados em 30 canais radiculares curvos, foram avaliados quanto ao tipo de fratura predominante. Classificaram como fratura por torção aqueles instrumentos que apresentavam deformação plástica próxima à região da fratura e por flexão quando da ausência destes defeitos. Os autores examinaram a superfície de fratura dos instrumentos através em um estereomicroscópio com aumento de 10X a 40X seguida de uma análise em um microscópio eletrônico de varredura. Encontraram uma predominância fratura por fadiga flexional, cerca de 88% dos casos, havendo apenas 12% de instrumentos fraturados por torção.

Cheung, Darvell¹² (2007) realizaram ensaios de fadiga cíclica em instrumentos Profile em duas situações: tanto com o aparato para fratura flexional imerso em água quanto exposto ao ar em temperatura ambiente

e umidade relativa de $65 \pm 10\%$. Os instrumentos foram adaptados num aparato fabricado a partir de 3 pinos cilíndricos de aço inoxidável de 2mm de diâmetro. Os instrumentos giraram numa velocidade de 250rpm, tanto a seco como na presença de água deionizada. Concluíram que a água tem algum efeito no início do processo de fratura do material, sugerindo que o teste de fadiga seja realizado em meio aquoso, ao invés do ar, afim de simular uma condição clínica mais exata.

Kawakami²⁸ (2007) avaliou a resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios do sistema instrumentos K3 nº 25/ .04, submetidos a torques variados e repetidos ciclos de uso em canais simulados. Utilizou velocidade de 300 rpm e torques de 0,5N.cm, 1,N.cm, 2,0N.cm e 6,0N.cm. Todas as limas foram submetidas a ensaio dinâmico de fadiga cíclica num dispositivo que permitia ao instrumento girar livremente, através de um canal artificial curvo de 40° e raio de 5mm. Durante o experimento os instrumentos deslizavam num sulco existente no canal artificial fabricado a partir de aço temperado, sendo a fratura facilmente detectada por um sensor. Os resultados mostraram que o torque afetou a fratura flexural.

Inan et al.²⁵ (2007) investigaram a topografia da superfície de instrumentos ProTaper novos e usados em um microscópio de força atômica. Avaliaram oito instrumentos (S1, S2, F1 e F2), sendo utilizados no preparo de canais mesiais de molares inferiores de cinco pacientes. Tais instrumentos foram acoplados a uma peça de mão com redução 16:1 pertencente ao motor X-Smart (Dentsply Maillefer). Foram acionados a

uma velocidade de 250 rpm e os canais radiculares irrigados com solução de hipoclorito de sódio à 2,5%. Após o uso, estes quatro instrumentos foram limpos com o auxílio de ultrason e esterilizados em autoclave por 18 minutos a 134° antes de ser utilizado em outro paciente e também antes de ser avaliado no microscópio depois de ter sido utilizado 5 vezes em pacientes. De acordo com os resultados dos autores, as médias de valores RMS dos instrumentos usados são maiores que dos instrumentos Protaper novos.

Inan et al.²⁴ (2007) compararam a resistência a fadiga cíclica de 100 instrumentos rotatórios de NiTi pertencentes ao sistema Protaper (S1, S2, F1, F2 e F3). Utilizaram 20 instrumentos de cada, excluindo o Sx. Os instrumentos foram adaptados a um contra-ângulo com redução de 16:1 (X-Smart) e girados sob uma velocidade constante de 250rpm. O teste de fadiga foi utilizado utilizando-se um canal artificial confeccionado em aço inoxidável temperado com diferentes raios de curvatura de: 5mm e 10mm. O tempo até a fratura foi cronometrado e, a partir daí, encontrado o número de ciclos até a fratura. Os autores encontraram que o raio de curvatura influenciou na resistência a fadiga cíclica. O grupo submetido ao raio de curvatura de 5mm apresentou menor quantidade de ciclos até a fratura, quando comparados com o raio de 10mm. Observaram ainda que o ponto de fratura ocorreu no ponto médio da curvatura em ambos os grupos, com exceção dos instrumentos F2 e F3, que fraturaram no terço apical. Os autores concluíram que a resistência a fadiga cíclica de

instrumentos ProTaper foi dependente do diâmetro e raio de curvatura do canal.

Uzun et al.⁶² (2007) avaliaram, através de um dispositivo controlado por computador, a quantidade de material removido no preparo de canais artificiais por quatro diferentes sistemas: Hero 642 (30/02), Hero Shaper (30/04), Profile (30/04) e Protaper (S2). Para isso foram usados blocos de resina simulando um canal radicular com 12mm de comprimento e 40° de curvatura. O dispositivo utilizado permitia um movimento axial que simulava o “movimento de bicada” no interior do canal radicular, deslocando-se 1mm para dentro do canal e 0,8mm para fora. Utilizaram um motor Technika e um contra-ângulo com redução 16:1, acionados a uma velocidade e torque controlados. Imagens pré e pós operatórias dos canais foram mensurados em 11 níveis do terço apical. Os resultados mostraram que o ProTaper removeu significativamente mais material em 9 níveis, o Profile em 6 níveis e o Hero 642 em 2 níveis. Nenhuma diferença significativa foi detectada no nível 5. Além disso os autores encontraram que o ProTaper e o Profile removeram significativamente mais material que o Hero 642 e o Hero Shaper em diferentes níveis da curvatura do canal.

Lopes et al.³⁷ (2007) avaliaram a influência ProTaper do comprimento do arco do canal no número de ciclos necessário para a fratura de instrumentos rotatórios de NiTi. Instrumentos F3 pertencentes ao sistema ProTaper foram usados em dois canais artificiais, girando a

uma velocidade constante de 250 rpm. Tais canais foram confeccionados a partir de aço inoxidável e possuíam um diâmetro interno de 1,04mm e raio de curvatura de 6mm. Um canal artificial apresentava o arco de 9,4mm e a parte reta de 10,6mm. O outro tinha um arco de 14,1mm e parte reta de 5,9mm. Os instrumentos foram rotacionados no interior dos canais até sua fratura. Os resultados mostraram que o comprimento do arco do canal com mesmo raio influenciou na resistência a fadiga de instrumentos de mesmo número. Quanto maior o comprimento do arco do canal, menor o número de ciclos que o instrumento pode resistir até ocorrer a fratura.

Gambarini et al.²⁰ (2008) investigaram a resistência a fadiga cíclica entre instrumentos de NiTi com diferentes processos de fabricação. Os autores compararam instrumentos fabricados a partir do método de torção (instrumentos TF) e aqueles que utilizam a liga M-wire na sua fabricação com instrumentos produzidos a partir de um processo tradicional de usinagem (K3). Formaram dois grupos com 20 instrumentos cada. No grupo A compararam 10 instrumentos K3 25/06 (Sybron Endo) com 10 instrumentos TF 25/06 (Sybron Endo) e no grupo B compararam 10 instrumentos K3 20/06 (Sybron Endo) com 10 instrumentos GT série X 20/06 (Dentsply Tulsa- Dental Specialties). Utilizaram um dispositivo de plástico móvel onde foi conectada uma peça de mão com redução 16:1 pertencente ao motor elétrico X-Smart (Dentsply, Maillefer) e um bloco de aço inoxidável contendo os canais artificiais que apresentavam 60° de

curvatura e 5mm de raio. Os instrumentos foram acionados a uma velocidade de 300rpm. Os resultados deste estudo sugerem que o novo processo de fabricação envolvendo a torção do metal virgem combinado com o tratamento de calor produz novos instrumentos rotatórios de NiTi (TF) significativamente mais resistentes à fadiga do que instrumentos produzidos pelo processo de usinagem tradicional (K3). Concluíram ainda que instrumentos fabricados com ligas M-wire (GT série X) não mostraram superioridade na resistência à fadiga cíclica quando comparadas com instrumentos fabricados a partir de um processo de usinagem tradicional (K3).

Gambarini et al.¹⁹ (2008) avaliaram o protótipo dos instrumentos TF comparando-os aos instrumentos Profile., ambos 25/06. Os instrumentos foram inicialmente examinados em microscópio com 20X de aumento e então comparados, no momento de flexão destes instrumentos, quando eles atingiam o ângulo de 45°. O autores encontraram que o momento de flexão foi significativamente maior para os instrumentos Profile, indicando uma maior flexibilidade dos instrumentos TF. Os resultados deste estudo mostraram que o novo processo de fabricação de instrumentos rotatórios de NiTi tem a capacidade de produzir instrumentos mais flexíveis, fato este, importante na prevenção da fadiga do metal e conseqüente fratura.

Kim et al.²⁹ (2008) compararam a distribuição das forças geradas durante o preparo do canal radicular e estresse residual de instrumentos Profile 30/06, ProTaper F3 e ProTaper Universal F3 através da análise de

elementos finitos tridimensional, considerando o comportamento mecânico não linear. Os instrumentos foram escaneados por meio de microtomografia computadorizada a fim de produzir o tamanho real e modelo tridimensional para cada um dos instrumentos. O estresse durante o preparo foi analisado numericamente. Além disso, um canal radicular também em modelo de elemento finito tridimensional, com curvatura de 45°, 6mm de raio e 0,05mm de diâmetro no forame apical foi construído. Neste modelo foi criada uma rotação virtual de 240 rpm e com isto puderam registrar a tendência de “parafusamento” de cada instrumento. O Protaper mostrou menor valor de “parafusamento” e torque de reação enquanto o Profile mostrou menor valor. Observaram ainda que o stress foi concentrado nas bordas cortantes do ProTaper original. Os resultados sugerem que a força de “parafusamento” parece ser menor nos instrumentos Profile e maior nos instrumentos ProTaper original.

Pasqualini et al.⁴⁵ (2008) compararam o tempo de modelagem e o número de rotações, quando da utilização de ProTaper manual e rotatório, requeridos para que endodontistas completassem o preparo de canais artificiais curvos. Os canais artificiais foram confeccionados em resina e possuíam 10mm de raio de curvatura e ângulo de 20°. O grupo I foi formado por instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 do Sistema ProTaper manual e o Grupo II pelos mesmos instrumentos só que do sistema rotatório. O número de rotações ocorridas no canal e o tempo necessário para concluir a modelagem foram registrados. Os resultados mostraram

que os instrumentos ProTaper manual necessitaram de menos rotações do que o ProTaper rotatório, enquanto que a efetividade no preparo dos canais simulados foi maior para os instrumentos pertencentes ao Sistema ProTaper rotatório.

Vieira et al.⁶⁴ (2008) examinaram a influência do uso clínico na deformação e fratura de instrumentos rotatórios do sistema ProTaper. Foram utilizados 42 jogos novos, sendo 10 jogos utilizados por endodontista experientes em 5 molares, outros 10 jogos pelo mesmo endodontista em 8 molares, 10 jogos usados clinicamente por alunos da graduação inexperientes e 12 jogos foram usados como controle até sua fratura. Os instrumentos Sx e F3 foram utilizados, mas não foram analisados no estudo. Durante o preparo realizado por endodontistas experientes nenhuma fratura ocorreu e somente dois instrumentos foram permanentemente deformados. Os autores observaram que houve uma tendência de concentração de ranhuras largas e extensas na região entre 2 a 3,5mm da ponta do instrumento. O instrumento S1 apresentou alta incidência de ranhuras localizadas em até 5mm da ponta. Os resultados mostraram que a resistência a fadiga de todos os instrumentos ProTaper analisados mostrou uma tendência de diminuir com o uso clínico. Encontraram ainda que quanto menor o diâmetro do instrumento de NiTi com taper fixo mais resistentes eles serão à fadiga cíclica.

Simon et al.⁵⁴ (2008) descreveram uma técnica híbrida de preparo coroa-ápice através da utilização de instrumentos do Sistema ProTaper

rotatórios e manuais. Neste trabalho os autores detalharam as especificações dos novos instrumentos ProTaper Universal, mostrando as alterações físicas ocorridas nos instrumentos e os benefícios que tais modificações trouxeram para o Sistema.

PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à fadiga de instrumentos rotatórios de níquel-titânio do sistema ProTaper Universal, utilizando, para isto, um canal simulado curvo adaptado à um dispositivo especificamente elaborado para este estudo. Instrumentos do sistema ProTaper Universal foram submetidos à ensaio dinâmico de flexão avaliando-se a influência de duas diferentes velocidades de deslocamento axial na resistência dos instrumentos à fratura por fadiga.

MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo foram avaliados instrumentos rotatórios de níquel-titânio pertencentes ao Sistema ProTaper Universal (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça) possuindo, todos, 25mm de comprimento. Foram avaliados 100 instrumentos novos, de numeração: S1, S2, F1, F2 e F3 (Figura 1) os quais foram distribuídos em 2 grupos com 50 espécimes cada. Ambos os grupos foram submetidos à ensaio dinâmico de flexão, onde houve o deslocamento axial dos instrumentos dentro de um canal artificial, simulando a situação clínica de entrada e saída do instrumento do canal radicular durante o tratamento endodôntico ³¹. No Grupo I os 50 instrumentos foram submetidos à um movimento axial com uma velocidade de deslocamento lenta (os instrumentos entraram 146 vezes por minuto no canal artificial) e no Grupo II os instrumentos foram submetidos a uma velocidade de deslocamento rápida (os instrumentos entraram 189 vezes por minuto no canal artificial).



FIGURA 1- Instrumentos do Sistema ProTaper Universal utilizados no estudo: S1, S2, F1, F2 e F3.

a) Especificações dos Sistema ProTaper Universal:

O Sistema ProTaper Universal utilizado neste estudo é formado por instrumentos rotatórios de níquel-titânio fabricados pela *Dentsply/Maillefer* (Suíça). O jogo completo apresenta, hoje, um total de 8 instrumentos, sendo 3 classificados como modeladores (Sx, S1, S2) e outros 5 como instrumentos de acabamento (F1, F2, F3, F4 e F5). Tais instrumentos apresentam uma conicidade progressiva ao longo de sua parte ativa, podendo haver uma variação de 0,17mm a 1,20mm de D_0 para D_{16} . Esta variação de *taper* permite que o instrumento trabalhe em uma área específica do canal radicular durante o preparo coroa-ápice⁵⁹. Os instrumentos SX, S1, S2, F1 e F2 apresentam secção transversal triangular convexa, o que lhes confere uma maior resistência. Já os instrumentos F3, F4 e F5 apresentam secção transversal triangular côncava, tornando possível uma maior flexibilidade de tais instrumentos⁶⁷. Todos eles apresentam ponta inativa com ausência de plano radial e possuindo três arestas cortantes com ângulo de corte de aproximadamente 30° (Sydney⁵⁷, 2002; Rudlle⁵⁰, 2005; Spanaki-Voreadi et al.⁵⁶, 2006).

Após a remoção de suas embalagens, todos os instrumentos foram submetidos a uma limpeza em cuba ultrassônica (Ultron-2 - Cristófoli Equipamentos de Biossegurança Ltda), seguindo o trabalho de Tanomaru et al.⁵⁸ (2001), com o objetivo de eliminar resíduos sobre a superfície destes instrumentos, provenientes do processo de fabricação.

Todos os instrumentos foram previamente inspecionados em um estereomicroscópio com aumentos entre 6X a 50X e aqueles que apresentaram defeitos foram eliminados do estudo⁵³.

Em seguida, tais instrumentos foram acondicionados em frascos de vidro, devidamente identificados e, então, distribuídos em grupos, conforme o Quadro 1:

Quadro 1 - Distribuição dos instrumentos em grupos

Grupos	Instrumentos	Quantidade
Grupo I	Instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 com movimento axial lento (146/min)	50
Grupo II	Instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 com movimento axial rápido (189/min)	50

Para a realização deste estudo, todos os instrumentos foram submetidos à fadiga, empregando-se para isto ensaio dinâmico de maneira a simular condições clínicas de preparo biomecânico de canais radiculares curvos.

Os ensaios de fadiga foram realizados em um dispositivo de bancada que permitiu a livre rotação dos instrumentos em um canal artificial curvo, simulando a condição geométrica limite da instrumentação rotatória na prática clínica, levando em consideração a região de máxima curvatura.

b) Descrição do dispositivo para teste:

Os ensaios de fadiga foram realizados no Laboratório de Biomateriais do Departamento de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara - Unesp. Para execução dos testes foi utilizado um dispositivo de bancada desenvolvido no Departamento de Engenharia de Materiais, Aeronáutica e Automobilística da Escola de Engenharia de São Carlos – USP. O desenho deste dispositivo assemelhou-se aos aparelhos utilizados em outros estudos como Gambarini^{17,18} (2001), Fife et al.¹⁴ (2004), Bahia, Buono⁴ (2005), Gavini²¹ (2006) e Tripi et al.⁵⁹ (2006) que também realizaram seus experimentos sem a influência do operador.

O dispositivo consistiu em uma base de ferro de 50X30cm (A) apoiada em quatro pés de borracha para evitar vibrações durante o ensaio. Sobre esta base foram posicionados suportes para fixação do contra-ângulo (B) e do canal artificial (C). O motor elétrico X-Smart (D) assim como o potenciômetro (E) foram posicionados próximos ao dispositivo de teste (Figura 2).

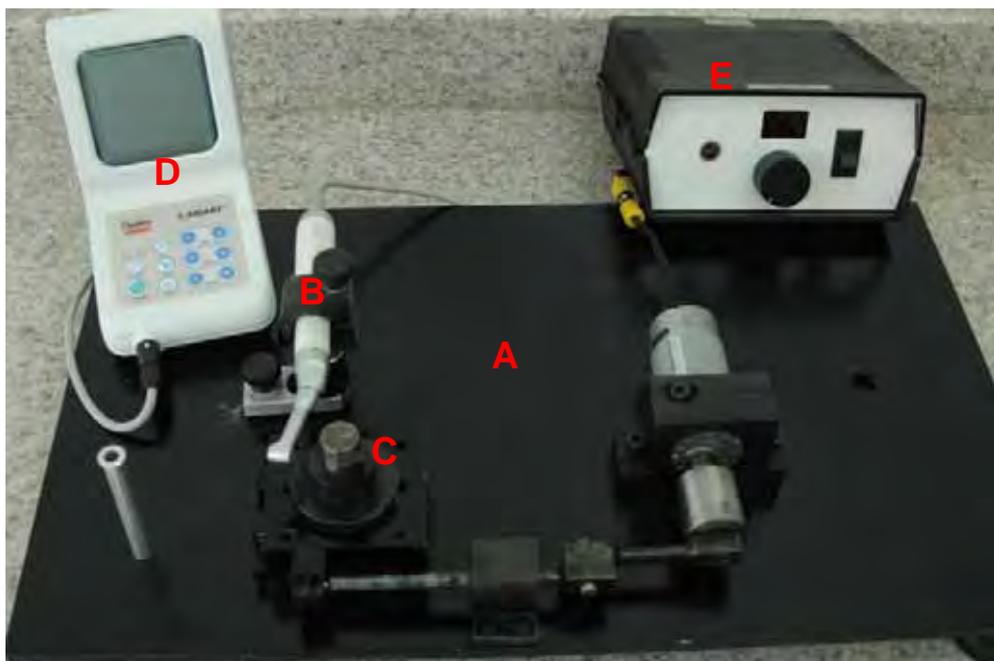


FIGURA 2 - Dispositivo utilizado para realização dos ensaios de fadiga.

Durante a realização do ensaio dinâmico o contra-ângulo permaneceu em uma posição fixa, presa por braçadeiras aparafusadas na base de ferro. O suporte que sustentava o contra-ângulo possuía um mecanismo regulável, tanto no sentido vertical, quanto horizontal o que permitia sua movimentação em todas as direções. Após os instrumentos ProTaper Universal serem acoplados a esta peça de mão, regulava-se a altura do suporte de maneira que o instrumento era inserido no canal artificial numa trajetória retilínea, sem tensões, permitindo sua livre rotação no sentido horário.

O acionamento dos instrumentos foi realizado utilizando-se um motor elétrico com velocidade de rotação e torque controláveis (X-Smart Dentsply/Maillefer), ao qual foi acoplado uma peça de mão com redução

16:1. O motor foi operado a uma velocidade constante de 300 rpm e programado para trabalhar com torque de 2N.cm. Uma ponta de irrigação foi fixada próxima ao conjunto instrumento-canal artificial, por meio da qual era liberada água deionizada a fim de permitir constante refrigeração destas estruturas (Figura 3).



FIGURA 3 - Refrigeração do conjunto instrumento-canal artificial por meio de uma ponta de irrigação.

O que definiu o movimento axial do instrumento foi, justamente, o deslocamento do canal artificial, por meio de um sistema excêntrico acoplado à dois transladores de mesma direção e um motor DC de 12V. A velocidade de deslocamento axial do canal artificial foi ajustada por meio de um potenciômetro. Assim, quando o painel deste potenciômetro marcava o nº 14, tínhamos uma velocidade mais lenta, ou seja, o canal artificial deslocava-se, em direção ao instrumento a ser testado, 146 vezes por minuto. Porém, quando o painel do potenciômetro era regulado para o número 16, a velocidade de deslocamento do canal artificial aumentava, passando para 189 vezes por minuto. Isto é o mesmo que dizer que os instrumentos do Grupo I entravam e saíam do canal artificial 146 por minuto, enquanto que os do Grupo II penetravam 189 vezes dentro do canal simulado em 1 minuto.

Utilizando este aparato, elaborado especialmente para este trabalho, foi possível regular a frequência e a amplitude do movimento do instrumento dentro do canal simulado. Independente da velocidade de deslocamento do canal artificial, os instrumentos deslocavam-se numa amplitude de 1,5mm para dentro do canal artificial e 1,5mm em direção contrária⁶⁹.

O canal artificial foi confeccionado a partir de uma peça de aço inoxidável^{17, 18, 22, 37, 42, 61}, temperada e usinada na forma de um arco cuja curvatura se ajustou à um cilindro guia, de 25mm de comprimento e feito do mesmo material, com um ângulo de curvatura de 45° e raio de 5mm⁴⁹

(Figura 4). Tanto o arco quanto o cilindro guia possuíam um sulco de 1mm de profundidade, localizado à 5mm de sua extremidade superior de maneira a coincidir com a altura em que estava posicionado o contra-ângulo. Este sulco serviu como um trajeto guia para o instrumento, que permaneceu curvado e com liberdade para girar entre o cilindro e o arco externo (Figura 5).



FIGURA 4 - Conjunto arco mais cilindro guia, compondo o canal artificial.



FIGURA 5 - Adaptação da parte ativa do instrumento nos sulcos confeccionados no canal simulado de aço inoxidável.

O posicionamento dos instrumentos no canal artificial, de forma a definir o ponto de curvatura máxima em torno de 4mm da ponta, foi realizado considerando a região do instrumento submetida às condições mais severas de deformação cíclica durante o preparo de canais radiculares curvos^{3,41}. Durante os ensaios, os instrumentos foram posicionados, de tal forma, que houve um pequeno transpasse (cerca de 1mm) da ponta dos instrumentos para além do término das paredes do canal artificial, permitindo a visualização de suas extremidades^{21, 56}, fato este que facilitou a marcação do momento preciso da fratura do instrumento. Assim, no exato momento em que o motor elétrico era acionado, era também acionado o motor responsável pelo deslocamento do canal artificial que iniciava seu movimento axial permitindo que os instrumentos, em rotação contínua, penetrassem e saíssem do canal

simulado até que a fratura fosse percebida por meio de inspeção visual. Desta forma, o tempo decorrido entre o acionamento do motor e a constatação visual da fratura foi registrado em um cronômetro digital 1/100s^{18, 21, 22, 28, 42, 46}. O número de ciclos até a fratura foi obtido multiplicando-se a velocidade de rotação pelo tempo gasto até a fratura²².

RESULTADO

O número de ciclos para fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio do Sistema ProTaper Universal (S1, S2, F1, F2 e F3) foi encontrado multiplicando-se o tempo necessário para fratura, expressos em minutos, pela velocidade de rotação dos instrumentos, dada em rotações por minuto. As Tabelas 1 e 2 mostram o tempo, em minutos, gasto entre o início do ensaio até a fratura para cada instrumento separadamente, levando-se em consideração a velocidade de deslocamento. As medidas-resumo do número de ciclos até a fratura podem ser vistas na Tabela 3.

Tabela 1- Tempo, em minutos, gasto por cada instrumento até a fratura com deslocamento lento (146/minuto)

CX	S1	S2	F1	F2	F3
1	2	2,12	1,05	2,08	1,23
2	2,17	2,57	1,27	2,21	2
3	2,25	1,47	1,42	1,46	1,29
4	2,08	1,5	3,19	1,28	1,11
5	2,14	1,39	1,49	1,04	2,24
6	4,1	2,05	3,26	1,59	1,03
7	3,08	1,42	1,59	1,38	1,3
8	3,23	1,48	1,39	1,17	1,2
9	4,31	3,32	1,42	1,48	1,24
10	3,39	2,59	2,1	1,5	1,34

Tabela 2- Tempo, em minutos, gasto por cada instrumento até a fratura com deslocamento rápido (189/minuto)

CX	S1	S2	F1	F2	F3
1	2,15	2,33	1,55	1,3	1,5
2	3,1	2,41	2,11	2,3	2,06
3	3,26	2,48	2,2	1,46	2,31
4	3,02	2,36	2,2	1,59	2,51
5	4,1	2,28	1,49	1,55	1,17
6	4	2,08	2	1,39	1,17
7	3,1	2,2	1,53	2,15	2,34
8	4,04	2,5	1,58	2,4	3,2
9	4,25	2,35	2,4	3,4	1,37
10	4	2,31	3,5	2,48	3,06

Tabela 3- Medidas-resumo do número de ciclos até a fratura

Instrumento	Grupo	N	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
S1	I	10	863	261	600	800	1293
	II	10	1051	204	645	1089	1275
	Total	20	957	247	600	950	1293
S2	I	10	597	199	417	533	996
	II	10	699	38	624	702	750
	Total	20	648	149	417	689	996
F1	I	10	545	236	315	437	978
	II	10	617	183	447	617	1050
	Total	20	581	209	315	476	1050
F2	I	10	456	111	312	441	663
	II	10	601	200	390	561	1020
	Total	20	528	174	312	458	1020
F3	I	10	419	119	309	380	672
	II	10	621	224	351	656	960
	Total	20	520	203	309	407	960

De posse destes dados comparou-se a diferença de resistência à fadiga variando-se a velocidade de deslocamento axial dos instrumentos do Grupo I (146 entradas/minuto) em relação aos instrumentos do Grupo

II (189 entradas/minuto). Os boxplots e os gráficos da média $\pm 1,96$ Erro-padrão podem ser vistos na Figura 6.

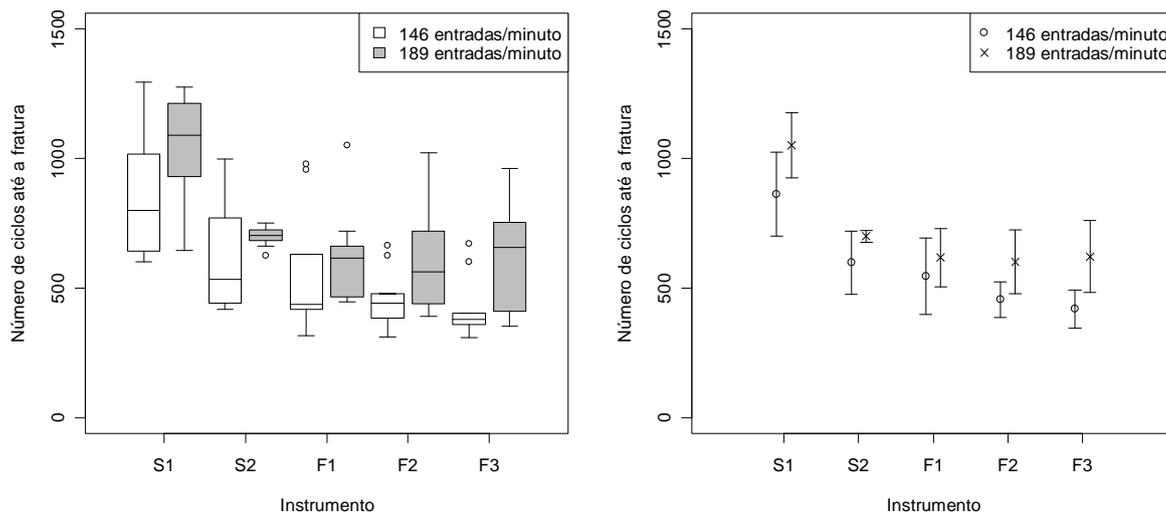


Figura 6 - Boxplots e gráfico dos perfis médios (média $\pm 1,96$ Erro-padrão) do número de ciclos até a fratura.

Para comparar o número médio de ciclos até a fratura foi utilizado um teste t de Student para amostras independentes supondo variâncias iguais. Para verificar se era necessário utilizar o teste t de Student para amostras independentes supondo variâncias diferentes, foi utilizado o teste de Levene.

Levando-se em consideração o instrumento, os resultados dos testes podem ser vistos na Tabela 4 e mostraram que ocorreu diferença estatisticamente significativa do número médio de ciclos até a fratura apenas para o instrumento F3 ($p=0,025$). Para este instrumento, o Grupo I

apresentou um número médio de 201 ciclos menor que o Grupo II, com intervalo de confiança entre 29 e 374. Nos demais casos, não ocorreu diferença estatisticamente significativa.

Tabela 4 - Teste t de Student para comparar o número de ciclos médios até a fratura e Teste de Levene para comparar as variâncias dos grupos I e II

Instrumento	Diferença média (Grupo I - Grupo II)	p	Intervalo de confiança (95%)		Teste de Levene (p)
			Limite inferior	Limite superior	
S1	-188	0,089	-408	32	0,334
S2	-102	0,144	-245	41	0,003
F1	-71	0,459	-270	127	0,751
F2	-145	0,060	-297	7	0,055
F3	-201	0,025	-374	-29	0,032

Para comparar o número médio de ciclos até a fratura levando-se em consideração apenas o fator “velocidade de deslocamento”, ou seja, comparando-se apenas o Grupo I com o Grupo II, foi utilizado um modelo de análise de variância com 2 fatores. Para fazer as comparações *post hoc* foi utilizada a correção de Tukey.

Os resultados mostraram que o fator de interação não é significativo e que os fatores principais Grupo e Ferramenta (instrumentos) são significantes (Tabela 5, 6 e 7). As médias estimadas segundo estes fatores podem ser vistas na Tabela 8 e Tabela 9, respectivamente. As comparações *post hoc* podem ser vistas na Tabela e indicam que o Grupo I de 146 entradas/minuto tem média de ciclos até a fratura estatisticamente menor que o Grupo II, em média de 141 ciclos, com intervalo de confiança entre 67 a 216. Com relação às ferramentas, a

ferramenta S1 apresentou número de ciclos até a fratura estatisticamente maior que as demais.

Tabela 5 - Medidas-resumo no número de ciclos até a fratura segundo o grupo

Grupo	N	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
I	50	576	245	309	450	1293
II	50	718	245	351	693	1275

Tabela 6 - Medidas-resumo no número de ciclos até a fratura segundo a ferramenta

Ferramentas	N	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
S1	20	957	247	600	950	1293
S2	20	648	149	417	689	996
F1	20	581	209	315	476	1050
F2	20	528	174	312	458	1020
F3	20	520	203	309	407	960

Tabela 7 - ANOVA

Fatores	p
Grupo	0,0003
Ferramenta	<0,0001
Fator de interação entre Grupo e Ferramenta	0,7864

Tabela 8 - Médias estimadas segundo o Grupo

Grupo	Média	Intervalo de confiança (95%)	
		Limite inferior	Limite superior
146 entradas/minuto	576	523	629
189 entradas/minuto	718	665	771

Tabela 9 - Médias estimadas segundo a ferramenta

Ferramenta	Média	Intervalo de confiança (95%)	
		Limite inferior	Limite superior
1	957	873	1040
2	648	564	732
3	581	497	665
4	528	444	612
5	520	436	604

Tabela 10 - Comparações *post hoc*

Diferença	Estimativa	Intervalo de confiança (95%)*	
		Limite inferior	Limite superior
Grupo 146 - 189 entradas/minuto	-141	-216	-67
S1-S2	308	142	475
S1-F1	375	209	542
S1-F2	428	262	595
S1-F3	437	270	603
S2-F1	67	-99	233
S2-F2	120	-46	286
S2-F3	128	-38	294
F1-F2	53	-113	219
F1-F3	61	-105	227
F2-F3	8	-158	174

*com correção de Tukey

DISCUSSÃO

Apesar dos instrumentos manuais confeccionados a partir de ligas de aço inoxidável serem ainda os instrumentos endodônticos mais utilizados no mundo ³⁰, não há como negar que os de níquel titânio têm conquistado, cada dia mais, a preferência dos profissionais.

Com o avanço da tecnologia endodôntica foi possível associar as vantagens oferecidas pelos instrumentos endodônticos de níquel titânio à instrumentação automatizada. Tais instrumentos tiveram alterações no desenho de suas lâminas de corte, assim como no tipo de secção transversal, passando a serem empregados em movimentos rotatórios por meio de motores elétricos ou pneumáticos ^{13, 53, 65}. Desta forma, o tempo necessário para a realização do preparo biomecânico diminuiu consideravelmente e resultados satisfatórios em relação à modelagem do canal radicular também passaram a ser observados

Atenção deve ser dada ao fato de que, durante o preparo biomecânico, quer seja ele manual ou rotatório, o instrumento endodôntico está constantemente submetido a uma série de forças que podem propiciar falhas deste instrumento³⁶. Segundo Bahia, Buono⁴ (2005) em um canal radicular que apresenta geometria complexa, somente os instrumentos de NiTi possuem as propriedades mecânicas necessárias para se realizar a instrumentação acionada a motor. Apesar disso, Turpin et al.⁶⁰, em 2001, afirmaram que os instrumentos endodônticos estão sujeitos a “stress” por torção e flexão durante o

preparo do canal radicular. Este “stress” causaria distorções e deformações no corpo do instrumento, o que poderia levar à fadiga do material. Além disso, quando um instrumento é girado no interior de um canal curvo ele sofre tensões de compressão na região em contato com a parede interna da curvatura e de tração na parede externa. A repetição cíclica destas tensões induz a nucleação de trincas que se propagam até a fratura final⁶³.

Assim, 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^{9, 10}, é importante que o operador tenha conhecimento sobre a correta cinemática de emprego destes instrumentos. A aplicação de forças excessivas aliadas à movimentos de avanço rápido e com pressão apical em áreas de curvatura da raiz poderá determinar desagradáveis acidentes como, por exemplo, a fratura do instrumento.

Lopes et al.³⁴, em 2000, definiram que a fratura dos materiais consiste na sua separação em duas ou mais partes devido à aplicação de cargas externas. Pode ser induzida pela aplicação de cargas lentas (tração, flexão, compressão e torção), pelo impacto, por carregamentos repetidos (fadiga) ou por cargas de baixa intensidade atuando durante muito tempo (fluência).

Sattapan et al.⁵¹, em 2000, classificaram as fraturas em dois tipos: fraturas por torção e por flexão. A fratura torcional ocorre quando, durante

o avanço do instrumento no interior do canal, sua ponta fica imobilizada total ou parcialmente, enquanto sua haste continua a girar. Já a fratura flexional ocorre quando o instrumento gira livremente em canais radiculares curvos, ficando submetido a um carregamento elástico. Assim, devido à forças de resistência das paredes dentinárias a fratura ocorrerá em seu ponto de maior flexão. Alguns autores acreditam que este tipo de fratura pode ser consequente de defeitos na superfície do instrumento, originários do processo de fabricação. Marcas de usinagem, rebarbas, cavacos, cavidades superficiais atuam como concentradores de tensão e levariam à uma maior propensão à fratura^{40, 43, 47}.

Tem sido sugerido que a falha do instrumento é um problema clínico multifatorial com variáveis relacionadas ao operador e à anatomia do canal radicular, sendo estas tão influentes quanto os instrumentos propriamente ditos⁴⁴. Todavia, existe uma percepção entre os clínicos e pesquisadores que o número de usos do instrumento endodôntico pode ser um fator importante no controle da fadiga do instrumento, o que por sua vez, está diretamente relacionado à defeitos de superfície pré-existente e àqueles gerados durante instrumentação do canal⁶⁴. Apesar disso, Melo et al.⁴² 2002 e Bahia³ 2004 observaram que o acabamento superficial dos instrumentos não apresentou uma relação direta entre a incidência da fratura e a concentração dos defeitos de usinagem.

Clinicamente, a fadiga do instrumento está relacionada ao grau a que ele é flexionado no interior de um canal radicular curvo, isto é, os

níveis de tensão durante o carregamento cíclico são dependentes da geometria da curvatura e intensidade das cargas aplicadas³. A curvatura da raiz é uma ocorrência freqüente na dentição humana, e quando presente, torna-se um fator complicante no preparo endodôntico⁷³. Segundo Wildey et al.⁶⁸ (1992) quanto mais abrupta a curvatura, mais concentradas serão as forças contra a parede dentinária.

A escolha em se avaliar a fratura por fadiga baseou-se na prevalência⁴⁴ e severidade deste tipo de falha no preparo de canais radiculares curvos. Segundo Viana⁶³ (2005), o termo fadiga refere-se à fratura de materiais submetidos a tensões cíclicas e a resistência dos materiais à fadiga é um dos aspectos mais importantes a serem considerados na aplicação de dispositivos que utilizam partes rotatórias. Para Vieira et al.⁶⁴ (2008) a vida em fadiga de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi está relacionada ao nível que o instrumento é flexionado quando colocado em um canal radicular curvo com o maior ângulo de curvatura e o menor raio levando a uma expectativa de vida menor. Num estudo realizado por Wei et al.⁶⁶, em 2007, de 100 instrumentos ProTaper fraturados, após seu uso em canais radiculares curvos, 88 sofreram fratura por fadiga e apenas 12 fraturaram por torção, concluindo que a fadiga flexural é o tipo predominante de fratura de instrumentos rotatórios. Da mesma forma, Parashos et al.⁴⁴ (2004), após examinarem 7,159 instrumentos rotatórios de NiTi usados, encontraram uma prevalência de 3,5% de fratura flexional contra 1,5% de fratura torcional.

Alguns trabalhos mostram que a experiência do operador influencia na resistência do instrumento à fratura^{32, 44, 45, 71}. Num trabalho realizado por Vieira et al.⁶⁴ (2008), encontrou-se que operadores mais experientes tiveram menor índice de fratura e deformação plástica de instrumentos ProTaper do que os inexperientes. Porém, Uzun et al.⁶² (2007) alertam para o fato de que é muito difícil classificar exatamente a quantidade e qualidade da experiência do operador visto que, o stress sob o qual o operador trabalha é variável e isto pode afetar nas forças aplicadas ao instrumento durante o preparo dos canais radiculares. Assim, foi elaborado para este trabalho, um aparato que permitisse a realização do experimento de modo a eliminar a interferência do operador, manter a velocidade de rotação constante e reproduzir o movimento axial de entrada e saída do instrumento endodôntico de um canal artificial mantendo, porém, condições adequadas para o estudo da resistência à fadiga de instrumentos ProTaper Universal.

Alguns pesquisadores utilizaram, em seus estudos, dentes humanos extraídos^{6, 15, 39, 51, 72} com a finalidade de estudar as propriedades dos instrumentos de níquel-titânio acionados a motor. Porém, Yao et al.⁶⁹ (2006) afirmaram que o dente extraído não é um modelo ideal para se determinar as propriedades físicas puras dos instrumentos de NiTi. Além disso, segundo estes autores cada canal radicular de um dente natural é diferente entre si, sendo praticamente impossível estabelecer uma padronização na geometria do canal de um

dente extraído durante o estudo. Desta forma, entendeu-se que, ao se empregar o elemento dentário humano muitos fatores passariam a atuar simultaneamente, tornando difícil a exata compreensão dos fenômenos que resultam da interação do instrumento com as paredes do canal radicular. Baseado nisso, buscou-se criar um canal artificial no qual o instrumento endodôntico fosse introduzido e o seu comportamento, em condições de flexão rotativa, pudesse ser observado sem a interferência de outros fatores.

Desta forma, um canal simulado foi confeccionado a partir de um arco e cilindro guia de aço inoxidável, assim como utilizado em outros trabalhos (Melo et al.⁴², 2002; Gambarini^{17,18}, 2001; Inan et al.²⁴, 2007; Lopes et al.³⁷, 2007; Grande et al.²², 2006; Ulmann, Peters⁶¹, 2005). Pruet et al.⁴⁹, em 1997, afirmaram que o fator mais significativo na determinação da resistência à fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi é o raio de curvatura do canal radicular. Para estes autores quanto menor o raio de curvatura menos ciclos serão necessários para que ocorra a fratura. Da mesma forma, Haïkel et al.²³, em 1999 e Inan et al.²⁴ (2007), encontraram que o raio de curvatura exerce uma influência decisiva no que se refere à fratura do instrumento nos testes de fadiga. Apesar disso, existem trabalhos na literatura que descartam a possibilidade de influência do raio de curvatura na fratura por fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi^{39, 43}. Lopes et al.³⁷ (2007) afirmaram que o comprimento do arco do canal com o mesmo raio de curvatura influencia na resistência a fadiga de

instrumentos de mesmo número (diâmetro nominal D_0). Para estes autores, quanto maior o comprimento do arco, menor o número de ciclos que o instrumento resistirá antes da fratura.

Baseado na influência da anatomia do canal radicular no que se refere ao maior ou menor risco de acidentes durante o preparo biomecânico, o canal artificial confeccionado para este estudo apresentou um raio de curvatura de 5mm, que, segundo Inan et al.²⁴ (2007), significa um canal com curvatura severa, apesar de Pessoa⁴⁶ (2003) sugerir que este raio determina uma curvatura gradual. O ângulo de curvatura utilizado foi de 45°. Tanto raio quanto o ângulo foram escolhidos com base em valores médios obtidos na literatura (Haïkel et al.²³, 1999; Melo et al.⁴², 2002; Martins⁴⁰, 2003; Bahia³, 2004; Bahia, Buono⁴, 2005; Viana⁶³, 2005; Tripi et al.⁵⁹ 2006; Bahia et al.⁵, 2006; Vieira et al.⁶⁴, 2008;).

Após a usinagem, o canal artificial foi temperado para impedir o seu desgaste pelos instrumentos ensaiados, especialmente os de maior diâmetro, o que poderia, no decorrer do teste, alterar as especificações do canal artificial⁶⁴. Desta forma, evitou-se alterações no ângulo e raio de curvatura do canal simulado mantendo, durante todo o ensaio, angulação de 45° e raio de 5mm como inicialmente proposto.

Como descrito por Gavini²¹ (2006), foram confeccionados sulcos de 1mm de profundidade tanto na parte interna do arco quanto na face externa do cilindro guia, com o objetivo de impedir que o instrumento deslizesse sobre a parede do metal durante o experimento. O instrumento

permaneceu acomodado às paredes do canal simulado, mantendo o contato com as mesmas como aconteceria numa condição clínica. Cheung, Darvell¹² (2007) chamaram atenção para o fato de que é importante que haja uma perfeita adaptação do instrumento às paredes dos dispositivos de ensaios de fadiga de maneira a impedir uma variação do raio de curvatura durante o desenvolvimento dos testes.

O aparato utilizado neste estudo consistiu numa base de ferro de 50X30cm, sobre a qual foi posicionado um motor X-Smart e um contra-ângulo com redução de 16:1^{20, 24, 45}. Durante a realização do ensaio o contra-ângulo permaneceu em uma posição fixa, imobilizado por braçadeiras, de maneira que os instrumentos acoplados a ele, permaneceram, também, sempre na mesma posição. Esta imobilização visou eliminar a interferência do operador e manter o instrumento adaptado sempre na mesma posição dentro do canal artificial. Assim, independente de seu calibre, o instrumento foi inserido dentro canal artificial numa trajetória retilínea, sem tensões, permitindo sua livre rotação no sentido horário até a fratura ocorrer.

Assim como no trabalho de Melo et al.⁴² (2002), os instrumentos foram posicionados dentro do canal artificial de maneira a permitir um pequeno transpasse (cerca de 1mm) de sua ponta para além do término das paredes do canal, o que facilitou a visualização de suas extremidades^{21, 46} e permitiu o registro do momento exato da fratura do instrumento. Porém, mesmo havendo este pequeno transpasse associado

aos deslocamentos axiais durante o ensaio, o ponto de máxima curvatura ainda permaneceu à, aproximadamente, 4 mm da ponta do instrumento. Vieira et al.⁶⁴ (2008) observaram que a região dos primeiros 6 mm da ponta do instrumento está submetida às mais severas condições de carregamento cíclico durante o preparo de canais radiculares curvos. Observaram também que instrumentos ProTaper S1 apresentaram a maior incidência de ranhuras longitudinais, localizadas em até 5mm de sua ponta. Estes achados assemelham-se aos encontrados por Martín et al.³⁹ (2003) onde todas as fraturas dos instrumentos testados ocorreram no terço apical do canal, à 5mm da ponta do instrumento. Inan et al.²⁴ (2007) e Pruett et al.⁴⁹, (1997) encontraram que a fratura dos instrumentos utilizados em seus estudos ocorreu sempre no ponto de flexão máxima dentro dos canais artificiais, que se deu no ponto médio da curvatura do canal artificial. Melo⁴¹ (1999) afirmou que esta região é a mais solicitada durante o uso clínico e verificou, por meio de um estereomicroscópio, a presença de vários defeitos associados ao processo de fabricação, os quais podem funcionar como concentradores de tensão e influenciar na sua resistência à fadiga. Bahia³, em 2004, verificou que a incidência de microtrincas na superfície dos instrumentos utilizados em ensaios in vivo se deu no intervalo entre a 2^o e 5^o estrias. Assim, mesmo adotando um ensaio dinâmico de fadiga, foi possível manter a região mais crítica do instrumento próxima à região de curvatura máxima.

Em 2001, a Dentsply/Maillefer (Ballaigues, Switzerland) lançou no mercado uma nova geração de instrumentos rotatórios de NiTi conhecido como Sistema ProTaper. Os componentes deste sistema caracterizavam-se por apresentarem múltiplas conicidades ao longo das lâminas cortantes de um mesmo instrumento. Esta característica, associada a uma secção triangular convexa e pontas inativas favoreceria o preparo de áreas específicas do canal radicular, facilitando o preparo por terços^{14, 24, 50}. O Sistema ProTaper era, originalmente composto por 6 instrumentos, sendo 3 chamados de “shaping files” (SX, S1 e S2) e 3 chamados de “finishing files” (F1, F2 e F3). Assim, os instrumentos “shaping files” seriam indicados para atuarem nas paredes do terço cervical e médio do canal radicular, enquanto os instrumentos “finishing files” responsáveis pelo preparo apical^{6, 24, 50}.

Cinco anos mais tarde, devido às necessidades de melhora em suas características²⁹ houve modificações na secção transversal em alguns de seus instrumentos e ampliação do sistema, com a inserção de novas limas de preparo apical (F4 e F5). Estas alterações deram origem a uma nova geração conhecida como ProTaper Universal⁶⁷. Segundo o fabricante, esta nova geração foi introduzida para permitir a instrumentação de canais radiculares mais amplos, com diâmetros apicais maiores, assim como para amenizar a alta rigidez do instrumento F3⁵⁴. Como objetivo deste estudo foi avaliar a fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi, foram utilizados instrumentos pertencentes a este novo sistema,

visto que, além de ser uma marca amplamente utilizada entre os endodontista e clínicos gerais, é também um sistema, que, segundo o fabricante, facilita a instrumentação de canais com curvaturas severas²⁵. Segundo Peters et al.⁴⁸ (2003) os instrumentos do Sistema ProTaper estão melhor indicados para o preparo de canais curvos e atrésicos do que para canais amplos e com raízes imaturas. Porém, apesar desse aumento progressivo de taper ser apontado como o responsável por reduzir a fadiga e conseqüente fratura de seus instrumentos²⁵, alguns estudos contradizem esta hipótese. Spanaki-Voreadi et al.⁵⁶ (2006) afirmaram que esta variação de taper associado à ausência de guia radial são responsáveis por aumentar o efeito de corte destes instrumentos assim como reduzir seu travamento (fratura por torção) nas paredes do canal radicular. Neste estudo os autores encontraram que 73,9% dos instrumentos ProTaper fraturados sofreram fratura por fadiga sem apresentar deformação permanente.

Assim como nos trabalhos de Grande et al.²² (2006), Fife et al.¹⁴ (2004) e Peters et al.⁴⁸ (2003), não foi utilizado o instrumento SX devido a sua grande conicidade e ao fato de sua utilização basear-se em uma pressão lateral exercida contra as paredes radiculares, com o objetivo de se ter um acesso inicial ao orifício de entrada do canal radicular¹², não atuando, portanto na região de curvatura do canal radicular. Inan et al.²⁴ (2007), afirmaram que o instrumento SX é designado para a modelagem apenas do terço cervical do canal radicular. O fato de ser um instrumento

curto impossibilita seu acesso em toda a extensão do canal, inclusive à região de curvatura. Assim, como o objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento dos instrumentos de NITi na região curva do canal, não teria sentido a inclusão do Sx, visto que o mesmo não está indicado para atuar em tal região. Apesar dos instrumentos S1 e S2 também serem indicados para o preparo dos terços cervical e médio dos canais radiculares, o desenho e diâmetros de tais instrumentos possibilitam sua penetração até o terço apical radicular. Desta forma, seguindo o trabalho de Fife et al.¹⁴ (2004) foram utilizados, neste trabalho, os instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 do Sistema ProTaper Universal. Os instrumentos F4 e F5 possuem diâmetros D_0 calibrosos além de grandes conicidades o que inviabiliza a utilização dos mesmos em regiões de curvatura radicular. Tais instrumentos, apesar de indicados para atuarem no terço apical, prestam-se ao preparo de canais radiculares retos e amplos⁶⁷, geometria esta diferente da que foi adotada.

Considerando a importância do acabamento superficial no comportamento de partes metálicas submetidas a esforços de fadiga, todos os instrumentos analisados foram previamente inspecionados em um estereomicroscópio com aumentos entre 6X a 50X. Neste exame inicial, a região mais próxima à ponta dos instrumentos foi observada com mais atenção, em busca de possíveis concentradores de tensão, tais como trincas, arestas vivas e rebarbas, fatores estes responsáveis por

influenciar sua resistência a fadiga⁴¹. Quando algum destes defeitos foi percebido, o instrumento foi imediatamente descartado.

Um ponto controverso quando se estuda fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi é a velocidade de rotação com a qual eles são acionados. O ideal seria uma adotar uma velocidade que permitisse uma máxima eficiência de corte com um mínimo de deformação e fratura dos instrumentos. Vários trabalhos têm sido realizados buscando definir a influência da velocidade na fratura por fadiga (Gabel et al.¹⁵ 1999, Lopes et al.³⁶ 2000, Yared et al.⁷², 2001, Martin et al.³⁹ 2003). Para Pruett et al.⁴⁹ (1997) e Melo et al.⁴² (2002), a velocidade de rotação não é um fator determinante no número de ciclos até a fratura, ao contrário do raio de curvatura. Da mesma forma, Zelada et al.⁷³, em 2002, afirmaram que, quando comparada com a velocidade de rotação, a curvatura do canal radicular pareceu ser o fator mais importante na determinação da fratura. Por outro lado, Martin et al.³⁹ (2003) encontraram que o aumento da velocidade de rotação aumenta a fricção do instrumento com as paredes do canal e isto poderia explicar a maior incidência de fratura quando da utilização de velocidades mais altas. No trabalho realizado por tais autores, os instrumentos utilizados com velocidades de 150 e 250 rpm apresentaram menor índice de fratura do que aqueles acionados à uma velocidade de 350 rpm.

O fabricante sugere que os instrumentos rotatórios ProTaper Universal sejam usados numa velocidade constante e estável

compreendida entre 150 e 350 rpm. Neste trabalho foi adotado, durante os ensaios, uma velocidade constante de rotação de 300 rpm, assim como utilizado em trabalhos prévios (Bergmans et al.⁶, 2003; Tripi et al.⁵⁹, 2006; Yao et al.⁶⁹, 2006; Grande et al.²², 2006; Gambarini et al.²⁰, 2008; Vieira et al.⁶⁴, 2008; Pasqualini et al.⁴⁵, 2008).

O efeito da velocidade na vida em fadiga dos instrumentos estaria relacionado à produção de calor durante a formação de martensita induzida por tensão⁴³. Porém, durante o uso de instrumentos rotatórios no interior dos canais radiculares, este aumento de temperatura é minimizado pela utilização de soluções irrigadoras, possibilitando uma eficiente dissipação de calor⁶³. Apesar do hipoclorito de sódio ser uma solução aquosa de utilização clínica e citado em vários outros trabalhos que também avaliaram a resistência a fratura^{18, 25, 56, 73}, não foi incluída esta variável neste estudo. No trabalho de Martins⁴⁰ (2003) não observou-se efeitos significativos nas propriedades mecânicas de instrumentos de NiTi imersos em soluções de NaOCl em diferentes concentrações. Houve ainda ausência de evidências de corrosão e redução da resistência à fratura, tanto flexural quanto torsional. Além do hipoclorito de sódio, spray de ar frio^{17, 18, 23, 64} e óleo lubrificante^{4, 20, 24, 31, 59, 61} também são utilizados para minimizar o atrito durante os testes resistência à fadiga.

Apesar desta preocupação, Ullmann, Peters⁶¹ (2005) afirmaram que a lubrificação com diferentes produtos não determina diferenças no resultado da fadiga, mas ajuda a reduzir o aquecimento gerado no metal.

Neste trabalho, o atrito do instrumento com as paredes do canal artificial de aço inoxidável poderia gerar um superaquecimento das estruturas metálicas envolvidas¹⁷ o que, segundo Haïkel et al.²³ (1999) poderia alterar a estrutura da liga de NiTi. Com o objetivo de evitar esta situação, o conjunto instrumento canal artificial foi resfriado com água deionizada que foi gotejada sobre o instrumento durante todo o ensaio mecânico, conforme sugerido por Cheung, Darvell¹² (2007). Estes autores realizaram ensaios de fadiga em duas situações: tanto com o aparato para fratura flexional imerso em água quanto exposto ao ar em temperatura ambiente e umidade relativa de $65 \pm 10\%$. Concluíram que a água tem algum efeito no início do processo de fratura do material, sugerindo que os testes de fadiga fossem realizados em meio aquoso, ao invés do ar, a fim de simular uma condição clínica mais exata.

A cinemática proposta para utilização dos instrumentos rotatórios é freqüentemente chamada de “movimento de bicada”^{30, 31, 62, 69}, termo este usado para ilustrar o movimento de penetração e tração dos instrumentos no canal radicular. Este instrumento entra e sai do interior do canal radicular girando no sentido da esquerda para a direita (horário), a uma velocidade e torque pré-definidos pelo operador. Desde 1997, Pruet et al.⁴⁹ já alertava sobre a necessidade clara de desenvolvimento de um protocolo de teste para o estudo da fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi que simulasse condições clínicas de uso do instrumento. Infelizmente a especificação nº 28 da ADA² estipula requerimentos de testes para o

estudo da fadiga de um modo estático, ou seja, de um modo diferente do que é utilizado na clínica diária. Baseado nesta necessidade e seguindo trabalhos prévios (Gambarini¹⁸, 2001; Li et al.³¹, 2002; Yao et al.⁶⁹, 2006; Uzun et al.⁶², 2007) elaboramos um aparato específico para este trabalho o qual permitiu simular o movimento de entrada e saída do instrumento do canal artificial semelhante ao que acontece durante o preparo biomecânico dos canais radiculares.

Neste aparato o movimento axial de penetração e tração do instrumento dentro do canal artificial foi dado pelo o deslocamento horizontal do próprio canal por meio de um “trilho” adaptado à base de ferro. Assim como no trabalho de Yao et al.⁶⁹, em 2006, um movimento contínuo de oscilação axial de 1 ciclo por segundo (hertz) foi aplicado ao canal artificial, que se deslocou para frente e para trás fazendo com que os instrumentos penetrassem 1,5mm para dentro do canal artificial e 1,5mm em direção contrária. Este movimento resultou numa amplitude constante de 3mm de oscilação, simulando a condição clínica conhecida como “*pecking motion*”²¹. Os resultados encontrados por Li et al.³¹ (2002) mostraram que o “movimento de bicada” pode ser um fator crucial na prevenção da fratura por fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi. Este mesmo movimento é também utilizado no estudo de outros fatores relacionados ao preparo de canais radiculares. Uzun et al.⁶² (2007), por exemplo, compararam quatro sistemas rotatórios em relação à quantidade de material removido na área de curvatura de um canal artificial. Por meio

de um dispositivo controlado por computador padronizaram movimentos curtos e lineares de 1mm na penetração e de 0,8mm na saída do instrumento, simulando assim o “movimento de bicada”.

Vários são os trabalhos que relacionam o efeito acumulativo de múltiplos usos clínicos na incidência de fratura por fadiga de instrumentos rotatórios (Yared et al.⁷¹, 1999; Gambarini¹⁸, 2001; Bahia⁴, 2004; Ullmann, Peters⁶¹, 2005; Yao et al.⁶⁹, 2006; Gambarini et al.²⁰, 2008). Vieira et al.⁶⁴ (2008) encontraram uma diminuição da resistência a fadiga de todos os instrumentos do Sistema ProTaper Universal analisados conforme o aumento do uso clínico. Porém, ainda não há concordância ou evidência científica do número exato de casos ou mesmo número de vezes que o instrumento pode rotacionar no interior do canal radicular antes de fraturar. Esta situação é ainda mais complicada devido ao fato de que a fadiga do metal pode ocorrer abruptamente, sem demonstrar sinais visíveis de deformação¹⁸.

Independente disso sabe-se que a utilização do instrumento de rotação contínua dentro do canal radicular de uma maneira estática é um procedimento totalmente contra-indicado. Tais instrumentos foram fabricados para serem utilizados por meio de uma técnica de preparo coroa-ápice^{6, 64} onde movimentos dinâmicos de progressão e alívio permitem a modelagem e limpeza das paredes do canal radicular.

O deslocamento do instrumento para dentro e para fora do canal radicular está diretamente relacionado ao maior ou menor contato do

instrumento com as paredes do canal. Segundo Melo et al.⁴² (2002), quando o instrumento é utilizado com movimentos para dentro e fora do canal, o segmento submetido à máxima curvatura varia continuamente, fato este que poderia aumentar o tempo de vida útil do instrumento. Li et al.³¹ (2002) realizaram um estudo de fadiga cíclica sob movimentos estáticos e dinâmicos em instrumentos rotatórios Profile nº 25.04. No grupo de ensaio dinâmico foram testadas três diferentes distâncias de deslocamento: 1, 2 e 3 mm com velocidades de 200, 300 e 400rpm. Os autores encontraram que, conforme a distância de deslocamento aumentou, aumentou também o tempo para que ocorresse a fratura. Isto pode ser explicado pelo fato de que, se a distância percorrida pelo instrumento é mais longa, tal instrumento terá um intervalo de tempo mais longo antes de passar novamente pela área de stress presente no interior do canal. Assim, objetivou-se, neste estudo, avaliar se a velocidade de deslocamento axial influenciaria na resistência a fadiga de instrumentos do sistema ProTaper Universal.

Os 100 instrumentos ProTaper Universal foram divididos em dois grupos, sendo o Grupo I composto por instrumentos submetidos a uma baixa velocidade de deslocamento e o Grupo II submetidos a uma alta velocidade de deslocamento. Independente do grupo a velocidade de deslocamento axial do canal artificial foi ajustada por meio de um potenciômetro que foi regulado de maneira que os instrumentos do Grupo I entravam e saíam do canal artificial 146/min e os do Grupo II 189/min. A

escolha por estes valores de deslocamento baseou-se em velocidades próximas ao máximo e mínimo movimento que poderíamos realizar numa condição clínica. Neste trabalho foi realizado numa situação laboratorial e a transferência destas variáveis para a clínica deve ser feita com muita cautela. Penetrar e retirar um instrumento endodôntico dentro de um canal 146/mim significa dizer que ele esteve menos de 1 segundo em contato com as paredes do canal. Já numa situação extrema de 189/min, simulamos um movimento extremamente rápido, onde o instrumento penetrou e saiu do canal cerca de 3 vezes em apenas um segundo. Assim, o objetivo deste estudo foi apenas avaliar se a diferença de velocidade na penetração dos instrumentos influenciaria ou não na resistência a fratura dos mesmos, sem, contudo, objetivar que os valores exatos de velocidades usadas neste estudo fossem extrapolados para a prática clínica.

Segundo Gambarini¹⁸ (2001) o uso clínico prolongado de instrumentos rotatórios de NiTi pode aumentar a superfície de contato com as paredes do canal e, então, sujeitar o instrumento a um alto nível de torque, levando-o a distorção e/ou fratura. Esta afirmação pôde ser comprovada neste estudo. Baseado nos resultados apresentados foi possível afirmar que o Grupo I, de 146 entradas/minuto, apresentou média de ciclos até a fratura estatisticamente menor que o Grupo II, em média de 141 ciclos, com intervalo de confiança entre 67 a 216. A explicação para este resultado pode estar baseada no fato de que, se os

instrumentos penetram e saem do canal radicular de uma maneira mais lenta, como aconteceu no Grupo I, independentemente do tipo de instrumento avaliado o mesmo permaneceu mais tempo em contato com as paredes do canal. Situação contrária ocorreu no Grupo II que, onde a velocidade de deslocamento foi mais rápida, determinando um menor tempo de contato com as paredes do canal radicular.

Levando-se em consideração o fator instrumento, encontrou-se para os instrumentos F3 do Grupo I, menores ciclos para fratura do que os instrumentos F3 do Grupo II. Segundo autores como Yared et al.⁷⁰ (1999), Sattapan et al.⁵¹ (2000), Pessoa⁴⁶ (2003), Moreira⁴³ (2006), Pasqualini et al.⁴⁵ (2008), Gambarini et al.¹⁹ (2008), o uso prolongado dos instrumentos aumenta a fricção com as paredes do canal e esta pode resultar em modificações na estrutura do metal favorecendo a fratura por fadiga. Os instrumentos F3 do Grupo I foram rotacionados dentro de um canal artificial curvo à uma velocidade de rotação constante de 300 rpm e com uma velocidade de deslocamento mais lenta, o que favoreceu um contato mais prolongado de suas lâminas com as paredes do canal. Isto explica o porquê de apresentarem, em média 419 ciclos antes da fratura. Por outro lado, os instrumentos F3 pertencentes ao Grupo II, também submetidos ao mesmo canal artificial e mesma velocidade de rotação, deslocaram-se mais rapidamente para fora e para dentro do canal o que permitiu um menor contato deste instrumento com as paredes do canal e

conseqüentemente suportaram um maior número de ciclos até a fratura (621), quando comparados com os instrumentos F3 do Grupo I.

Os resultados deste estudo, assim como nos trabalhos de Ullmann, Peters⁶¹, 2005, Inan et al.²⁴(2007), Lopes et al.³⁷ (2007), mostraram que os instrumentos F3 comportaram-se de uma maneira diferente dos demais instrumentos do Sistema ProTaper. Apesar de não estatisticamente significante, pôde-se observar nos resultados encontrados que houve uma diferença nítida na média do número de ciclos até a fratura em relação à velocidade de deslocamento adotada. Esta suspeita pode ser apoiada no fato de que todos os instrumentos, tanto os do Grupo I quanto os do Grupo II, foram submetidos às mesmas condições de teste, variando-se apenas a velocidade de deslocamento. Observamos que, apesar de estatisticamente insignificante, os instrumentos S1, S2, F1 e F2 pertencentes ao Grupo I apresentaram menores valores de ciclos para fratura, ou seja, por terem sido submetidos a velocidades mais lentas de deslocamento, fraturaram mais rapidamente que os instrumentos do Grupo II. Porém, já em relação aos instrumentos F3 esta diferença foi estatisticamente significante, deixando claro que a velocidade de deslocamento axial do instrumento para dentro e fora do canal influencia, significativamente, na resistência à fadiga cíclica.

Segundo Gambarini et al.¹⁹ (2008) durante o preparo de canais curvos os instrumentos de maior conicidade e diâmetro flexionam-se para

adaptarem-se à curvatura do canal e isto gera um maior stress de tensão e compressão em seu interior. Da mesma forma, vários são os trabalhos que afirmam que a resistência a fadiga cíclica é inversamente proporcional ao diâmetro do instrumento^{14, 18, 19, 20, 24, 49, 61, 64, 70}. O instrumento F3 é o que apresenta, dentre os instrumentos avaliados, a maior conicidade e diâmetro, sendo, portanto, o instrumento mais rígido do nosso trabalho. O diferente comportamento do F3 pode estar relacionado ao desenho do instrumento, além do que é o instrumento que apresenta a maior superfície de contato com as paredes do canal radicular.

Dentre as modificações que o instrumento F3 sofreu na transição para F3 Universal, está a redução no ângulo de transição de sua ponta, fato este que o tornou menos agressivo. Outra modificação refere-se à sua secção transversal. Originalmente este instrumento, assim como os demais, possuía secção transversal triangular convexa, o que, segundo alguns autores⁵⁴ conferia-lhe uma alta rigidez. O instrumento F3 utilizado neste trabalho pertence ao Sistema ProTaper Universal e por isso, não apresenta mais este desenho de secção. O F3 Universal apresenta uma reduzida secção transversal em sua porção média-coronária com um desenho triangular em forma de “U” proposto para aumentar sua flexibilidade^{22, 29}. Gambarini et al.¹⁹ (2008) e Gambarini et al.²⁰ (2008) apontaram o aumento da flexibilidade como um dos principais fatores na prevenção da fadiga do metal, reduzindo a intensidade do stress que é

produzido. Tripi et al.⁵⁹ (2006) afirmaram que, quanto menor a área de secção transversal mais resistentes os instrumentos serão à fadiga, chamando a atenção para o fato de que as propriedades de dobramento do instrumento são inversamente proporcionais à área de secção transversal. Baseando-se nestes trabalhos pode-se dizer que o F3 universal seria um instrumento relativamente mais flexível e, conseqüentemente, mais resistente a fratura.

Porém, é válido lembrar que esta modificação na secção transversal proposta para o F3 foi efetuada apenas na sua porção média-coronária²⁹. Os instrumentos F3 do Sistema ProTaper Universal ainda apresentam um aumento constante de *taper* de D0 para D3 de 9%⁵⁴, semelhante ao F3 original. Assim, considerando-se que a maior quantidade de stress ocorreu nos primeiros 4mm da ponta do instrumento, podemos afirmar que a flexibilidade proposta para estes novos instrumentos, por meio da alteração da secção transversal, não determinou um aumento significativo na resistência à fratura, visto que tal flexibilidade não atingiu o terço apical do instrumento. Estes achados concordam com o estudo de Grande et al.²² (2006), que observaram que entre D5 e D10 os instrumentos F3 apresentam menor quantidade de massa metálica do que o F2. Porém, esta menor quantidade de massa deve-se ao novo desenho do F3, o qual apresenta sulcos mais profundos na porção média-coronária. Apesar disso, o terço apical do F3 apresenta maior quantidade de massa metálica que os demais, o que favorece a

fratura destes instrumentos na região onde são aplicadas as maiores quantidades de carregamento cíclico: a curvatura do canal.

De acordo com os resultados encontrados acredita-se que a maior dimensão da ponta dos instrumentos F3 Universal pode justificar o fato de que só nestes instrumentos foi possível encontrar diferenças estatísticas em relação a influência da velocidade de deslocamento na resistência à fadiga cíclica. Blum et al.⁸ (1999) afirmaram que a ponta do instrumento é a área de maior nível de stress durante o preparo dos canais radiculares. Assim, quando os instrumentos F3, possuidores de pontas calibrosas, foram submetidos a baixas velocidades de deslocamento axial, permaneceram mais tempo em dentro do canal gerando uma maior fricção junto às paredes do canal artificial e, isto, determinou, para os instrumentos F3 do Grupo I um menor número de ciclos para fratura. Segundo Lopes, et al.³⁴, em 2000, durante a instrumentação de um canal radicular, quanto maior o tempo de permanência do instrumento girando em flexão maior será a incidência de fratura. Também Lopes et al.³⁷ (2007), encontraram que instrumentos F3 utilizados em canais artificiais com maior comprimento de arco fraturaram mais rapidamente do que quando utilizados em canais com arco curto. Apesar de também calibrosos, os instrumentos F3 Universal do Grupo II, permaneceram menos tempo em contato com as paredes do canal devido a uma maior velocidade de deslocamento o que determinou uma resistência a fadiga cíclica significativamente maior do que os instrumentos do Grupo I.

Neste estudo, o número de ciclos até a fratura foi obtido multiplicando-se a velocidade de rotação pelo tempo até a fratura^{17, 22, 69}. Sabemos que, durante o uso clínico, é impossível controlar, com segurança, o número de ciclos de um instrumento no interior do canal radicular. Da mesma forma, nem sempre é possível determinar a intensidade de tensões aplicadas ao instrumento na região de máxima curvatura do canal. Porém, a prevenção da fratura por fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi pode ser alcançada adotando-se procedimentos simples, tais como, evitar que os instrumentos, principalmente de maiores calibres, permaneçam por tempo prolongado girando em canais curvos. Como foi visto no trabalho, esta situação pode ser amenizada adotando-se, dentro do bom senso, um movimento mais rápido de penetração e retirada dos instrumentos durante o preparo biomecânico de canais radiculares curvos.

É ainda conveniente lembrar que, independente da velocidade de deslocamento axial aplicada é importante que o clínico atente-se para o fato de que, mesmo com a proposta de superflexibilidade que os instrumentos rotatórios de NiTi apresentam, instrumentos de maior diâmetro devem ser utilizados com muito cuidado nos canais curvos e serem descartados sempre que expostos à canais radiculares de maior complexidade.

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados dos experimentos realizados concluimos que

- 1) A velocidade de deslocamento axial não influenciou, de maneira significativa, no número de rotações até a fratura dos instrumentos S1, S2, F1 e F2 pertencentes ao Sistema ProTaper Universal. Porém, houve diferença estatisticamente significativa no número de rotações para fratura nos instrumentos F3. Quando submetidos a velocidades mais rápidas de deslocamento axial (189/mim) os instrumentos F3 apresentaram-se, estatisticamente, mais resistentes a fratura por fadiga.
- 2) Considerando-se o fator velocidade de deslocamento, independente do instrumento avaliado, concluiu-se que houve diferença no número de rotações para fratura entre os Grupos I e II. Os instrumentos do Grupo I (velocidade lenta) suportam, estatisticamente, menos ciclos até a fratura do que os instrumentos do Grupo II.

REFERÊNCIAS*

- 1- American Dental Association. Council on dental material and devaces. New American Dental Association Specification nº 28 for endodontic files and reamers. J Am Dent Assoc. 1976; 93: 813-7.
- 2- American Dental Association. Revised American National Standards Institute. Specification nº 28 for root canal files and reamers, type K. New York: American National Standards Institute;1982.
- 3- Bahia MGA. Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos Profile [Tese de Doutorado]. Belo Horizonte: Engenharia Metalúrgica e de Minas, Ciência e Engenharia de Materiais da UFMG; 2004.
- 4 - Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005; 100: 249-55.

*De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

- 5 - Bahia, MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of simulate clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006; 101: 675-80.
- 6 - Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens J, Wevers M, Van Meerbeek B. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36:288-95.
- 7 - 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;29:15-9.
- 8 - Blum JY, Cohen A, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 1999; 32: 24-31.
- 9 - Bonetti Filho B, Esberard RM, Leonardo RT, Del Rio CE. Microscopic evaluation of three endodontic file pre and postinstrumentation. *J Endod.* 1998; 24: 461-4.
- 10 - Camps J, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and Nitinol instruments. *J Endod.* 1994; 20: .395-8.
- 11 - Camps J, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K-files. *Int Endod J.* 1995; 28: 239-43.

- 12 - Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J.* 2007; 40: 612-8.
- 13 - Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) alloys. *J Dent Res.* 1975; 54: 89-96.
- 14 - Fife D, Gambarini G, Britto LR. Cyclic fatigue of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 97: 251-6.
- 15 - Gabel WP, Hoen M, Steinman R, Pink FE, Dietz, R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod.* 1999; 25: 752-4.
- 16 - Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol.* 2000; 16: 95-100.
- 17 - Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001; 27:772-4.
- 18 - Gambarini G. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001; 34: 386-9.
- 19 - Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105:798-800.

- 20 - Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008; 34: 1003-5.
- 21 - Gavini G. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi submetidos à implantação de íons nitrogênio [Tese Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.
- 22 - Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006; 39: 755-63.
- 23 - Haïkel Y, Serfaty R, Baternan G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999; 25: 434-40.
- 24 - Ingle JI. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1961; 14: 83-91.
- 25 - Inan U, Aydin C, Uzun O, Topuz O, Alacam T. Evaluation of the surface characteristics of used and new ProTaper instruments: an atomic force microscopy study. *J Endod.* 2007; 33: 1334-7.
- 26 - Inan U, Aydin C, Tunca YM. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104: 837-40.

- 27 - International Organization Of Standardization. Dental root-canal instruments ISO/DIS 3630-1. Genève: ISO; 1992.
- 28- 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.
- 29 - Kim HC, Cheung GSP, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. J Endod. 2008; 34:743-7.
- 30 - Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas rotatórios em endodontia: instrumentos de níquel-titânio. São Paulo: Artes Médicas; 2002.
- 31 - 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: 448-51.
- 32 - Lopes HP, Elias CN. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. Rev Bras Odontol. 2001; 58: 207-10.
- 33- Lopes HP, Siqueira Jr JF. Endodontia: biologia e técnica. Rio de Janeiro: MEDSI; 1999.

- 34 - Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos. *Rev Paul Odontol.* 2000; 4: 4-9.
- 35 - Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF, Estrela C. Considerações sobre a conicidade e o diâmetro das limas endodônticas. *Rev Bras Odontol.* 1998; 20: 8-14.
- 36 - Lopes HP, Elias CN, Viana CSC, Estrela C. Estudo da fratura de limas endodônticas. *Rev Bras Odontol.* 1995; 52: 18-22.
- 37 - Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* 2007; 33:55–7.
- 38 - Lopes HP, Elias CN, Viana CSC, Estrela C, C. Fontes PP, Tuchman D. Emprego de limas acionadas a motor no preparo de canais radiculares. *Rev Bras Odontol.* 1996; 53: 20-4.
- 39 - Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003; 36: 262-6.
- 40 - Martins RC. Influência do hipoclorito de sódio e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor [Dissertação de Mestrado]. Belo Horizonte: Faculdade de Odontologia da UFMG; 2003.
- 41 - Melo MCC. Avaliação da resistência a fadiga de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor [Dissertação de Mestrado]. Belo Horizonte: Faculdade de Odontologia da UFMG; 1999.

- 42 - Melo M C C, Bahia M G A, Buono V T L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28: 765-9.
- 43 - Moreira E JL. Influência dos ciclos de esterilização na resistência à fratura dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio [Tese de Doutorado]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia; 2006.
- 44- Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004; 30: 722-5.
- 45 - Pasqualini D, Scotti N, Tamagnone L, Ellena F, Berutti E. Hand-operated and rotary ProTaper instruments: a comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. *J Endod.* 2008; 34: 314–7.
- 46 - 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.
- 47 - Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of Profile 0,04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J.* 2002; 36: 379-89.
- 48 - Peters OA, Peters, CI, Schönenberger K, Barbakow F. Protaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 2003; 36: 86-92.

- 49 - Pruett, J.P, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997; 23: 77-85.
- 50 - Rudlle CJ. The ProTaper technique. *Endod topics.* 2005; 10: 187-90.
- 51 - Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA. Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000; 26: 161-5.
- 52 - Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA. Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod.* 2000; 26: 156-60.
- 53 - Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments – applications in endodontics. St. Louis: Ishiyaku Euroamericana; 1995. 112p.
- 54 - Simon S, Lumley P, Tomson P, Pertot WJ, Machtou P. ProTaper – Hybrid Technique. *Dent Update.* 2008;35:110-6.
- 55- Souza S.A. Ensaio mecânicos de materiais metálicos. Fundamentos teóricos e práticos. São Paulo: Edgard Blücher; 1982.
- 56- Spanaki-Voreadi, AP, Kerezousdis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Niti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J.* 2006; 39: 171-8.

- 57- Sydney, G.B. Como preparar o canal radicular com rapidez e eficiência. In: Cardoso RJA., Gonçalves E A N. Endodontia – Trauma (20º CIOSP) São Paulo: Artes Médicas; 2002. p.189-218.
- 58- Tanomaru Filho M, Leonardo MR, Bonifácio KC, Dametto FR, Silva IAB. The use of ultrasound for cleaning the surface of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2001; 34: 581-5.
- 59- Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006; 102:106-14.
- 60- Turpin YL, Chagneau F, Bartier O, Cathelineau G, Vulcain JM. Impact of torcional and bending inertia on root canal instruments. *J Endod.* 2001; 27: 333-6.
- 61- Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005; 31:183-6.
- 62 - Uzun O, Topuz O, Aydyn C, Alaçam T, Aslan B. Enlarging characteristics of four nickel-titanium rotary instruments systems under standardized conditions of operator-related variables. *J Endod.* 2007;33:1117-20.

- 63- Viana ACD. Influência dos processos de esterilização nas propriedades mecânicas de instrumentos endodônticos de NiTi. [Dissertação de Mestrado]. Belo Horizonte: Faculdade de Odontologia da UFMG; 2005.
- 64 - Vieira EP, França EC, Martins RC, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2008; 41:163-72.
- 65 - Walia H, Brantley WA, Gerstein H. Na initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 14: 346-51.
- 66- Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007; 33: 276-9.
- 67 - West JD. Progressive taper technology: rationale and clinical technique for the new ProTaper Universal system. *Dent Today.* 2006;12: 64–9.
- 68- Wildey WL, Senia S, Montgomery S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992; 74: 499-507.
- 69 - Yao J, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* 2006; 31: 55-7.

- 70 - Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* 1999; 32: 115-9.
- 71 - Yared, G.M.; Bou Dagher, F.E.; Machtou, P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on Profile failures. *Int Endod J.* 2001; 34: 47-53.
- 72- Yared GM, 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: 92-6.
- 73- 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: 540-2.

Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 30 de setembro de 2008

CRISTIANE BONANATO ESTRELA