LUÍS CÉSAR BRISIGHELLO

**RESISTÊNCIA À FADIGA FLEXURAL DOS SISTEMAS
ROTATÓRIOS K3 E ENDOSEQUENCE EM RAZÃO DO USO**

**São Paulo
2008**

Luís César Brisighello

**Resistência à fadiga flexural dos sistemas
rotatórios k3 e Endosequence em razão do
uso**

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia da Universidade de São
Paulo, para obter o Título de Mestre em
Odontologia.

Área de concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. Giulio Gavini

São Paulo
2008

FOLHA DE APROVAÇÃO

Brisighello LC. Resistência à fadiga flexural dos sistemas rotatórios K3 e Endosequence em razão do uso [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Julgamento:_____ Assinatura:_____

Prof. Dr. _____

Julgamento:_____ Assinatura:_____

Prof. Dr. _____

Julgamento:_____ Assinatura:_____

Existem homens que lutam um dia e são bons; existem outros que lutam um ano e são melhores; existem aqueles que lutam muitos anos e são muito bons. Porém, existem os que lutam toda a vida. Estes são os imprescindíveis.

A História tem demonstrado que os mais notáveis vencedores normalmente encontraram obstáculos dolorosos antes de triunfarem. Eles venceram porque se recusaram a se tornarem desencorajados por suas derrotas.

Bryan Forbes

DEDICATÓRIA

Primeiramente, agradeço a Deus pelo dom da vida, pela família maravilhosa e pela oportunidade de realizar um sonho. Muitos são os obstáculos, mas só Deus para nos dar força nos momentos mais difíceis e fazer com que continuemos caminhando para a vitória, com a alegria de missão cumprida.

Aos meus pais, Luiz Octávio e Rita, pela oportunidade de estudar e compreensão nos meus momentos de decisão. Agradeço todo amor, carinho e dedicação que sempre tiveram comigo.

À minha avó, Antônia, que nunca deixou em nenhum momento de sua vida expressar seu imenso amor por mim. Gostaria de estar com você todos os dias, pois sua presença me faz muito feliz. Te amo muito, você sabe!!!

*Aos meus queridos irmãos, João Paulo e Priscila, pela
amizade e união, além de estarem constantemente
presentes nos momentos da minha vida.*

*À minha namorada Juliana, por sua compreensão nos momentos
em que não estive presente, pela dedicação e amor por mim
sempre manifestados e também por ser essa pessoa maravilhosa
que eu amo muito!!!*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador ***Prof. Dr. Gúlio Gavini***, que me acolheu, acreditou em mim e me incentivou a estudar. Obrigado pela sua amizade, dedicação, paciência, orientação e disponibilidade, sempre transmitindo conhecimento, e acima de tudo, mostrando o valor da profissão e os caminhos para se obter sucesso. Meu eterno respeito, admiração e agradecimento.

Ao ***Prof. Dr. Antônio Carlos Bombana***, grande estudioso que já fez muito pela Endodontia, vale aqui meu reconhecimento e admiração pelo seu trabalho. Sempre disposto a ajudar, nunca deixou esconder sua honestidade e generosidade.

Ao ***Prof. Dr. Celso Luiz Caldeira***, prova maior de que através de grandes mestres podem surgir grandes amizades.

AGRADECIMENTOS

Aos professores da Disciplina de Endodontia do Departamento de Dentística da FOU SP, que me acolheram oferecendo oportunidade de aprender e crescer profissionalmente.

Aos funcionários do Departamento de Dentística *Ana Maria, Leandro, David, Aldo, Luiz e Sônia*, pela atenção e serviços prestados durante esse período.

À **CAPES** e **PROAP** pela ajuda financeira indispensável para realização desse trabalho.

Aos amigos e colegas de trabalho, *Danielo Minor Shimabuko, Érico de Mello Lemos e Cláudia Sekime*, conviver continuamente com vocês fortalece o meu conhecimento.

Aos amigos *Guilherme Figueiredo, Luciano Cardoso e Liliani Garcia*, sempre determinados em seus objetivos, ficam aqui meu respeito e consideração por vocês.

Aos colegas de Mestrado e Doutorado *Andreza, Carla Gury, Cristiany, Daniela, Danielle, Eduardo, Eliana, Eliane, Gabriela, Isabele, Karla, Leonardo, Thiago* pelo companheirismo e experiências trocadas.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de São Paulo, que me ajudaram, apoiaram e participaram desta fase de minha vida.

A todos que, embora não estejam aqui citados, tenham contribuído direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

Minha eterna gratidão

Brisighello LC. Resistência à fadiga flexural dos sistemas rotatórios K3 Endosequence em razão do uso [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a resistência à fadiga cíclica de dois diferentes sistemas rotatórios de níquel-titânio, K3 (Sybron Endo, EUA) e Endosequence (Brasseler, EUA), fundamentando-se no número de usos. Todas as limas rotatórias que foram selecionadas possuíam conicidade 0.04, 25 mm de comprimento e diâmetro de ponta 25, padrão ISO. Para tal logro, um dispositivo desenvolvido especificamente para executar ensaios dinâmicos foi utilizado. Cada grupo foi subdividido em quatro subgrupos em função do número de usos, sendo estabelecidos da seguinte maneira: grupos A0 e B0, instrumentos sem nenhum uso; grupos A1 e B1, instrumentos de um único uso; grupos A3 e B3, instrumentos de três usos e grupos A5 e B5, instrumentos de cinco usos. Cada subgrupo era composto por 12 limas, totalizando 96 instrumentos rotatórios entre K3 e Endosequence. A simulação foi realizada em canais artificiais de resina com curvatura de 40 graus e raio de 5 mm. Todas as limas foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica realizados em um dispositivo experimental que permitiu que o instrumento reproduzisse uma instrumentação rotatória em canais curvos. Esse dispositivo possui um temporizador, que registra o tempo de avanços em segundos, desde o início do movimento até a fratura da lima e também um contador, que registra dentro do intervalo de tempo o número de ciclos realizados pelo cilindro pneumático até o momento da fratura. Foi utilizada uma peça de mão com contra-ângulo redutor de 16:1, acionado por motor elétrico na velocidade de 350 rpm e 2

Ncm de torque. O tempo foi registrado por meio do contador presente no dispositivo. Os valores foram transformados em segundos. Para análise estatística, empregou-se o teste de análise de variância (dois critérios) entre as amostras testadas e observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa em relação ao número de usos. Entretanto, o sistema K3 apresentou maior resistência à fadiga flexural em relação ao sistema Endosequence ($p < 0,05$).

Palavras-chave: Fadiga cíclica; fratura; níquel-titânio.

Brisighello LC. Resistance to flexural fatigue of K3 and Endosequence rotary systems in relation to the use [Dissertação de mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

The aim of this work was to evaluate the cyclic fatigue resistance of two different nickel-titanium rotary systems, K3 (Sybron Endo, EUA) and Endosequence (Brasseler, EUA), based on the number of uses. All rotary files which were selected had their conicity of 0,04, 25mm of length and tip diameter of 25, following ISO standardization. To reach the purposes, a specially developed apparatus to perform dynamic assays was employed. Each group was subdivided into 4 subgroups according to the number of uses, being established as follows: groups A0 and B0, instruments without any use; groups A1 and B1, instruments of a single use; groups A3 and B3, instruments of three uses and groups A5 and B5, instruments of five uses. Each subgroup was compound of 12 files, totalizing 96 rotary instruments between K3 and Endosequence. The simulation was conducted in resin artificial canals presenting curvature of 40 degrees and radius of 5 mm. All files were submitted to cyclic fatigue assays performed on an experimental apparatus where the instrument could reproduce a rotary instrumentation in curved canals. This equipment contains an timer, which records advance time per seconds, since the begin of movement until the file fracture, and also has a counter which registers, on a period of time, the cycle number accomplished by the pneumatic cylinder until the fracture time. A reducer contra-angle hand piece of 16:1 was used, activated by an electric motor on a speed of 350rpm and 2 Ncm of torque. Time was recorded by the counter coupled in the apparatus. Values were converted into seconds. The two-way analysis of variance was employed to statistical evaluation, among tested samples

and we could observe that no statistical differences were found in relation to the number of uses. However, the K3 system showed higher resistance to flexural fatigue when compared to the Endosequence system ($p < 0,01$).

Keywords: Cyclic fatigue; fracture; nickel-titanium

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 – Dispositivo para o ensaio de fadiga cíclica.....	56
Figura 4.2 - Anel de apreensão do conjunto micromotor/contra-ângulo redutor.....	56
Figura 4.3 - Vista superior do bloco de aço temperado e sua relação com o cilindro.....	56
Figura 4.4 – Vista lateral do cilindro e sulco de guia para o instrumento.....	57
Figura 4.5 – Vista frontal da chave geral, temporizador e contador.....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Valores originais, média e desvio padrão, expressos em segundos, para o grupo K3	61
Tabela 5.2 - Valores originais, média e desvio padrão, expressos em segundos, para o grupo Endosequence.....	62
Tabela 5.3 - Teste de D Agostino com valores originais.....	62
Tabela 5.4 - Análise de variância: Fatorial (a x b).....	63

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	Porcentagem
ADA	American Dental Association
ANSI	American National Standards Institute
cm	Centímetro
ISO	International Standards Organization
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mm	Milímetro
N	Newton
NaOCl	Hipoclorito de sódio
NiTi	Níquel-titânio
rpm	Rotações por minuto
°C	Graus Celsius

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	18
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	22
3	PROPOSIÇÃO.....	46
.		
4	MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1	Material.....	47
4.2	Método.....	48
5	RESULTADOS.....	59
6	DISCUSSÃO.....	63
7	CONCLUSÃO.....	76
	REFERÊNCIAS.....	77

1 INTRODUÇÃO

A Endodontia registra grande parte de sua história em uma fase determinada pelo empirismo, onde o profissional ciente da necessidade de esvaziamento do canal, dotado de criatividade e utilizando-se de improviso, adaptava diversos instrumentos endodônticos, tais como alfinetes, corda de piano e até mesmo mola de relógio.

Somente em meados do século XX, com novos conceitos biológicos estabelecidos, percebeu-se a necessidade de adotar técnicas de preparo mais sofisticadas, fato que impulsionou a confecção de instrumentos endodônticos mais eficientes. Todavia, a evolução do arsenal endodôntico caminhou muito tempo em marcha lenta, visto que a proposta de standardização dos instrumentos foi ser aprovada e regularizada pela American National Standards Institute (ANSI) somente em janeiro de 1976.

Nesse momento os instrumentos eram predominantemente confeccionados de aço carbono, que em função de suas indesejáveis propriedades físicas, foi progressivamente sendo substituído pelo aço inoxidável.

No final da década de 80 foram realizados os primeiros estudos com instrumentos endodônticos de níquel-titânio (NiTi), inicialmente concebidos para a instrumentação manual. Contudo, através das observações de seu comportamento clínico, logo notou-se a possibilidade de acioná-los de forma automatizada, passando a ser possível imprimir movimentos rotatórios em sentido horário, ocorrendo uma diminuição do tempo de trabalho e, por sua vez, do cansaço do operador.

A idéia não recente de empregar limas rotatórias no preparo do canal radicular foi concretizada com o lançamento do sistema Canal Master U, que acrescentava novos conceitos aos instrumentos endodônticos, tais como sua secção transversal, presença de ponta inativa, guias radiais, ângulo de incidência ligeiramente negativo e de limas com conicidade diferente a série ISO. Como esse sistema tinha seus instrumentos fabricados em aço inoxidável, apresentava alto índice de fraturas.

O sistema Canal Master U foi relançado, agora em NiTi, mantendo suas inovações morfológicas, originando o sistema LightSpeed, fato que marcou o que pode ser chamado de revolução endodôntica, pois a partir de então, nas últimas duas décadas, a Endodontia obteve um avanço tecnológico jamais observado em toda a sua história.

É válido ressaltar que as alterações nas características morfológicas dos instrumentos endodônticos foram impulsionadas pela mudança de conceito no preparo do canal radicular, agora no sentido coroa – ápice, diferente das técnicas empregadas até o momento.

Nesse sentido, os instrumentos também começaram a ser fabricados com conidades diferentes para facilitar o preparo mais cônico e expulsivo, ou seja, deixaram de ser exclusivamente fabricados com variação de diâmetro de 0,02 mm, apresentando agora variações de 0,02 a 0,12 mm em cada milímetro de extensão.

No que se refere à utilização clínica, essas limas são acionadas por motores elétricos ou pneumáticos, o que faz possível imprimir movimentos horários de velocidade constante com controle de torque, aumentando a produtividade, diminuindo o tempo de trabalho e, conseqüentemente, a fadiga do operador.

Dominar a técnica de uso dos instrumentos rotatórios de Niti é fundamental para atingir os objetivos do preparo do canal radicular; conicidade e expulsividade para facilitar a mecânica de irrigação / aspiração, melhorar a sanificação e possibilitar o selamento tridimensional após a obturação.

Importante mencionar que mesmo quando o operador estiver capacitado e com um bom adestramento para empregar a técnica de instrumentação rotatória, não descarta-se o risco de complicações e acidentes durante a execução do procedimento.

Dessa maneira, a fratura do instrumento durante o preparo do canal deve ser considerada, pois em algumas ocasiões pode até levar ao insucesso do tratamento.

Fato preocupante é que a fratura possui aspecto multifatorial, podendo ocorrer por impacto, carregamentos repetidos ou até mesmo por aplicação de cargas de baixa intensidade. Essas modalidades de força oferecem maior perigo quando o profissional está diante de canais radiculares com condições anatômicas desfavoráveis, como canais excessivamente curvos.

Associado ao exposto, quando submetidas às cargas de diferentes características, as limas podem apresentar alterações estruturais muitas vezes não observadas pelo operador, agravando ainda mais o risco de fratura.

A fadiga flexural, considerada a forma mais destrutiva de carregamento cíclico, é originada por repetidas tensões de tração e compressão, sendo observada principalmente na instrumentação de canais curvos.

Baseado nessa assertiva, existem muitos contradizeres em relação ao número de usos que um determinado instrumento rotatório pode ser utilizado para executar a modelagem frente às diversas situações clínicas.

Essa divergência de opiniões somente existe pela tamanha dificuldade em estabelecer critérios para o descarte dos instrumentos, pois as inovações tecnológicas têm se desenvolvido muito rapidamente originando grande variedade de sistemas rotatórios no arsenal endodôntico.

Assim, justifica-se a realização de estudo para alcançar critérios mais consistentes no que diz respeito à resistência a fadiga cíclica e, de alguma maneira, orientar o profissional considerando o número de vezes que o instrumento deve ser utilizado com maior segurança.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A história da Odontologia conta que em meados do século XVIII, os instrumentos endodônticos eram fabricados de acordo com a adaptação e conhecimento empírico de cada fabricante, não havendo nenhuma referência padrão até o momento.

A mudança de conceito na Endodontia em que se valoriza mais o preparo mecânico do canal radicular ao invés do uso de substâncias agressivas para eliminar a infecção presente, motivou a melhoria da qualidade dos instrumentos endodônticos.

A padronização foi proposta em um primeiro momento por Ingle e Levine (1958), todavia, somente teve sua aprovação e regulamentação oito anos mais tarde.

A partir de então, o aço carbono, que era a liga metálica empregada na fabricação de instrumentos endodônticos, por suas propriedades indesejáveis, gradativamente foi sendo substituído pelo aço inoxidável. Entretanto, esse novo material ainda mostrava limitações de flexibilidade, dificultando a modelagem de canais curvos podendo provocar desvio do trajeto original do canal que, em casos mais extremos, podem levar à perfuração radicular.

Buchler e Wang (1963) em pesquisa realizada para o programa espacial americano no *Naval Ordnance Laboratory* desenvolveram a liga equiatômica de níquel-titânio. Foram impulsionados pela excelente propriedade de efeito de memória de forma que essa nova liga apresentava.

A liga intermetálica de níquel-titânio foi batizada no momento como Nitinol, em razão das iniciais dos elementos da liga e do laboratório onde foi desenvolvida.

Na Odontologia o níquel-titânio somente foi introduzido em 1971, por Andreasen e Hilleman, para confecção de fios ortodônticos justamente pelo baixo módulo de elasticidade da liga.

Especificamente na Endodontia, foram Civjan, Huget e De Simon (1975) que idealizaram a fabricação de instrumentos endodônticos a partir da liga de níquel-titânio.

Resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade, efeito memória de forma e superelasticidade são propriedades vantajosas dessa liga em comparação com os materiais antes empregados na confecção de instrumentos endodônticos (MIURA et al., 1986).

Walia, Brantley e Gerstein (1988) realizaram o primeiro estudo com limas endodônticas de níquel-titânio, produzidas a partir de arcos ortodônticos usinados. Para isso, selecionaram limas manuais de número 15 fabricadas por NiTi e aço inoxidável e avaliaram as propriedades de torção e flexibilidade dessas limas. Os resultados demonstraram que as limas de NiTi apresentaram flexibilidade duas a três vezes maior em relação as de aço inoxidável. Também as limas de NiTi apresentaram maior resistência à fratura por torção nos sentidos horário e anti-horário.

O resultado desse estudo despertou interesse nos pesquisadores principalmente no que concerne à instrumentação de canais radiculares, pois as propriedades de alta flexibilidade e resistência à fratura conferida a essas limas direcionam a Endodontia para um caminho promissor.

Yoneyama, Doi e Hamanaka (1992) estudaram a influência da quantidade de titânio nas propriedades físicas das ligas de níquel-titânio. Foi possível verificar que a resistência à força exercida aumentava com a diminuição da quantidade de titânio, interferindo também, na flexibilidade final.

Camps e Pertot (1994) analisaram a resistência à fratura e à deflexão angular de limas do sistema Canal Master U de níquel-titânio e de aço inoxidável. Concluíram que ambas as ligas satisfizeram e também excederam os padrões de exigência da especificação n 28 ANSI/ADA.

Um outro trabalho realizado por Camps, Pertot e Levallois (1995) associou o calibre dos instrumentos de níquel-titânio com a sua dureza. Os instrumentos mais calibrosos apresentaram maior resistência à fratura tanto nas limas de secção transversal triangular quanto quadrangular.

Ao seu turno, Canalda-Sahli, Brau-Aguadé e Berástequi-Jimeno (1996) avaliaram a flexibilidade e resistência à torção de limas tipo K de secção triangular de níquel-titânio (Nitiflex, Naviflex), titânio (Microtitane) e aço inoxidável (Flexofile, Flex R). Puderam constatar que houve uma superioridade, quanto a flexibilidade, das limas de níquel-titânio. No entanto as limas de aço inoxidável quando comparadas às de níquel-titânio nos testes de deflexão angular foram superiores, mostrando que as primeiras são mais resistentes à fratura torsional.

Entretanto, Rowan, Nicholls e Steiner (1996) ao estudarem as propriedades torsionais das limas de aço inoxidável e níquel-titânio, demonstraram existir diferença nos ensaios de torção. Enquanto as limas de aço inoxidável foram superiores no sentido horário, as de níquel-titânio foram superiores no sentido anti-horário.

Com a somatória de resultados promissores nas pesquisas realizadas, a Endodontia vivenciava uma revolução tecnológica jamais observada em toda sua história. A partir de então, novos sistemas de instrumentos rotatórios foram sendo criados e aperfeiçoados com as inovações da metalurgia.

Em uma tentativa de aumentar a capacidade de corte do instrumento, Lee et al. (1996) implantaram Boro na liga de níquel-titânio e assim compararam a dureza superficial de limas com e sem implantação iônica. O resultado foi positivo, pois nas limas implantadas os valores da dureza superficial foram superiores.

Marsicovetere et al. (1996) utilizaram-se da máquina de teste Instron para avaliar o sistema Lightspeed em relação ao número de rotações no sentido horário e o torque máximo até a fratura. Observaram que os instrumentos excederam os padrões da especificação n 28 ANSI/ADA para o número de rotações até a fratura. Todavia, no que tange ao torque máximo exigido, enquanto os instrumentos de diâmetro 20 e 25 apresentavam valores superiores aos exigidos pela norma, o grupo de limas entre os números 30 a 50 mostraram valores inferiores. Observaram também os fragmentos fraturados durante o ensaio e puderam observar duas áreas distintas com características tanto de fratura do tipo frágil como dúctil.

Tepel, Schafer e Hoppe (1997) avaliaram a flexibilidade e resistência à fratura de vinte e quatro tipos de instrumentos endodônticos, limas e alargadores, de aço inoxidável, níquel-titânio e titânio-alumínio. Nos ensaios de flexibilidade, a superioridade ficou com os instrumentos de níquel-titânio seguidos pelos de titânio-alumínio. Já nos ensaios de torção, os instrumentos de aço inoxidável foram superiores, apesar de que todas as limas testadas apresentaram baixo risco à fratura.

Por sua vez, Wolcott e Himel (1997) ao compararem torque máximo, resistência à torção e deflexão angular de limas de aço inoxidável de conicidade 0,02 com as de níquel titânio de 0,02 e 0,04, observaram que o aumento do diâmetro e da conicidade tornam o instrumento mais resistente à fratura. Os instrumentos de aço inoxidável não mostraram diferença significativa entre o torque máximo e o torque no momento da fratura, enquanto que os de níquel-titânio apresentaram diferença estatisticamente significativa.

Irregularidades de superfície dos instrumentos endodônticos tanto de níquel-titânio como de aço inoxidável, antes e após o uso clínico, foram avaliadas microscopicamente por Bonetti Filho et al. (1998). Para tanto, valeram-se de pré-molares superiores onde foram realizados diferentes ciclos de uso. Concluíram que as limas de aço inoxidável sofrem deteriorações logo nos primeiros usos sendo inferiores às limas de NiTi.

Ao seu turno, Rapisarda et al. (2000) comprovaram o aumento na eficiência de corte e na resistência ao uso dos instrumentos de níquel-titânio ao implantarem íons de nitrogênio nas limas endodônticas. Obtiveram esse resultado através de uma análise comparativa entre a pesagem inicial e final dos blocos de resina.

Costa e Santos (2000) utilizando-se de limas dos sistemas Quantec e Pow-R de conicidade 0.02 e de um troptômetro modificado puderam verificar que os instrumentos Pow R foram superiores no que diz respeito à resistência a torção, nos diferentes calibres testados.

Kazemi, Stenman e Spangberg (2000) valendo-se dos testes da especificação n 28 ANSI/ADA e da referência ISO No 3630, conseguiram comparar as propriedades físicas das limas de níquel-titânio e aço inoxidável de desenhos

idênticos. Concluíram que as de NiTi são mais flexíveis, porém, menos resistentes à fratura. A microscopia eletrônica de varredura mostrou que a superfície das limas de aço inoxidável apresentava características de fratura do tipo frágil, enquanto que as de níquel-titânio eram do tipo dúctil.

Shimabuko (2000) comparou a resistência à fratura por torção dos instrumentos do sistema Quantec Series 2000 de conicidade 0.04 e 0.06. O instrumento foi adaptado a um contra-ângulo preso em uma base e teve seus 3 mm finais apreendido por uma morsa. O torque foi ajustado em 0,2 N e o motor elétrico acionado. À medida que não era observada nenhuma alteração, aumentava-se uma unidade de torque até ocorrer a fratura do instrumento. Dessa maneira, conclui-se que os instrumentos de maiores conicidades apresentam maior resistência à torção, considerando o mesmo comprimento.

Turpin et al. (2001) investigaram as propriedades geométricas de instrumentos rotatórios com diferentes secções transversais, o U triplo e a hélice tripla, quanto a resistência à torção e flexibilidade. Os resultados apontaram que a secção transversal em hélice tripla é 30 % maior que a em U triplo, gerando mais estrutura de massa e, portanto, resistindo duas vezes mais a torção e com igual distribuição do estresse gerado durante a instrumentação, o que diminui o risco de fratura.

Estudando a fabricação de instrumentos endodônticos por usinagem, Kuhn, Tavernier e Jordan (2001) analisaram a microestrutura das limas rotatórias de NiTi por meio de difração radiográfica, microscopia eletrônica de varredura e teste de micro dureza. Observaram que durante a fabricação a liga apresenta irregularidades que contribuem com a degradação de suas propriedades mecânicas. Nesse mesmo trabalho, os autores fazem assertiva de que o trabalho a frio e

tratamentos com calor são fatores que precisam ser controlados durante a confecção de instrumentos endodônticos.

Costa (2002) em seu estudo percentuou a resistência à torção e corrosão analisando o comportamento das limas de NiTi após tratamento superficial com íons de nitrogênio. Concluiu que a implantação iônica de nitrogênio aumenta a resistência à torção e corrosão de instrumentos fabricados por ligas de níquel-titânio.

Carmo et al. (2002) realizou o teste de torção para comparar a resistência à fratura de instrumentos rotatórios de NiTi (Profile e Pow R). Concluíram que o torque máximo de fratura aumentou com o aumento do diâmetro do instrumento.

Brantley et al. (2002b) realizaram estudo para avaliar a performance de instrumentos endodônticos de NiTi em temperaturas que variavam de -130C a 100C, utilizando a leitura calorimétrica diferencial (DSC – Differential Scanning Calorimetric). Foram utilizados instrumentos dos sistemas Profile e Lightspeed, todos novos. As leituras mostraram que os instrumentos testados apresentaram a propriedade de superelasticidade com temperatura final de austenita (Af) e 25 graus. Os experimentos realizados demonstraram que o DSC é um relevante método para caracterizar os instrumentos rotatórios de níquel-titânio.

Utilizando-se da mesma técnica de DSC, Kuhn e Jordan (2002) estudaram as propriedades relacionadas à fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi e subsequentemente o efeito do processo de fabricação na fratura. Os autores sugerem que a realização de tratamentos térmicos na liga de níquel-titânio previamente ao processo de usinagem levaria a uma maior vida útil dos instrumentos.

Scelza Neto (2002) realizou uma detalhada análise morfométrica com instrumentos de níquel-titânio de diferentes marcas, valendo-se de projetor de perfil,

microscopia eletrônica de varredura e microscopia metalográfica. Na maioria dos instrumentos analisados, as médias dos valores obtidos nos diâmetros iniciais, comprimento da parte ativa e conicidade, ficaram dentro da faixa de tolerância dimensional. Já os diâmetros finais, na maioria dos casos, ficaram abaixo da faixa de tolerância.

Em sua pesquisa, Maia Filho (2003) desenvolveu um dispositivo conectado a uma máquina de ensaios mecânicos para comparar a resistência à torção de limas de NiTi acionadas a motor tendo como variável a conicidade e procedência. Os instrumentos de maior conicidade foram mais resistentes e o sistema Profile exigiu um torque superior à fratura quando comparado ao sistema Pow R.

Berutti et al. (2003) realizaram um estudo comparativo entre os sistemas Profile e Protaper direcionado ao comportamento mecânico que cada sistema apresentava. O método empregado foi de análise do elemento finito, podendo assim realizar uma avaliação numérica. Avaliou-se a distribuição de estresse em simulações de esforços torsionais e flexurais. O sistema Profile apresentou maior elasticidade em relação ao sistema Protaper, que por sua vez apresentou superioridade em relação à distribuição de forças.

Vários são os estudos que buscam descobrir o comportamento dos instrumentos de níquel-titânio quando submetidos a esforços repetidos, frente as mais diversas condições anatômicas, como também da possível deterioração frente às substâncias químicas empregadas no preparo do canal radicular, métodos de esterelização, meios de acionamento e também adestramento e habilidade manual do operador.

Vale ressaltar que a fratura dos metais ou ligas metálicas é de caráter multifatorial, podendo ocorrer pela aplicação de cargas lentas (tração, flexão, compressão, torção), por impacto, por carregamentos repetidos (fadiga) ou por cargas de baixa intensidade (fluência).

Lopes, Elias e Siqueira Jr (2000) afirmam que a fratura de instrumentos endodônticos de NiTi acontecem por torção, flambagem e flexão.

A fratura por torção ocorre quando a ponta do instrumento fica travada no interior do canal, sendo assim, a continuidade da carga à direita pode ultrapassar o limite de resistência à fratura do instrumento.

Já a flambagem ocorre quando o instrumento é submetido a uma carga compressiva no sentido do seu eixo de inserção, resultando em um arco em flecha. Essa carga pode exceder o limite de resistência do instrumento e separá-lo em duas partes.

A fratura flexural está relacionada com cargas compressivas laterais, ocasionadas pela resistência das paredes dentinárias principalmente em canais excessivamente curvos. A repetição cíclica pode levar à fratura do instrumento.

Levando em consideração as características morfológicas da superfície de fratura, elaborou-se uma classificação que se divide em frágil, quando se tem uma superfície lisa e brilhante, ou dúctil, quando apresenta microcavidades com forma hemisférica ou alongada.

Baseado nesses conceitos, Haikel et al. (1999) examinaram 3 sistemas de limas rotatórias de NiTi (Profile, Hero e Quantec) que foram submetidos ao ensaio de fadiga cíclica. Os resultados indicaram que todos os sistemas apresentaram fraturas do tipo dúctil.

Dentro da mesma linha de pesquisa, Kazemi, Stenman e Spangberg (2000) verificaram que as limas de aço inoxidável, submetidas a ensaio de fadiga cíclica, tinham suas superfícies caracterizadas pela fratura de natureza frágil, enquanto que as superfícies das limas de níquel-titânio foram morfologicamente classificadas como fratura de natureza dúctil.

Os sistemas de instrumentos rotatórios Profile e Pow R foram empregados no estudo de Tygesen, Steima e Ciavarró (2001) quando avaliaram a frequência de fraturas e distorções após serem utilizados em molares inferiores extraídos com grau de curvatura variando entre 20 e 44. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os sistemas avaliados.

Sattapan et al. (2000a) analisaram o tipo e a frequência de irregularidades encontradas em limas rotatórias após a utilização clínica. A inspeção foi realizada por meio de um estereomicroscópio de quarenta aumentos e puderam observar defeitos visíveis em praticamente 50% dos instrumentos. Em relação aos instrumentos fraturados (21%), a fratura torsional foi verificada com maior frequência.

Parashos, Gordon e Messer (2004) realizaram um estudo detalhado para averiguar a presença de irregularidades e fraturas em instrumentos que foram submetidos ao uso clínico. Na grande amostragem do trabalho, concluíram que a incidência dessas ocorrências está diretamente relacionada ao operador, tanto na sua capacidade de adestramento manual quanto na sua percepção clínica de estar reutilizando um instrumento com irregularidades visíveis.

Seguindo o mesmo raciocínio, Peng et al. (2005) constataram que a utilização repetida do instrumento Protaper S1 predispõe formação de microrachaduras na região dos ângulos de corte, sendo observada baixa incidência

de deformações plásticas, podendo levar à fratura mesmo sem sinais evidentes de alteração de espira.

Os estudos das fraturas torsional e flexural foram fortalecidos pela necessidade em se obter um critério consistente para estabelecer parâmetros para o descarte do instrumento.

Tongbaiyai e Torabinejad (1999) utilizaram 120 molares inferiores para avaliar o número de vezes que um instrumento de NiTi poderia ser utilizado antes de fraturar. Os instrumentos empregados foram as limas Profile 0,04 valendo-se da técnica coroa-ápice. Após cada uso, as limas eram autoclavadas e fotomicrografias eram realizadas para análise. Aproximadamente 30% das amostras fraturaram durante o experimento. Os autores sugeriram que os instrumentos poderiam ser reutilizados com segurança até dez vezes antes de serem descartados.

Em mais um de seus trabalhos, Yared, Bou Dagher e Machtou (1999) observaram a fratura flexural de instrumentos rotatórios de NiTi, após cinco e dez usos em canais mesiais de molares inferiores. A esterelização por calor seco era realizada entre cada ciclo de uso. Os instrumentos foram submetidos a ensaios em que eram girados livremente em um tubo metálico oco e curvo até ocorrer a fratura. Os resultados apontaram que mesmo após dez simulações de uso, não houve decréscimo no número de rotações até a fratura da lima.

A assertiva de que a resistência à torção está diretamente relacionada com o calibre do instrumento foi confirmada por Svec e Powers (1999) quando utilizaram em um estudo limas de NiTi de tamanho 25, 30 e 35, todas de conicidade 0,04 e 25 mm de comprimento. Essas limas eram acionadas no interior de um tubo metálico oco com 1,5 mm de diâmetro, 15 mm de comprimento, 90 graus de

angulação e raio de curvatura de 5 mm. Afirmaram também que a simulação clínica de três usos não alterou significativamente as propriedades dos instrumentos.

Yared, Bou Dagher e Matchou (2000) realizaram um estudo comparativo utilizando instrumentos submetidos ao uso em molares inferiores extraídos (grupo experimental) e instrumentos de nenhum uso (grupo controle). A fadiga cíclica foi testada por carregamentos repetidos girando o instrumento livremente em um tubo metálico oco de 90 graus até acontecer a fratura. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados.

Svec e Powers (2000) analisaram a força para a fratura torsional em instrumentos rotatórios de níquel-titânio, comparando instrumentos submetidos ao uso com àqueles jamais utilizados. Os resultados mostraram valores superiores para o grupo de instrumentos usados.

Por sua vez, Gambarini (2001a) avaliou a resistência à fadiga cíclica flexural valendo-se de um grupo de instrumentos novos e outro grupo de instrumentos utilizados em dez casos clínicos. Constataram que o uso prolongado de instrumentos rotatórios de NiTi diminui consideravelmente a sua resistência à fadiga cíclica.

Novamente Svec e Powers (2002) se preocuparam em estudar as deformações dos instrumentos em decorrência do efeito do uso. Para tal, verificaram através da microscopia eletrônica de varredura, que mesmo após um único uso, irregularidades já estavam presentes tais como sinais de desgaste e microfraturas.

Pessoa (2003) relacionou a influência do número de usos na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Race 25/04. Canais simulados em blocos de resina foram utilizados para a simulação de uso. Assim, os instrumentos foram divididos em quatro grupos experimentais, assim definidos: sem nenhum uso, com um único uso,

com três usos e com cinco usos. Todas as limas foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica e o tempo despendido aferido por um cronômetro. As limas empregadas cinco vezes registraram menor tempo até a ocorrência da fratura. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos sem nenhum uso e aqueles com um único uso.

Yared, Kulkarni e Ghossayn (2003) estudaram o torque e o ângulo de rotação no momento da fratura de instrumentos K3 novos e com cinco usos. Os autores concluíram que o uso repetido dos instrumentos diminui a capacidade de suportar o torque, pois as limas com cinco usos apresentaram menor torque e ângulo de rotação no momento da fratura.

Agora em um trabalho individual, Yared (2004) valendo-se da mesma metodologia, porém utilizando instrumentos Profile 0,06 novos e com cinco usos, conseguiu fortalecer sua conclusão anterior ao obter resultados semelhantes.

A idéia de intercalar instrumentos de diferentes conicidades no preparo do canal radicular foi avaliada por Schrader e Peters (2005) quando compararam o torque e a força desenvolvida por duas técnicas de instrumentação rotatória, uma utilizando somente limas de conicidade 0,04 e outra, intercalando instrumentos 0,04 e 0,06. Como a diferença estatística foi significativa, os autores afirmaram categoricamente que intercalar instrumentos de diferentes conicidades mostrou ser mais efetivo na prevenção de fratura por fadiga torsional.

Kawakami (2007) investigou o efeito da variação do torque sobre a resistência à fadiga flexural, valendo-se de um ensaio dinâmico e instrumentos do sistema K3. Notou claramente que o número de usos não alterou a resistência à fadiga cíclica, porém, a utilização de torque elevado diminuiu consideravelmente o tempo até a ocorrência da fratura.

Inan, Aydin e Tuca (2007) avaliaram a resistência à fadiga cíclica utilizando instrumentos rotatórios de NiTi do sistema Protaper para preparar canais simulados tendo como variável o comprimento do raio de curvatura, 5 e 10 mm. Os resultados mostraram que a variação do raio de curvatura influenciou a resistência à carregamentos repetidos dos instrumentos rotatórios testados.

Ray, Kirkpatrick e Rutledge (2007) estudaram a resistência à fadiga flexural dos sistemas K3 e Endosequence. Avaliaram que independentemente da variação de velocidade, 300 ou 600 rpm, o sistema K3 mostrou ser mais resistente à fratura quando comparado com o mesmo calibre de ponta e conicidade do sistema Endosequence.

É imprescindível salientar que existe uma ligação intensa entre fadiga cíclica e determinantes anatômicos, sendo a curvatura excessiva um dos fatores mais considerados.

O estudo clássico de Schneider (1971) descreve como deve ser determinado o grau de curvatura do canal radicular. Segundo o autor, era necessário traçar duas linhas, sendo que uma estaria paralela ao longo eixo do canal radicular e outra, a partir do forame apical para intersectar com a primeira no início da curvatura. O ângulo obtido pela intersecção das duas linhas seria o grau de curvatura do canal.

De sua parte, Pruett, Clement e Carnes (1997) explicaram que a curvatura do canal seria melhor entendida utilizando-se como parâmetros o raio e o ângulo de curvatura. Para isso, deveria traçar uma linha longitudinal a partir da porção coronária, entretanto, a linha que partiria do forame não buscaria intersecção com a primeira. Os autores descrevem que em cada uma dessas linhas existiria um ponto em que o canal radicular desvia para começar ou terminar a curvatura. Assim,

o ângulo de curvatura seria definido pelo ângulo formado por linhas perpendiculares traçadas a partir dos pontos de desvio, e que se intersectam no centro do círculo. O comprimento do raio do círculo pode então ser mensurado. As curvaturas de pequeno raio são caracterizadas pelo seu aspecto abrupto, enquanto que aquelas graduais possuem valor maior de raio. Os autores também afirmam que tanto o ângulo quanto o raio de curvatura exercem papel fundamental na determinação da fadiga cíclica do instrumento rotatório.

Haikel et al. (1999) utilizaram três diferentes sistemas de limas rotatórias de níquel-titânio (Profile, Hero e Quantec) e verificaram o tempo até que ocorresse a fratura. Para tal feito, levou-se em consideração o raio de curvatura, o diâmetro e a conicidade dos instrumentos. Os instrumentos foram acionados a uma velocidade de 350 rpm e introduzidos em um dispositivo de aço que simulava um canal radicular. Dois diferentes raios de curvatura foram utilizados, 5 e 10 mm. Os três fatores relacionados foram significantes na determinação da resistência à fratura dos instrumentos rotatórios. O tempo até que ocorresse a fratura era menor para as limas de maior diâmetro e conicidade, assim como para o menor raio de curvatura. A microscopia eletrônica de varredura caracterizou as fraturas como sendo de natureza dúctil.

Zelada et al. (2002) buscou associar a curvatura do canal com a incidência de fraturas de limas rotatórias de NiTi, acionadas com diferentes velocidades de rotação. Os resultados mostraram claramente que quanto maior o grau de curvatura do canal, maior será o risco de fratura por fadiga cíclica flexural.

Durante o preparo químico-cirúrgico do canal radicular, os instrumentos endodônticos entram em contato direto com a solução de hipoclorito de sódio, o que pode danificar a superfície da liga metálica.

Nesse sentido, Busslinger, Sener e Barbakow (1998) observaram o efeito causado pelo contato direto entre a solução de hipoclorito de sódio a 1 e 5% quando deixaram os instrumentos de NiTi do sistema Lightspeed em imersão nas referidas soluções em tempos que variavam de 5 a 60 minutos. Os autores chegaram a conclusão que a contaminação por níquel nas soluções de NaOCl foi baixa, contudo, mesmo assim seu aumento foi observado após cada banho.

Para estudar as propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi, Haikel et al. (1998) selecionaram quatro diferentes marcas de limas (JS Dental, Mc Spadden, Maillefer e Brasseler). Os autores compararam essas limas com instrumentos convencionais de aço inoxidável, tanto na presença como na ausência de hipoclorito de sódio. Após serem submetidos a tratamento com o NaOCl por período de 12 ou 48 horas, os espécimes foram analisados e os autores concluíram que não houve nenhuma influência da solução nas propriedades mecânicas dos instrumentos utilizados.

Através do uso de uma metodologia de avaliação específica (OPC- open circuit potential), Stokes et al. (1999) puderam pesquisar sobre o efeito corrosivo das limas de NiTi Union Broach e Tulsa) e aço inoxidável (K-Flex, Flex-O e Flex-R) após imersão em solução de NaOCl a 5,25%. Essa mesma metodologia classificava as limas nos escores estável, instável e irregular. As limas K-Flex (16%), Flex-R (12%), Union Broach (62%) e Flex-O (75%) foram classificadas como instável e irregular. Já as limas Tulsa permaneceram totalmente estáveis. Após o experimental, cada lima foi avaliada através de um microscópio ótico de 25 aumentos para detectar presença de efeito corrosivo. As limas Tulsa obtiveram os melhores resultados enquanto que os piores recaíram para as limas Flex-O.

Dando seqüência à mesma linha de pesquisa, Elias, Sendras e Lopes (2002) realizaram um ensaio de corrosão com três marcas diferentes de limas rotatórias (Profile Tulsa, Profile Maillefer e Quantec). Para tal, a água sanitária Clorox (NaOCl 2,4%) foi empregada onde os espécimes ficaram imersos durante um período de 72 horas. A análise foi registrada levando em consideração a perda de peso de cada instrumento e também pela microscopia eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram nitidamente a ação corrosiva do NaOCl sob a liga de níquel-titânio. Apesar de 80% das amostras apresentarem superfície com área de corrosão, não houve diferença estatisticamente significativa entre as três marcas em relação à perda de peso das amostras.

Barbosa, Gomes e Araújo (2007) estudaram a possibilidade do hipoclorito de sódio alterar as propriedades físicas de instrumentos K3. Os instrumentos foram submetidos a ensaios de fadiga torsional e flexural e os resultados mostraram que não houve nenhuma interferência da solução em contato com a liga metálica de NiTi.

Desconfiados de que o método de esterelização pudesse modificar as propriedades físicas dos instrumentos endodônticos, alguns pesquisadores passaram a estudar eventuais modificações nas ligas metálicas após serem submetidas à esterilização por ação química, calor seco ou úmido.

Valendo-se do método de autoclavagem, Mize et al. (1998) selecionaram o sistema de limas rotatórias Lightspeed para avaliar a possibilidade de alteração na superfície do instrumento após ser submetido ao processo de esterilização. Após repetidos ciclos de autoclavagem, as amostras eram levadas ao ensaio de fadiga cíclica. Os autores não constatarem modificações em toda a amostragem, ou seja,

tanto as limas que passaram por repetidos ciclos de esterelização quanto as não esterelizadas não apresentaram alteração morfológica em sua superfície.

Hilt et al. (2000) realizaram um estudo tendo como objetivo avaliar o efeito de diversos processos de esterelização nas propriedades torsionais de instrumentos de NiTi e aço inoxidável. Foram utilizados incrementos de 10, 20, 30 e 40 ciclos de autoclave, utilizando tanto o ciclo completo (30 minutos) como o ciclo reduzido (10 minutos). Observaram que as duas variáveis empregadas não afetaram as propriedades torsionais dos instrumentos de NiTi e aço inoxidável.

Craveiro de Melo, Bahia e Buono (2002) compararam o número de rotações dos instrumentos Profile e Quantec até a ocorrência da fratura. Essas limas eram submetidas a repetidos processos de esterilização por calor seco e levadas ao ensaio de fadiga cíclica. Os autores verificaram que houve um aumento de aproximadamente 70% da resistência à fadiga cíclica para os instrumentos de nenhum uso que passaram por cinco ciclos de esterilização quando comparados aos que não foram submetidos à estufa.

Por sua vez, Borges et al. (2002) ao selecionarem limas de NiTi submetidas a repetidos ciclos de esterelização para avaliar o nível de corrosão, puderam notar que nos instrumentos de nenhum uso o potencial de corrosão era baixo, todavia, na medida em que se repetem às simulações que nesse estudo foram especificamente realizadas em blocos de osso bovino, esse potencial aumenta, em especial nas limas submetidas ao processo de autoclavagem.

Muitas pesquisas são direcionadas com o intuito de esclarecer se o sistema de acionamento das limas rotatórias, seja por motor elétrico ou pneumático, interfere nas propriedades físicas dos instrumentos. Outros autores associam a essa

mesma linha de estudo a velocidade e torque ideais para obter um preparo químico-cirúrgico com maior segurança.

Gabel et al. (1999) relacionaram a velocidade rotacional utilizada com a distorção das limas de NiTi. Para tal, através de acionamento pneumático, utilizaram limas Profile 0,04 nas velocidades de 166,67 e 333,33 rpm para instrumentação de dentes naturais extraídos. Notaram que existe uma relação direta entre a distorção dos instrumentos e a velocidade empregada, pois as irregularidades eram mais facilmente observadas nos casos que a velocidade rotacional foi mais elevada.

Para avaliar a performance dos instrumentos Profile 0,04 tendo como variável a velocidade empregada, Dietz et al. (2000) fizeram uso de canais radiculares simulados em osso bovino. As velocidades com que os instrumentos foram acionados eram de 150, 250 e 350 rpm. Afirmam os autores que nas velocidades mais baixas a probabilidade de ocorrer a fratura é menor.

Daugherty, Gound e Comer (2001) em uma pesquisa de caráter comparativo, relacionaram o índice de fratura, o índice de deformação e a eficiência de corte entre instrumentos rotatórios de NiTi nas velocidades de 150 e 350 rpm. Para mais, valeram-se de instrumentos do sistema Profile em dentes naturais extraídos. Concluíram os autores que com a velocidade de 350 rpm, observou-se maior eficiência de corte e apenas metade das deformações quando comparadas com a velocidade de 150 rpm. Não houve nenhuma fratura durante o experimento.

Nesse sentido, para avaliar a influência da velocidade na distorção das espiras dos instrumentos, Yared, Bou Dagher e Machtou (2001b) selecionaram molares humanos extraídos para serem preparados com limas rotatórias. Com a utilização de velocidades de 150, 250 e 350 rpm, observaram que o emprego de velocidades mais reduzidas diminui significativamente o risco de complicações.

Ao verificarem a distorção das espiras de limas rotatórias de níquel-titânio por meio de fotografias antes e após o uso em dentes humanos extraídos, variando o tipo de motor, elétrico e a ar, Bortnick, Steiman e Ruskin (2001) não encontraram diferenças significantes entre os dois grupos.

Li et al. (2002) trabalhando em canais simulados, realizaram a análise de instrumentos Profile 0,04 nas velocidades de 200, 300 ou 400 rpm em um ensaio de fadiga cíclica. Averiguaram que quanto maior a velocidade e o ângulo de curvatura, menor é o tempo para que ocorra a fratura do instrumento. Puderam verificar também que quanto maior a amplitude do movimento de *pecking*, pelo fato de diminuir a fadiga cíclica, maior o tempo para ocorrer a fratura.

Sattapan et al. (2000a) realizaram um trabalho com o objetivo de mensurar o torque gerado durante a instrumentação rotatória, relacionando-o com a força necessária para ocorrer a fratura torsional. Tal feito foi realizado com a utilização de instrumentos Quantec em dentes humanos extraídos portadores de canais retos. O torque gerado foi diretamente proporcional ao diâmetro da ponta do instrumento e o seu índice de conicidade. Os autores puderam observar que o torque necessário para a ocorrência da fadiga torsional é significativamente maior que o torque produzido durante o preparo do canal radicular.

Nesse mesmo ano, Gambarini (2000) ressalta que no emprego de motores de elevado torque, o limite específico da força aplicada no instrumento geralmente é ultrapassado. Contudo, ajustando-se o torque em valores abaixo do limite de elasticidade para cada instrumento, o risco de irregularidades e fraturas diminui drasticamente.

O mesmo autor em 2001(b) realiza um ensaio de fadiga cíclica comparando instrumentos novos (grupo A) com instrumentos submetidos ao uso

tanto com motores de alto torque (grupo B), como nos de baixo torque (grupo C). As limas dos grupos B e C foram utilizadas em dez casos clínicos. O sistema selecionado para o estudo foi o Profile, na seguinte seqüência, 25/06, 20/06 e 25/04. Como conclusão, os autores reforçaram que o acionamento por motor de torque mais baixo gera menor fadiga cíclica aos instrumentos rotatórios.

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

Para estudar a incidência de fratura de instrumentos rotatórios, Yared, Bou Dagher e Machtou (2001a) tiveram como variável o tipo de motor utilizado. Sendo assim, no grupo I foi empregado motor pneumático, o grupo II foi preparado com motor elétrico de alto torque e o grupo III com motor elétrico de baixo torque. Para tal, utilizou-se limas Profile 0,06 em dentes humanos extraídos. Todas as amostras foram inspecionadas por meio de lupa para detectar eventuais alterações em suas espiras, contudo, tal fato não foi confirmado pelos resultados.

Yared e Sleiman (2002) diversificaram os motores utilizados em um único estudo, a saber: elétricos e pneumáticos, baixo e baixíssimo torque. Queriam saber a influência deles em promover modificações nas espiras de instrumentos rotatórios de NiTi. Após o uso as limas eram inspecionadas por meio de uma lupa para verificar se algum tipo de deformação tinha ocorrido em suas espiras. Nos quatro grupos testados não foi observada nenhuma irregularidade.

Peters et al. (2003) correlacionaram a anatomia do canal radicular com o torque gerado através do emprego do sistema Protaper. Os preparos foram

realizados em molares inferiores em que o torque variou entre 0,8 e 2,2 Ncm. Os canais estreitos exigiram valores mais elevados de torque, porém, insuficientes para causar fraturas nos instrumentos empregados. Reforçam os autores que a exploração prévia dos canais com limas manuais pode ter sido fundamental para o resultado favorável do trabalho.

Valendo-se de projeções fotomicrográficas, Suffridge, Hartwell e Walker (2003) analisaram o preparo em dentes extraídos utilizando o sistema rotatório GT e Profile 0,04 acionados por motores com ou sem controle de torque. Averiguaram que a variação do torque não influencia na eficiência de limpeza das paredes dentinárias. Porém, as alterações de passo somente foram observadas nos instrumentos acionados sem controle de torque.

A habilidade e o grau de adestramento do operador são fatores que devem ser essencialmente considerados na instrumentação rotatória.

Seguindo esse contexto foi que Mandel et al. (1999) determinaram a incidência de fratura de instrumentos rotatórios de NiTi, tendo como variável a experiência do operador. Dos cinco operadores avaliados, somente dois eram especialistas em endodontia. O sistema escolhido foi o Profile, 0,04 e 0,06, na técnica coroa-ápice, para preparar blocos de resina com canais simulados. Todos os operadores passaram por um período de aprendizagem antes de executar a técnica experimental. Dos 125 canais simulados preparados, 21 fraturaram (16,8%), sendo 19 no período de aprendizagem. Os autores ressaltaram a necessidade de treinamento para aumentar a competência e diminuir os riscos de acidente.

Em um estudo comparativo, Baumann e Roth (1999) tiveram como amostragem alunos de terceiro ano de graduação e dentistas com larga experiência para avaliar a influência do adestramento manual na instrumentação rotatória.

Utilizou-se canais simulados em blocos de resina para a realização da modelagem e em seguida foi avaliada a qualidade do preparo e a incidência de fraturas. Todos os grupos conseguiram obter uma boa qualidade de preparo. Já em relação à fratura, esta ocorreu em 9,4% dos instrumentos empregados, predominantemente oriunda do grupo de estudantes de graduação.

A importância do treinamento pré-operatório também foi reforçada por Yared, Bou Dagher e Machtou (2001b), que ressaltaram ainda que o adestramento previne a fratura e reduz o travamento da lima no interior do canal radicular.

Corroborando com o exposto, Yared, Bou Dagher e Kulkarni (2003) dissertam sobre a importância do adestramento prévio. Segundo esses autores, tal procedimento diminui consideravelmente o risco de complicações.

Mesgouez et al. (2003) associou o adestramento manual do operador com o tempo gasto para instrumentar canais simulados e observaram que são fatores inversamente proporcionais. Assim, quanto maior a experiência do profissional, menor será o tempo despendido para realizar a modelagem do canal radicular.

Os defeitos oriundos da fabricação por usinagem também são considerados fatores de risco para a ocorrência da fratura. A necessidade de amenizar tais complicações fez com que os pesquisadores começassem estudar a possibilidade de aumentar a dureza superficial do instrumento, sua capacidade de corte e conseqüentemente sua durabilidade.

Nesse contexto, Lee et al. (1996) realizaram a implantação de boro na liga de NiTi para avaliar o aumento de sua capacidade de corte. Para mais, compararam a dureza superficial de limas com e sem implantação iônica. Puderam

observar que os instrumentos tratados apresentaram valores de dureza superficial superiores àqueles não tratados.

Costa (2002) verificou o comportamento dos instrumentos de NiTi à resistência à torção e corrosão, após implantação iônica de nitrogênio. Comparou instrumentos que receberam o tratamento superficial com instrumentos não tratados. Analisando seus resultados, constatou que o tratamento superficial aumentou a resistência à torção e também à corrosão.

A possibilidade da implantação iônica de nitrogênio provocar alterações de flexibilidade nos instrumentos rotatórios de NiTi foi descartada por Santos (2002). Após o tratamento superficial, as limas passaram por um teste de flexão de 30 graus e concluiu-se que o processo não influenciou na flexibilidade dos instrumentos.

Kim et al. (2005) submeteram limas de níquel-titânio à tratamento criogênico e verificaram aumento da microdureza superficial, porém, sem melhorar a eficiência de corte dos instrumentos.

Gavini (2006) avaliou a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi submetidos à implantação de íons nitrogênio. Para tal, um grupo experimental era composto por instrumentos rotatórios do sistema K3 que receberam, por meio de um acelerador de energia, uma dose de $2,5 \times 10^{17}$ íons/cm². O outro grupo experimental era formado por limas K3 não tratadas. Todos os instrumentos foram submetidos a ensaios de fadiga cíclica reproduzindo instrumentação rotatória em canal curvo. O tempo despendido até a ocorrência da fratura foi aferido por um cronômetro e esses valores foram transformados em rotações por minuto. O autor concluiu que a implantação de íons nitrogênio influencia a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio.

Bui, Mitchell e Baumgartner (2008) investigaram o efeito do polimento eletrolítico sobre a eficiência de corte e resistência à fadiga flexural e torsional nos instrumentos do sistema Profile. Puderam observar diminuição na resistência à fadiga cíclica, porém não houve alteração em relação à resistência torsional. O polimento eletrolítico não afetou a eficácia de corte dos instrumentos Profile.

Registrada as informações existentes na literatura, percebe-se a necessidade de estabelecer parâmetros consistentes para diminuir o índice de fraturas de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Muitas divergências de idéias ainda predominam quando o assunto é o número de vezes que um determinado instrumento pode ser utilizado com segurança. Sendo assim, é válido mais um estudo que busca aclarar dúvidas ainda persistentes.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência à fadiga flexural de dois diferentes sistemas de instrumentos rotatórios de níquel-titânio, K3 (SybronEndo, EUA) e Endosequence (Brasseler, EUA), quando submetidos a diferentes números de usos em canais simulados, valendo-se de dispositivo apropriado para ensaios dinâmicos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Para a elaboração da pesquisa foram empregados os seguintes materiais:

- Autoclave 750 K (Tutinauer, Israel);
- Cânulas de aspiração 40:20 e 40:10 (Ibras-CBO Ind. Cir. & Óptica S. A., Campinas, Brasil);
- Cubetas acrílicas com suporte superior (SENAI-São Bernardo do Campo, Brasil);
- Cursores de silicone (Dentsply Ind. E Com. Ltda., Petrópolis, Brasil);
- Dispositivo para testar fadiga cíclica (SENAI, São Paulo, Brasil);
- Envelope para esterilização (Medstéril, São Paulo, Brasil);
- Esmalte de unha (Risqué, Niasi S.A., Taboão da Serra, Brasil);
- Espaçador digital A2 de 25 mm (Maillefer, Ballaigues, Suíça);
- Espatulador à vácuo (Polidental, São Paulo, Brasil);
- Explorador de ponta reta (Maillefer, Ballaigues, Suíça);
- Flexor de limas endodônticas (Dentsply Ind. E Com. Ltda., Petrópolis, Brasil);
- Hipoclorito de sódio 1% (Fórmula & Ação, Farmácia de manipulação Ltda., São Paulo, Brasil);
- Intermediário metálico para agulha de sucção (Ibras-CBO Ind. Cir. & Óptica S. A., Campinas, Brasil);
- Lente de dez aumentos (D.F. Vasconcelos, São Paulo, Brasil);
- Limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio K3 (SybronEndo, EUA);

- Limas endodônticas rotatórias de níquel titânio Endosequence (Brasseler, EUA);
- Limas manuais de aço inoxidável Flexofile #15 (Maillefer, Ballaigues, Suíça);
- Micromotor e contra-ângulo redutor (NSK E16R, Japão);
- Motor elétrico Endo Plus (V.K. Driller, São Paulo, Brasil);
- Pontas de aspiração Capillary Tip (Ultradent, EUA);
- Programa Autocad (Autodesk, EUA);
- Resina epóxica Araldyte LY 1316 (Ciba, São Paulo, Brasil);
- Seringas descartáveis de 10 mL (B-D – Becton & Dickson Ind. Cir. Ltda. Curitiba, Brasil);
- Compressor de ar comprimido (Schulz-Brasil).

4.2 Métodos

4.2.1 Confeção de canais simulados

Foram utilizadas cubetas acrílicas para a confecção dos canais simulados cujas dimensões são de 1,3 cm de largura por 2,2 cm de altura, possuindo também em resina, uma tampa em forma de cruz com encaixe, contendo um orifício na sua porção central.

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

Sob essas condições, um espaçador digital de aço-inoxidável A2 de 25 mm de comprimento (Maillefer, Ballaigues, Suíça), foi pré-curvado empregando um flexor de limas endodônticas. A pré-curvatura do flexor teve como parâmetro um desenho previamente realizado por meio do programa Autocad, onde foi estabelecido um ângulo de 40 graus de curvatura e raio de 5mm.

Na seqüência, o espaçador foi pintado com esmalte de cor vermelha diluído em acetona, e a partir daí levado para o interior da cubeta. A fixação foi realizada através da justaposição do espaçador no orifício da tampa, enquanto que ao mesmo tempo sua extremidade ficou acomodada na perfuração lateral da cubeta.

A manipulação da resina epóxica obedeceu a proporção de 100g de resina para cada 13g de catalisador, sendo executada por meio de espatulador à vácuo, para evitar a formação de bolhas. Após ser preparada, a resina foi levada até a cubeta, já com o espaçador posicionado, por meio de seringa descartável e cânula 40:20, até preenche-la completamente.

Após 12 horas de espera até completar a polimerização, o conjunto foi removido e dessa forma, o canal artificial ficou pronto para o uso. Seguindo esses procedimentos, foi possível a confecção de canais de curvatura acentuada e com 21 mm de comprimento. Para esse presente estudo foram confeccionados 96 canais simulados.

4.2.2 Divisão de grupos experimentais

Para o presente estudo, foram selecionados 96 instrumentos rotatórios de níquel-titânio, divididos da seguinte maneira:

- Grupo A: 48 instrumentos do sistema K3 (SybronEndo, EUA);
- Grupo B: 48 instrumentos do sistema Endosequence (Brasseler, EUA).

Os instrumentos selecionados para os dois sistemas tinham 25mm de comprimento, diâmetro 25 e conicidade 0.04.

Cada grupo foi subdividido em quatro subgrupos composto por 12 espécimes cada, baseado no número de usos que foram submetidos, assim definidos: A0 e B0, instrumentos sem nenhum uso; A1 e B1, instrumentos de 1 uso; A3 e B3, instrumentos de 3 usos; A5 e B5, instrumentos de 5 usos.

4.2.3 Realização do ciclo de uso

No que diz respeito ao operador, foi selecionado um único cirurgião-dentista, especialista em Endodontia e com amplo conhecimento e domínio da técnica automatizada com instrumentos de níquel-titânio para executar a instrumentação dos blocos de resina.

Previamente à realização do ciclo de uso foi realizada uma adequação do canal simulado abrindo espaço com limas manuais tipo K de numeração 10 e 15 sequencialmente. Em seguida, o terço cervical e médio dos canais foi trabalhado inicialmente com a lima 25/08, seguida pela lima 25/10 e novamente reutilizando o instrumento 25/08. Para essa manobra, apenas limas do sistema K3 foram empregadas como forma de padronização, independentemente se o canal seria instrumentado posteriormente pelo sistema k3 ou Endosequence.

Foi executado um discreto alargamento apical com instrumentos manuais #25 de conicidade 0.02 em todos os canais simulados antes da utilização dos sistemas K3 ou Endosequence, correspondentes aos grupos A e B respectivamente, possibilitando assim o emprego do sistema selecionado para o estudo.

Em seguida foi realizada a etapa da instrumentação propriamente dita, valendo-se dos instrumentos de cada sistema selecionado para esse estudo (K3 e Endosequence), todos de calibre #25, conicidade 0.04 e 25mm de comprimento, calibrado com cursor de silicone em 19mm no seu comprimento real de trabalho.

O acionamento foi executado empregando motor elétrico na velocidade de 350 rpm e torque determinado em 2.0 Ncm. Acoplado ao motor elétrico foi feito o uso do conjunto micromotor/contra-ângulo redutor de velocidade (16:1).

Com relação à cinemática, foi realizado pelo operador o movimento de *pecking*, que consiste em exercer pressão suficiente para o instrumento avançar milímetro a milímetro, seguido de recuos suaves até que seja alcançado o limite desejado, e quando percebesse que o instrumento não mais apresentava resistência nas paredes do canal, o mesmo era retirado, encerrando assim seu ciclo de uso. Como irrigante químico, o hipoclorito de sódio a 1% foi utilizado.

Fato importante é salientar que após cada uso, os instrumentos testados receberam criteriosa observação por meio de lupa de dez aumentos, pois caso apresentassem distorções ou fraturas nas suas espiras seriam descartados do experimento.

Todos os grupos foram submetidos ao processo de esterilização antes do experimento, como também, após cada seqüência de uso. Para isso, as limas foram lavadas em água corrente e sabão, secas em papel toalha, embaladas em envelope de poliamida e grau cirúrgico, para então serem submetidas à esterilização por calor

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

4.3 Ensaio para determinar a resistência à fadiga cíclica

4.3.1 Descrição do dispositivo experimental

Para a realização dos ensaios, foi utilizado um dispositivo experimental confeccionado exclusivamente para o estudo de resistência à fadiga flexural de instrumentos rotatórios de níquel-titânio em razão do uso, utilizado por Kawakami (2007), em sua tese de doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Esse dispositivo é composto, na sua maioria, de alumínio e possui as seguintes partes (Figura 4.1);

- a- Base horizontal retangular com dimensão de 22 por 12 cm, a qual permite a disposição do conjunto em uma superfície plana;
- b- Duas plataformas inferiores, uma situada ao lado esquerdo, e outra ao lado direito da base, ambas permitindo o deslocamento das mesmas em lateralidade, tanto da esquerda para direita ou vice-versa;
- c- Duas plataformas superiores, cada uma acoplada às suas respectivas plataformas inferiores e estabilizada em canaleta com forma de cauda de andorinha. Ambas permitem o deslocamento no sentido antero-posterior;

- d- Quatro anéis de graduação, sendo um para cada plataforma, permitindo o deslocamento das mesmas com precisão de décimo de milímetro (0,1mm);
- e- Suporte com anel de apreensão, o que permite aprisionar o conjunto micromotor/contra-ângulo redutor, fixado na plataforma superior esquerda, possuindo dois pinos retentores aparafusados: um para controlar a abertura e o fechamento do anel de apreensão quando da adaptação do micromotor, e outro que permite movimentos giratórios do suporte e por consequência, alternativas no posicionamento do micromotor (Figura 4.2);
- f- O conjunto anel de apreensão/micromotor/contra-ângulo redutor está sobre uma base em canaleta em forma de cauda de andorinha, feita com material não ferroso (latão), que permite o movimento de vai-e-vem conforme solicitado pelo cilindro pneumático, imitando o movimento de *pecking*;
- g- Cilindro de 10 mm de diâmetro, 100 mm de comprimento e raio de 5 mm, fixado através de parafuso apreendido na base do dispositivo. Possui sulco de 1 mm de profundidade (em uma inclinação de 45 graus), localizado a 3,5 cm da sua extremidade superior, servindo de guia para o instrumento a ser testado. Componente confeccionado em aço temperado;
- h- Bloco também de aço temperado, fixado na plataforma superior direita. Possui na sua extremidade lateral interna uma concavidade compatível com o diâmetro do cilindro previamente descrito, e um sulco de 1 mm de profundidade (em uma inclinação de 45 graus), na mesma altura do sulco do cilindro. Quando ajustados ambos permitem que o instrumento permaneça ao mesmo tempo curvado e com liberdade para girar;
- i- Cilindro pneumático controlado por uma válvula direcional de fluxo, controla o fluxo de ar, e dois sensores eletromagnéticos, que determinam o avanço

horizontal da lima. Os impulsos e a velocidade podem ser controlados, permitindo ao conjunto micromotor/contra-ângulo, um movimento semelhante ao de *pecking* (Figuras 4.3 e 4.4);

- j- Temporizador localizado no painel, que registra o tempo de avanços em segundos, desde o início do movimento até a fratura da lima;
- k- Contador digital, também localizado no painel, que registra, dentro do intervalo de tempo, o número de ciclos realizados pelo cilindro pneumático até o momento da fratura da lima;
- l- Micros fim de curso localizado rente ao sulco do cilindro/bloco de aço temperado, que detecta eletronicamente cada toque da ponta da lima. Esse sensor é protegido por uma placa de aço com o intuito de evitar o desgaste. No momento que houver a fratura da ponta da lima, esse sensor acusa o rompimento a pára o contador e o temporizador;
- m- Chave geral que liga todo o sistema;
- n- Chave que liga o sistema pneumático;
- o- O painel composto pela chave geral, chave do sistema pneumático, contador e temporizador, é controlado por um sistema eletro-eletrônico, alimentado por uma fonte de 110 v 24 vc (Figura 4.5);
- p- O cilindro pneumático é controlado por um sistema de ar comprimido, com pressão de 5 bar e duas válvulas eletromagnéticas, que através do controle de vazão, determina a velocidade e curso do mesmo.

Figura 4.1 – Dispositivo para o ensaio de fadiga cíclica

Figura 4.2 – Anel de apreensão para o conjunto micromotor/contra-ângulo redutor

Figura 4.3 – Vista superior do bloco de aço temperado e sua relação com o cilindro e o sensor

Figura 4.4 – Vista frontal da válvula direcional de fluxo

Figura 4.5 – Vista frontal do painel composto pela chave geral, temporizador e contador

4.3.2 Ensaio propriamente dito

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

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

Em seguida, o instrumento a ser testado foi levado ao contra-ângulo, certificando que o mesmo estava corretamente apreendido. Neste momento, o motor elétrico foi calibrado para trabalhar em rotação contínua na velocidade de 350 rpm e torque de 2 Ncm.

Por meio dos anéis calibradores, iniciou-se então o deslocamento de cada plataforma, para que fosse atingida uma posição onde o instrumento a ser testado permanecesse curvado e com liberdade para girar entre o cilindro e o bloco de aço. Foi observado se o instrumento estava acomodado no sulco presente no cilindro e no bloco, para que não deslize durante o ensaio. É de extrema importância que a ponta do instrumento permanecesse com a sua extremidade visível e tocando no sensor.

Para que todas as condições acima citadas fossem alcançadas, foram realizados testes previamente aos ensaios com os grupos experimentais, até que se alcançasse uma condição considerada ideal.

Chegando a essa condição, a mesma serviu de protocolo para todos os instrumentos dos diferentes grupos experimentais.

Com o instrumento em posição, a chave geral foi ligada, o motor elétrico foi acionado, no mesmo momento em que a chave do sistema pneumático foi ligada. A fratura do instrumento foi facilmente detectada pelo sensor, e nesse momento o contador e o temporizador foram imediatamente parados. Os dados registrados no contador e no temporizador foram anotados para posterior tabulação. Esse procedimento foi executado para todos os instrumentos de cada grupo experimental, de maneira seqüencial.

4.3.3 Tabulação dos dados e análise estatística

O tempo despendido até a ocorrência da fratura do instrumento era expresso em minutos e segundos pelo contador. Esses valores foram todos transformados em segundos para simplificar a análise dos resultados.

A tendência central da amostragem foi obtida pela média aritmética, isto é, soma dos valores observados dividida pelo número de repetições. Já o desvio padrão foi calculado através da avaliação da dispersão dos dados ao redor da média.

Com os dados da média aritmética e do desvio padrão era possível realizar o teste de aderência à curva normal com o propósito de verificar se a distribuição era normal, assim como a homogeneidade das variâncias.

De posse das informações consideradas, o teste estatístico foi realizado para verificar a existência de diferença estatisticamente significativa entre as amostras testadas, empregando o grau de significância de 1% ($p \leq 0,01$).

5 RESULTADOS

Os valores absolutos de cada espécime, transformados em segundos, assim como as médias e o desvio padrão para cada grupo experimental, apresentam-se nas tabelas 5.1 e 5.2.

Os grupos testados com os instrumentos k3 apresentaram uma média superior de tempo até a ocorrência da fratura, em relação aos grupos que experimentaram as limas Endosequence.

Tabela 5.1 – Valores originais, média e desvio padrão, expressos em segundos, para o grupo k3

Grupo	Número de usos		
K3	1 uso	3 usos	5 usos
1	138	82	121
2	125	147	114
3	138	97	133
4	119	143	91
5	150	87	137
6	113	130	115
7	154	97	109
8	121	107	129
9	161	118	127
10	144	97	110
11	118	99	117
12	138	111	131
Média	134,92	109,58	119,50
Desvio Padrão	15,65	21,04	12,92

Tabela 5.2 – Valores originais, média e desvio padrão, expressos em segundos, para o grupo Endosequence

Grupo	Número de usos		
Endosequence	1 uso	3 usos	5 usos
1	67	80	64
2	83	73	52
3	50	91	35
4	94	49	39
5	74	58	25
6	70	57	44
7	75	54	50
8	54	38	60
9	58	48	68
10	57	62	68
11	72	89	62
12	46	64	47
Média	66,67	63,58	51,17
Desvio Padrão	14,18	16,61	13,79

A princípio os dados recolhidos foram submetidos à análise estatística para verificar a tendência central da amostra.

Seguindo a tabela 5.3, observa-se que quando os valores absolutos foram submetidos ao teste de D Agostino, a distribuição testada era normal.

Tabela 5.3 – Teste de D Agostino com valores originais

	K3		
	A1	A2	A3
Tamanho da amostra	12	12	12
D (Desvio)	0,2819	0,2814	0,2830
Valores críticos 5%	0,2544 a 0,2854	0,2544 a 0,2854	0,2544 a 0,2854
Valores críticos 1%	0,2420 a 0,2862	0,2420 a 0,2862	0,2420 a 0,2862
<i>p</i>	ns	ns	ns
	Endosequence		
	B1	B2	B3
Tamanho da amostra	12	12	12
D (Desvio)	0,2834	0,2766	0,2760
Valores críticos 5%	0,2544 a 0,2854	0,2544 a 0,2854	0,2544 a 0,2854
Valores críticos 1%	0,2420 a 0,2862	0,2420 a 0,2862	0,2420 a 0,2862
<i>p</i>	ns	ns	ns

Sendo as amostras independentes, a distribuição amostral normal e as variâncias iguais, empregou-se a análise de variância para dois critérios para

determinar se havia diferença estatisticamente significativa entre os fatores de variação ($p < 0,05$), e em seguida o Teste t de Student, se necessário (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 – Análise de variância (dois critérios)

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	Soma dos quadrados	Quadrados médios
Tratamentos	1	5555,9094	5555,909
Blocos	2	295,085	147,543
Erro	2	165,616	82,808
F (tratamentos) =	67,0938		
p (tratamentos) =	0,0114		
F (Blocos) =	1,7817		
p (Blocos) =	0,3592		
Média (tratamentos) :			
Média (Endosequence)	60,47		
Média K3	121,33		
Teste t (LSD)	t	p	
Médias (1 e 2)	8,191	0,0146	

O F-teste dos sistemas rotatórios utilizados foi elevado, indicando que a secção transversal do instrumento influencia diretamente na resistência à fadiga flexural, rejeitando-se sob esse aspecto a hipótese de nulidade e aceitando-se a hipótese experimental. O Teste t de Student comprova que o sistema k3 apresentou maior resistência à fadiga flexural quando comparado ao sistema Endosequence.

Em relação ao fator de variação número de uso, pelo resultado do valor de F, conclui-se que as diferenças não são estatisticamente significantes, aceitando-se a hipótese de nulidade.

6 DISCUSSÃO

O grande avanço tecnológico presenciado na Endodontia durante a última década está intimamente relacionado com a adição de instrumentos rotatórios de níquel-titânio no arsenal endodôntico.

A instrumentação automatizada é comprovadamente eficiente no que diz respeito à modelagem, redução do tempo operacional e, por esta razão, maior conforto para o profissional e também para o paciente (ARENS; HOEN; STEIMAN; DIETZ, 2003; ESPÓSITO; CUNNINGHAM, 1995; GUELZOW et al., 2005; KOSA; MARSHALLI; BAUMGARTNER, 1999; SCHAFER; FLOREK, 2003; SCHIRRMESTER et al., 2006).

Assim como a modelagem convencional com instrumentos manuais, o preparo automatizado também pode ser prejudicado pelo risco de acidentes durante sua execução.

Nesse sentido, fica nítida a importância de treinamento prévio por parte do profissional executante, visto que o grau de adestramento do operador interfere diretamente no controle da cinemática da instrumentação automatizada, refletindo na incidência de complicações e acidentes (BAUMANN; ROTH, 1999; MANDEL et al., 1999; MESGOUEZ et al., 2003).

A cinemática de recuo e avanço progressivo realizada incorretamente pode acarretar em um mesmo ponto de flexão máxima, diminuindo drasticamente a vida útil do instrumento (BAHIA et al., 2005; LI et al., 2002). Outro fator a ser considerado é que o emprego de força excessiva durante o ato de avançar para o interior do canal, pode originar o travamento da lima e em seguida a fratura torsional.

Não são poucas as causas que podem levar à fratura de instrumentos endodônticos fabricados por níquel-titânio, isto direciona o aprofundamento em conhecer todas as interfaces de tal acontecimento.

Durante o uso contínuo do instrumento rotatório, principalmente com a cinemática incorreta, pode ocorrer o travamento de sua ponta no interior do canal radicular e, persistindo a ação do motor em rotacionar a lima, fatalmente ocorrerá fratura causada por torção (BLUM; MACHTOU; MICALLEF, 1999; GAMBARINI, 2000). Caracteriza-se também esse mesmo tipo de fratura quando durante a modelagem ocorre o acúmulo de detritos nos sulcos de escape do instrumento endodôntico. Nesse caso, uma excessiva fricção com a parede do canal eleva o nível de torque do instrumento que fica mais sensível à separação em partes de sua liga metálica. Dessa maneira, é lógica a compreensão de evitar o acionamento com tempo prolongado e contínuo, fator unânime que gera grande quantidade de detritos dentro do canal radicular.

A literatura é extensa ao mostrar os estudos que confirmam que a liga de níquel-titânio é mais resistente à torção em comparação ao aço inoxidável, (CAMPS; PERTOT, 1994; CAMPS; PERTOT, 1995; WOLCOTT; HIMEL, 1997; MARSICOVETERE et al., 1996; WALIA; BRANTLEY; GERSTEIN, 1988), todavia, existem divergências de idéias (CANALDA-SAHLI; BRAU-AGUADÉ; BERÁSTEQUI-JIMENO, 1996; KAZEMI; STENMAN; SPANGBERG, 2000; ROWAN; NICHOLLS; STEINER, 1996; TEPEL; SCHAFER; HOPPE, 1997).

A diferença de opiniões pode estar relacionada principalmente com a metodologia empregada, geometria e marca comercial dos instrumentos utilizados e também diferença operacional de cinemática entre os profissionais.

Os métodos baseados no ângulo de deflexão e na força necessária à fratura são frequentemente aplicados nos ensaios de torção. Todavia, alguns instrumentos de NiTi podem apresentar valores diferentes entre o ângulo de deflexão e o torque máximo (ANKRUM; HARTWELL; TRUITT, 2004; BAHIA; MELO; BUONO, 2006; CANALDA-SAHLI; BRAU-AGUADÉ; BERÁSTEQUI-JIMENO, 1996; SILVA; KOBAYASHI; SUDA, 2005; WOLCOTT; HIMEL, 1997).

Isto ocorre devido ao fato de que a liga de NiTi mesmo apresentando deformações permanentes pode ainda resistir à fratura. Contudo, após a lima atingir o torque máximo, esse valor tende a diminuir antes de atingir o momento da fratura, pela deformação plástica, que a deixa menos resistente.

Dessa maneira, é de bom senso realizar o descarte dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio sempre quando apresentarem qualquer tipo de deformação visível em sua parte ativa, pois a reutilização nesse caso seria abusiva e elevaria consideravelmente o risco de fratura (DARABARA et al., 2004; PARASHOS; GORDON; MESSER, 2004).

A manobra de executar um pré-alargamento com limas manuais de pequeno calibre é essencial para reduzir o atrito da superfície do instrumento rotatório com as paredes do canal, pois reduz o estresse por torção visto que o diâmetro do canal não será menor que o diâmetro da ponta do instrumento (BERUTTI et al., 2004; PATIÑO et al., 2005; PETERS et al., 2003; SCHAFER; ERLER; DARMMASCHKE, 2006a; SCHAFER; ERLER; DARMMASCHKE, 2006b). É de extrema relevância a realização desse procedimento antes da instrumentação rotatória atuando preventivamente contra um dos fatores que levam à fratura da liga do instrumento.

É coerente a idéia de que o calibre e a conicidade das limas guardam relação diretamente proporcional no que se refere à resistência à torção, ou seja, quanto maior a massa metálica, maior é a força necessária para ocorrer esse tipo de fratura (CAMPS; PERTOT, 1995; SHIMABUKO, 2000). É válido salientar também o trabalho de Costa e Santos (2000) que relatam que o aumento da massa metálica diminui a resistência torsional. Segundo esses autores, tal fato é explicado pelo aumento da massa metálica gerar aumento na capacidade de corte do instrumento o que o torna mais rígido. Assim sendo, outros aspectos relacionados aos instrumentos, principalmente sua geometria, devem ser criteriosamente considerados.

Os instrumentos rotatórios de NiTi que possuem o ângulo de corte positivo têm maior probabilidade de escavamento na dentina, podendo travar mais facilmente (SCELZA NETO, 2002; SHEN et al., 2006; PESSOA, 2003). O diâmetro do sulco de escape, fator crucial na remoção de detritos, pode indiretamente influenciar na capacidade de corte do instrumento e, assim, também interferir no grau de estresse (PESSOA, 2003). Essa dinâmica somente acontece quando o sulco de escape é obstruído por raspas de dentina gerando uma pressão intensa no instrumento causada pelo aumento do atrito com as paredes do canal. A persistência dessa pressão em poucos segundos certamente vai ocasionar a fratura torsional.

Os trabalhos conduzidos com a finalidade de estudar as características geométricas dos instrumentos esclarecem que não é apenas um único fator que se pode atribuir às fraturas torsionais e sim, a ocorrência de diversos efeitos considerados isoladamente ou até mesmo simultaneamente (BERUTTI et al., 2003;

HUBSCHER; BARBAKOW; PETERS, 2003; MIYAI; EBIHARA; HAYASHI, 2006; PETERS et al., 2003; TURPIN et al., 2001).

Por outro lado, o rompimento da parte ativa da haste do instrumento rotatório também pode acontecer durante seu acionamento dentro do canal radicular quando está girando livremente em canais curvos. Nesse contexto, ocorrem repetições cíclicas de cargas compressivas laterais, que induzem na área de contato flexão e deflexão alternadas, criando a nucleação de trincas no local que se propagam até a separação do instrumento, conhecida como fratura flexural (LOPES; ELIAS; SIQUEIRA JR, 2004; PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997).

Fato preocupante é que esse tipo de fratura pode ocorrer mesmo não manifestando deformação prévia, pois muitas vezes as alterações micro-estruturais não podem ser visualizadas dificultando a prevenção da fratura. Cabe ressaltar aqui a importância dos trabalhos na tentativa de estabelecer critérios bem fundamentados para orientar o profissional no descarte dos instrumentos.

A dinâmica da ocorrência da fratura flexural é corroborada por vários autores que afirmam que as forças de tração e compressão, na área da curvatura do canal radicular, constituem a forma mais destrutiva de carregamento cíclico e conseqüente fratura (CRAVEIRO DE MELLO; BAHIA; BUONO, 2002; HAIKEL et al., 1999; GAMBARINI, 2001b; LI et al., 2002; MIZE et al., 1998; SVEC; POWERS, 1999; PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999, 2000).

Alguns autores acreditam que os instrumentos submetidos à fadiga cíclica têm a sua resistência à fratura inversamente proporcional ao seu calibre e conicidade, isto é, limas de maior diâmetro sofrem maior estresse na região de

curvatura máxima, ocorrendo maior risco de ruptura (HAIKEL et al., 1999; ULLMANN; PETERS, 2005).

Os resultados desse presente estudo divergem a assertiva desses autores pois os instrumentos K3, em média, demoraram mais que o dobro do tempo para a ocorrência da fratura em relação aos instrumentos Endosequence, que por sua vez, possuem menor quantidade de massa metálica. Resultados similares foram encontrados por Ray, Kirkpatrick e Rutledge (2007). Tal fato pode ser entendido considerando que nesses estudos o ensaio de fadiga cíclica foi totalmente dinâmico, o que não foi observado no trabalho de Haikel et al. (1999), que por não reproduzir o movimento de *pecking* acarretou em um único ponto de estresse nos instrumentos testados. Dessa maneira, os instrumentos de maior calibre e conicidade realmente podem ter sua resistência à fadiga flexural diminuída.

Já o trabalho de Ulmann e Peters (2005) fez uso exclusivo de limas rotatórias Protaper, que são instrumentos excessivamente cônicos e calibrosos, sendo compreensível que dentro desse grupo, os instrumentos mais calibrosos obtiveram menor resistência à fadiga cíclica, colocando em dúvida até mesmo sua utilização em canais com curvatura acentuada.

É importante salientar que o emprego de técnicas escalonadas no sentido coroa-ápice quando do emprego dos sistemas rotatórios de NiTi é um artefato indispensável para evitar estresse da ponta do instrumento durante a modelagem principalmente de canais curvos (CARVALHO, 2000; CORREIA, 2003; JODWAY; HULSMANN, 2006; KAPTAN et al., 2005; SERT; KAYABAN; HASNEDAGLU; TANALP; BAYIRLI, 2005; SCHAFER; VLASSIS, 2004b; SCHRADER; PETERS, 2005). Seguindo esse raciocínio, diversos autores afirmam que as condições anatômicas do canal radicular desempenham papel fundamental no risco de fratura

flexural, não viabilizando o uso dos instrumentos inúmeras vezes (CRAVEIRO DE MELLO; BAHIA; BUONO, 2002; HAIKEL et al., 1999; KUHN; JORDAN, 2002; PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997; ZELADA et al., 2002).

Sattapan et al. (2000a), relatam que as deformações observadas nos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, estão associadas muito mais ao modo de como as limas são utilizadas, do que especificamente ao número de usos durante a instrumentação de canais radiculares.

O uso clínico prolongado e contínuo, principalmente em canais curvos, está entre os principais fatores que levam à fadiga cíclica (AL-FOUZAN, 2003; BAHIA; BUONO, 2005; GAMBARINI, 2001a; HAIKEL et al., 1999; MARTÍN et al., 2003; MELO; BAHIA; BUONO, 2002; PESSOA, 2003; SVEC; POWERS, 2000; TRIPI et al., 2001; TROIAN et al., 2006; YARED; KULKARNI, 2003; YARED; KULKARNI; GHOSAYN, 2003).

Existem grandes especulações e idéias diferentes sobre a influência do número de vezes que um único instrumento pode ser utilizado com segurança. Alguns autores chegam a concluir que os instrumentos rotatórios de níquel-titânio podem ser seguramente usados até dez vezes (PETERS; BARBAKOW, 2002; TONGBAIYAI; TORABINEJAD, 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999), outros até seis vezes (ALAPATI et al., 2003), até quatro (YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2000) e três (PESSOA, 2003; SVEC; POWERS, 1999).

No que concerne ao número de usos, os resultados desse atual trabalho concordam com os achados de Kawakami (2007), Yared, Bou Dagher e Machtou (1999, 2000) demonstrando que o número de usos não interferiu na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos de NiTi.

Em contrapartida, Pessoa (2003) relata que existe influência direta do número de usos sobre a resistência à fadiga flexural dos instrumentos. A definição desse autor pode ser entendida pelo fato de que o ensaio de fadiga cíclica por ele utilizado era parcialmente dinâmico, sendo que a deflexão ocorria sempre no mesmo ponto, enquanto que no presente trabalho, a distribuição da carga em uma área maior do instrumento foi fundamental para aumentar sua vida útil.

A avaliação torsional também foi realizada para estudar o número de vezes que um instrumento pode ser utilizado com segurança e não houve diferença significativa entre limas de um único uso com aquelas que já tinham sido reaproveitadas várias vezes (SVEC; POWERS, 1999, 2000, 2002).

Está conceituado que o aumento da velocidade de acionamento eleva energicamente o rendimento da instrumentação. Contudo, alguns estudiosos observam que trabalhar com velocidade alta pode ser tendioso em gerar deformações nas espiras dos instrumentos de NiTi (DIETZ et al., 2000; GABEL et al., 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001b; YARED et al., 2002).

A escolha da velocidade empregada neste presente trabalho foi baseada nos achados de Daugherty, Gound e Comer (2001) que afirmam ser 350 rpm a melhor opção, pois além de observarem consideravelmente aumento na eficiência de corte, a deformação encontrada foi praticamente 50% quando comparada ao acionamento de 150 rpm.

Blum, Machtou e Micallef (1999) são consisos em afirmar que a ponta do instrumento é a região que sofre maior estresse mecânico. Essa assertiva torna-se creditada ao observar que neste trabalho as fraturas das limas ocorreram exatamente na extremidade final de sua parte ativa, comungando também com os achados de Gabel et al., (1999).

É preciso enfatizar que a velocidade de rotação tem maior influência na distorção de instrumentos de pequeno diâmetro quando comparados aos mais calibrosos (BORTNICK; STEIMAN; RUSKIN, 2001).

Dentro das diversas interfaces que devem ser consideradas na utilização da instrumentação rotatória, encontra-se o torque, que não pode ultrapassar o limite de elasticidade da lima (GAMBARINI, 2000; SATTAPAN et al., 2000b). Isto porque um instrumento usado com alto torque é muito ativo, de certa forma torna-se mais agressivo aumentando a chance de travamento e conseqüentemente fratura. Já um instrumento usado com torque baixo reduz sua eficiência de corte, dificultando a progressão gradual para dentro do canal radicular. O operador tem a necessidade de reproduzir uma força maior de penetração para conseguir o avanço no sentido apical podendo levar ao travamento e por seguinte fratura do instrumento (BEST et al., 2004; SVEC; POWERS, 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001b).

Instrumentos de maior calibre exigem maior torque do que aqueles de menor diâmetro, (SATTAPAN et al., 2000a). Isto ocorre porque as limas mais calibrosas possuem maior área de contato com as paredes do canal e requerem maior quantidade de força para serem acionadas. Entretanto, a variação do torque não altera o grau de distorção das espiras dos instrumentos (YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001a; YARED; SLEIMAN, 2002).

As condições anatômicas são fatores a serem consideradas na escolha do torque, visto que em canais estreitos e de curvatura acentuada é necessário o emprego do valor de torque mais elevado (PETERS et al., 2003).

Já Gambarini (2001a) disserta que instrumentos de NiTi acionados com torque elevado tendem a diminuir sua resistência à fadiga flexural, o que relaciona o torque diretamente com a vida útil dos instrumentos. Kawakami (2007) corrobora

afirmando também que o torque afeta a resistência à fadiga flexural dos instrumentos rotatórios.

Valendo-se da Microscopia Eletrônica de Varredura é possível classificar as características morfológicas dos instrumentos fraturados.

As dúcteis apresentam superfície irregular com microcavidades de formatos hemisféricos, enquanto as fraturas do tipo frágil apresentam morfologia de superfície lisa e brilhante.

A superfície da área fraturada dos instrumentos de NiTi apresenta sinais de fratura do tipo dúctil (ALAPATI et al., 2005; HAIKEL et al., 1999; KAZEMI; STENMAN; SPANGBERG, 2000; LI et al., 2002), uma característica dos materiais metálicos com estrutura cristalina cúbica de face centrada (LOPES; ELIAS; SIQUEIRA JR, 2000).

Não há dúvida que o acabamento superficial durante a fabricação dos instrumentos rotatórios de NiTi é determinante para a vida útil do instrumento. A existência de diversas marcas comerciais faz com que padrões diferentes de acabamento superficial sejam encontrados, decorrentes de problemas de fabricação, causando micro-deformações superficiais nos instrumentos.

Alapati et al. (2005) afirma que essas imperfeições de fabricação podem funcionar como núcleos de propagação de trincas e conseqüentemente fratura.

Nesse contexto, alguns pesquisadores realizaram tratamento superficial nas limas de níquel-titânio com o intuito de reduzir defeitos decorrentes de usinagem, promover aumento da dureza superficial, da capacidade de corte e também elevar a resistência à corrosão (BUI; MITCHELL; BAUMGARTNER, 2008; COSTA, 2002; LEE et al., 1996; KIM et al., 2005; RAPISARDA et al., 2000; RAPISARDA et al., 2001; SCHAFER, 2002).

Gavini (2006) disserta que o tratamento superficial com a implantação de íons de nitrogênio aumenta significativamente a resistência à fadiga flexural. Relata também que tal procedimento elevou consideravelmente a eficiência de corte dos instrumentos, o que relaciona com o aumento da dureza superficial causada pelo tratamento.

A metodologia empregada neste estudo foi a mesma utilizada por Kawakami (2007) permitindo a rotação livre do instrumento e a padronização da curvatura do ensaio que é totalmente dinâmico por reproduzir o movimento de *pecking*.

Os canais simulados foram reproduzidos em resina com ângulo de 40º graus e raio de 5 mm de curvatura, pois talvez seja a melhor reprodução clínica encontrada para uma curvatura gradual (CALBERSON et al., 2004; GUILFORD; LEMONS; ELEAZER, 2005; PESSOA, 2003; GAVINI, 2006; KAWAKAMI, 2007; PEREZ; SCHOUmacher; PELI, 2005; RANGEL et al., 2005; SCHAFER; VLASSIS, 2004a).

A escolha do torque de 2,0 Ncm teve como fundamento a geometria dos instrumentos que foram utilizados, a orientação recomendada pelos fabricantes e também os achados científicos que indicam ser esse valor o mais seguro durante a modelagem dos canais (PAQUÉ; MUSH; HULSMANN, 2005; SVEC; POWERS, 1999; GAMBARINI, 2001a).

No que diz respeito ao número de usos, analisado pelo teste estatístico, conclui-se que não houve diferença significativa entre os instrumentos testados. Segundo Kawakami (2007), um resultado diferente poderia ser encontrado caso os instrumentos fossem reutilizados pelo menos por sete vezes.

A análise estatística demonstrou que tendo como variável a natureza geométrica dos grupos utilizados, houve diferença significativa quando comparado às limas k3 com as Endosequence. Enquanto a média aritmética do tempo despendido para a fratura do grupo K3 foi de 121, 33 segundos, a média do grupo Endosequence foi de 60,47 segundos, menos que a metade que o anterior.

Esse acontecimento pode ser entendido levando em consideração que o sistema Endosequence, de secção transversal triangular e pouca massa metálica quando comparado ao sistema k3. Esses fatores provavelmente fazem com que a resistência à fratura flexural das limas Endosequence seja inferior quando comparada às limas k3.

Yao, Schwartz e Beeson (2006) descrevem que a área da secção transversal pode ser um fator determinante na resistência à fadiga flexural. Eles dissertam que pelo fato da área da secção transversal da lima K3 ser maior que da Race, a lima k3 apresentou maior resistência à fratura em seus achados.

Vale salientar que as características geométricas dos instrumentos Endosequence empregados nesse presente estudo são similares à morfologia da parte ativa das limas Race, sendo pertinente esse tipo de avaliação.

De acordo com o fabricante, as espiras da K3 tornam-se mais profundas à medida que caminha do D0 para o D16. Devido ao diâmetro do corpo metálico não aumentar na mesma proporção que a conicidade da superfície externa, a flexibilidade ao longo de toda a extensão do instrumento é realçada. Por outro lado, a espessura do corpo metálico não diminui drasticamente na ponta do instrumento, portanto, não compromete a resistência torsional da lima. Ainda, a conicidade da Endosequence aumenta somente a 8 mm da ponta do instrumento, enquanto a da k3 é melhor distribuída ao longo dos 16 mm totais de sua parte ativa,

fundamentando a idéia de que a área de secção transversal da parte ativa pode ter um papel fundamental na resistência à fadiga flexural.

A velocidade, como já mencionada anteriormente, foi estipulada em 350 rpm, pois assim aumenta a eficiência de corte e diminui o índice de deformações nas espiras (DAUGHERTY; GOUND; COMER, 2001).

Não existe um critério sólido de quanto seria o número de usos que um determinado instrumento rotatório poderia ser utilizado com segurança antes de ser efetuado seu descarte. Porém, associando os resultados desse estudo com os achados de Kawakami (2007) pode-se afirmar que a utilização de até 5 vezes é considerada segura desde que a cinemática tenha sido aplicada corretamente. Kawakami (2007) relata ainda que o emprego até 7 vezes, em um torque máximo de 2N/cm, não afetou a resistência à fadiga flexural dos instrumentos.

Em contrapartida, os resultados deste trabalho mostram claramente que a característica geométrica associada à quantidade de massa metálica de um determinado instrumento são fatores cruciais que influenciam diretamente no número de usos.

É importante ressaltar que o bom senso deve prevalecer ao interpretar e extrapolar os resultados de qualquer estudo *in vitro*, pois está conceituado que a fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio é de ordem multifatorial e apenas algumas variáveis foram avaliadas nesse estudo.

Fica mais uma vez nítida a dificuldade em estabelecer regras concretas para o descarte dos instrumentos rotatórios em virtude do grande número de variáveis existentes que acompanham a técnica de modelagem. Entretanto, após análise dos resultados, medidas mais cautelosas principalmente em relação aos instrumentos de menor massa metálica devem ser analisadas criteriosamente.

Estudos com novos instrumentos de pouca massa metálica que constantemente estão sendo lançados no mercado complementariam o contexto desse trabalho. Em relação às novas pesquisas direcionadas exclusivamente ao número de vezes que um instrumento rotatório pode ser utilizado, talvez seria interessante realizá-las com um número mínimo de 5 usos pois parece determinado que até esse limite, os instrumentos podem ser utilizados com segurança dentro de uma cinemática correta.

7 CONCLUSÃO

A avaliação dos resultados obtidos nesse estudo demonstra que o número de usos não influenciou na resistência à fadiga flexural tanto do sistema k3 quanto do Endosequence.

A metodologia aplicada foi fundamental para concluir que a variação do grau de resistência à fadiga cíclica está relacionada às características geométricas dos instrumentos assim como sua quantidade de massa metálica, teoria embasada pelo fato de que os instrumentos k3 registraram aproximadamente o dobro do tempo até a ocorrência da fratura.

REFERÊNCIAS¹

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

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

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

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

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

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

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

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

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

---

¹ De acordo com o estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados Medline.

Barbosa OG, Gomes ACP, Araújo MCP. Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2007;33(8):982-5.

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

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

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

Best S, Watson P, Pilliar R, Kulkarni GGK, Yared G. Torsional fatigue and endurance limit of a size 30.06 Profile rotary instrument. *Int Endod J* 2004;37(6):370-373.

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

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

Borges LP, Santos M, Borges LH, Miranzi MAS, Assumpção HMR. Corrosão em limas de níquel-titânio após a instrumentação, desinfecção e esterelização. *J Bras End* 2002;3(11):301-7.

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

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

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

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

Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod* 2008;34(2):190-3.

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

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

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

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

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

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

Carmo AMR, Valera MC, Lopes HP, Elias CN. Fratura por torção de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. *Rev Bras Odontol* 2002;59(3):197-9.

Carvalho LAP. Avaliação do prepare de canais radiculares com limas manuais e rotatórias de níquel e titânio e análise do aspecto morfológico das limas antes e após o uso [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2000.

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

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

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

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

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

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

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

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

Elias CN, Sendras M, Lopes HP. Corrosão em instrumentos de níquel-titânio. *Rev Paul Odontol* 2002;24(1):16-9.

Espósito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod* 1995;26(4):173-6.

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

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

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

Gambarini G. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001b;34(5):386-389.

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

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

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

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

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

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

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

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(6):837-40.

Ingle JL, Levine M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filing materials. In: 2ND International Conference on Endodontics; 1958; Pennsylvania.

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

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

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

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

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

Kosa DA, Marshal D, Baumgartner JC. An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. *J Endod* 1999;25(6):441-5.

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

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

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

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

Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos. *Rev Paul Odontol* 2000;12(4):4-9.

Maia Filho EM. Avaliação comparativa da resistência à fratura de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor submetidos a ensaios de torção [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2003.

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

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

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(4):262-6.

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

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

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

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

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

Paqué F, Musch U, Hulsman M. Comparison of root canal preparation using Race and Protaper rotary NiTi instruments. *Int Endod J* 2005;38(1):8-16.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L. Wear of nickel-titanium instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod* 2001;27(9):588-92.

Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod* 2007;33(12):1469-72.

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

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

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

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

Scelza Neto P. Análise morfométrica de instrumentos de NiTi acionados a motor [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

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

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

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

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

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

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

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

Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1971;32:271-5.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Troian CH, So MV, Figueiredo JA, Oliveira EP. Deformation and fracture of Race and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endod J* 2006;39(8):616-25.

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

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

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

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

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

Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006;32(1):55-57.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H. Influence of composition and purity on tensile properties of Ni-Ti alloy castings. *Dent Mater J* 1992;11(2):157-64.

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