

CLÁUDIA PIRES ROTHBARTH

**RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA DE INSTRUMENTOS
ROTATÓRIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO DE DIFERENTES
CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS ANTES E APÓS O USO**

Belém
2006

Cláudia Pires Rothbarth

**Resistência à fadiga cíclica de instrumentos
rotatórios de níquel-titânio de diferentes
características geométricas antes e após o uso**

Dissertação apresentada ao Curso de Odontologia da Universidade Federal do Pará para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Oscar Faciola Pessoa

Belém
2006

Catálogo-na-Publicação
Biblioteca Prof. Dr. Francisco Gemaque Álvaro
Faculdade de Odontologia da UFPA

Rothbarth, Cláudia Pires

Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de diferentes características geométricas antes e após o uso. / Cláudia Pires Rothbarth; orientador: Oscar Faciola Pessoa. – Belém, 2006.

74p.; fig.; 30cm

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Endodontia) – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará.

1. Endodontia 2. Odontologia – Instrumentos 3. Materiais – Fadiga

CDD 617.6342

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

Belém, ___/___/___

Assinatura:

E-mail: claudiapiresr@bol.com.br

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rothbarth CP. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de diferentes características geométricas antes e após o uso [Dissertação de Mestrado]. Belém: Curso de Odontologia da UFPA; 2006.

Belém, 27/04/2006

Banca Examinadora

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Adalberto e Altiva, que me deram a oportunidade de trilhar por caminhos que não puderam conhecer. Queridos “mestres” que me ensinaram os importantes valores da vida.

A Walther, meu companheiro de todas as horas, pela paciência, dedicação e partilha. Sem você tudo seria mais difícil.

À Rafaela, minha filhinha querida, que suportou os momentos de ausência com muitos “porquês”. Sua curiosidade pelas coisas do mundo já começa a florir.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Oscar Faciola Pessoa, pela dedicação, amizade e oportunidade. Meus caminhos pela Endodontia começaram a ser trilhados sob a influência desse querido mestre.

Ao Prof. Dr. Giulio Gavini, da Universidade de São Paulo, pela disponibilização do dispositivo para os ensaios de fadiga cíclica.

À Dirce, aluna de Mestrado da Universidade de São Paulo, pela presteza na realização dos testes de fadiga cíclica.

Ao Centro Universitário do Pará (CESUPA), por disponibilizar o motor elétrico e o espaço físico para a realização de parte do experimento.

Às colegas de turma Danielle, Elane, Eliana e Kalena pelo companheirismo e amizade. As experiências trocadas serão para a vida toda.

"O homem, como ser incompleto, inacabado e inconcluso que é, só inicia o processo de plenificação, de acabamento e de autoconclusão de sua humanidade no momento em que toma consciência daquela incompletude. O processo de desalienação inicia-se, então, com a consciência dos próprios limites, ou com a apreensão crítica da própria realidade alienada."

Paulo Freire

Rothbarth C. P. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de diferentes características geométricas antes e após o uso [Dissertação de mestrado]. Belém: Curso de Odontologia da UFPA; 2006.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de diferentes características geométricas, antes e após o uso em canais artificiais. Foram selecionadas limas rotatórias do Sistema Race (FKG Dentaire) e do Sistema K3 (SybronEndo) de conicidade 0,04, com 25mm de comprimento e diâmetro de ponta de 25, padrão ISO. As mesmas foram divididas em quatro grupos experimentais, com doze limas cada, totalizando quarenta e oito instrumentos. Os grupos foram assim divididos: grupo A0, instrumentos Race sem nenhum uso; grupo A5, instrumentos Race de cinco usos; grupo B0, instrumentos K3 de nenhum uso e grupo B5, instrumentos K3 de cinco usos. A simulação de uso foi realizada em canais artificiais de resina, com curvatura de 40° e raio de 5 mm, utilizando uma peça de mão com contra-ângulo, acionado por motor elétrico, na velocidade de 350 rpm e 1 N/cm de torque. Todos os grupos foram submetidos a ensaios de fadiga cíclica num dispositivo que permitia o instrumento girar livremente, reproduzindo uma instrumentação rotatória num canal curvo. O tempo despendido até a fratura foi aferido por um cronômetro. Para avaliação estatística empregou-se o teste ANOVA para dois fatores e foi observada diferença estatisticamente significativa entre as amostras. O teste de Tukey foi utilizado para verificar a diferença entre as médias dos grupos. Os resultados mostraram que o uso e a característica geométrica dos instrumentos influenciam na sua resistência à

fadiga cíclica ($p < 0,05$). As limas do grupo B0 (K3 sem nenhum uso) apresentaram maior resistência à fadiga, quando comparadas às limas dos demais grupos experimentais, independente do número de uso.

Palavras-chave: Fadiga cíclica; Níquel-titânio; Instrumentos endodônticos.

Rothbarth C. P. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments of different geometric characteristics before and after use. [Master Science Thesis]. Belém: Curso de Odontologia da UFPA; 2006.

ABSTRACT

The aim of the present study was to evaluate resistance to cyclic fatigue of NiTi rotary instruments of different geometric characteristics. They were submitted to different numbers of uses in artificial canals. Race rotary instrument (FKG Dentaire) and K3 (SybronEndo) new and used, 0.04 taper, 25mm length; and in ISO size 25 were used. The instruments were distributed in four experimental groups with twelve files each (n=48). Group A0 (unused Race instruments), group A5 (5x uses, Race instruments), B0 (unused K3 instrument) and group B5 (5x uses K3 instruments). Each set of instruments was used in artificial canal, with 40° curve and a 5mm radius of curvature. They were operated at 350 rpm and 1 N/cm torque, using a endodontic electric motor (Endo Pro Torque). Before each use the instruments were sterilized by steam autoclave. Cyclic fatigues testing of new and used rotary instruments were performed with a specific device, which allowed the instruments rotate freely until they broke. All groups were submitted to cyclic fatigue. Time to fracture was visually recorded with a chronometer. Data were analyzed by analysis of variance. Tukey-Kramer intervals at the 0.05 significant level were determined. The use and different geometric characteristics of NiTi rotary instruments significantly reduced their cyclic fatigue resistance. The group B0 presented larger resistance to the fatigue when compared to the instruments of the other experimental groups, independent of the number of uses.

Keywords: Cyclic fatigue; Nickel-titanium; Endodontic Instruments.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

	p.
Figura 4.1 – Limas K3 (SybronEndo).....	39
Figura 4.2 – Limas Race (FKG Dentaire).....	39
Figura 4.3 – Canal artificial.....	41
Figura 4.4 – Motor elétrico Endo Pro Torque.....	41
Figura 4.5 – Dispositivo para o ensaio de fadiga cíclica.....	43
Figura 4.6 – Instrumento acomodado para a realização do ensaio.....	44
Figura 5.1 – Representação das médias e desvios-padrão do número de rotações no momento da fratura de limas Race e K3 no dispositivo de teste de fadiga cíclica.....	46
Figura 5.2 – Gráfico de normalidade do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.....	47
Figura 5.3 – Gráfico de homogeneidade do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.....	48

LISTA DE TABELAS

	p.
Tabela 4.1 – Divisão dos grupos experimentais.....	40
Tabela 5.1 – Número de rotações no momento da fratura, média e desvios-padrão das médias nos diferentes grupos testados.....	45
Tabela 5.2 – Teste de Anderson Darling para a normalidade do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.....	46
Tabela 5.3 – Teste de Bartlett para homogeneidade do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.....	47
Tabela 5.4 – Análise de variância (ANOVA) do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.....	49
Tabela 5.5 – Comparação entre os valores médios dos diferentes grupos, valendo-se do teste de Tukey.....	49

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANSI/ADA	– American National Standards Institute / American Dental Association
°C	– graus Celsius
cm	– centímetro
ISO	– International Standards Organization
N/cm	– Newton por centímetro
NaOCl	– hipoclorito de sódio
NiTi	– níquel-titânio
MEV	– Microscopia Eletrônica de Varredura
mm	– milímetro
Rpm	– rotações por minuto
#	– número, calibre da ponta
%	– porcentagem

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	15
2.1 Níquel-titânio: características da liga e propriedades físicas dos instrumentos.....	15
2.2 Comportamento frente à simulação clínica	23
3 PROPOSIÇÃO.....	38
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	39
5 RESULTADOS.....	45
6 DISCUSSÃO.....	50
7 CONCLUSÕES.....	64
REFERÊNCIAS.....	65
APÊNDICES.....	73

1 INTRODUÇÃO

Os instrumentos de níquel-titânio (NiTi) movidos a motor são uma realidade concreta dentro da Endodontia. O uso destes instrumentos trouxe aos cirurgiões-dentistas a otimização de uma das etapas de grande importância dentro da terapia endodôntica: o preparo químico-cirúrgico.

A utilização destes instrumentos, além de melhorar a qualidade do preparo endodôntico, diminui significativamente o tempo de trabalho do operador.

Entretanto, o domínio da técnica e habilidade do profissional na utilização dos sistemas rotatórios não é suficiente, como em qualquer outra técnica, para eliminar completamente a ocorrência de complicações e acidentes durante a execução do preparo automatizado.

Assim, a fratura de instrumentos durante o preparo do canal radicular é um acidente que ainda traz muita preocupação. Vários fatores estão associados à fadiga do instrumento, visto que, ao longo da instrumentação, a lima sofre a influência de diferentes forças como flexão, torção, tração e pressão apical, que exigem uma resistência satisfatória dos instrumentos para impedir que o mesmo frature.

O comportamento dos instrumentos rotatórios de NiTi, quando submetidos a repetidos usos, sofre a influência de inúmeras variáveis, como: a anatomia do canal radicular, os métodos de esterilização, as substâncias químicas irrigantes, as características de acionamento dos motores, bem como a habilidade do operador. Dessa forma, critérios confiáveis para o descarte das limas de NiTi acionadas a motor tornam-se difíceis.

A determinação das propriedades mecânicas dos metais, através de diferentes ensaios mecânicos, permite a previsão de seu desempenho durante o preparo do canal radicular. Portanto, estudos que busquem avaliar os repetidos usos clínicos e a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos endodônticos de NiTi, podem contribuir para o estabelecimento de parâmetros confiáveis para a sua utilização.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Níquel-titânio: características da liga e propriedades físicas dos instrumentos

Os instrumentos utilizados na endodontia são classificados em três grupos. O grupo I abrange os instrumentos manuais como alargadores, as limas tipo K e as limas tipo H. O grupo II inclui os instrumentos de NiTi, movidos a motor, e o grupo III os instrumentos que trabalham em baixa rotação, como as brocas de Largo, Peeso e Gates-Glidden (SPANGBERG, 1998).

O aço inoxidável é uma liga utilizada há bastante tempo na fabricação de instrumentos endodônticos. Apesar de suas diversas qualidades, essa liga apresenta um alto módulo de elasticidade, o que lhe confere baixa flexibilidade, fator negativo no que diz respeito ao preparo biomecânico dos canais radiculares, podendo proporcionar desvios apicais e mudanças do forame de sua posição original.

Em 1963, Buchler e Wang desenvolveram o nitinol, uma liga intermetálica de NiTi, para o programa espacial americano. A liga de NiTi somente foi utilizada na Odontologia em 1971, por Andreasen e Hilleman, na confecção de fios ortodônticos, em razão do baixo módulo de elasticidade da liga.

Civjan, Huget e De Simon (1975) sugerem a utilização da liga de NiTi na confecção de instrumentos de corte manuais ou rotatórios para a endodontia. A liga de NiTi, além de elevada resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade,

apresenta algumas propriedades especiais, como o efeito memória de forma e a superelasticidade (MIURA *et al.*, 1986).

O efeito memória de forma ocorre quando um metal é deformado a uma certa temperatura, de modo aparentemente permanente, e recupera sua forma original, quando moderadamente aquecido (LEE *et al.*, 1988).

De todas as ligas com efeito memória de forma disponíveis, a liga de NiTi é a mais utilizada, pois apresenta a maior deformação recuperável e o intervalo de temperaturas de transformação mais adequado, além de ser biocompatível e apresentar elevada resistência à corrosão (SERENE; ADAMS; SAXENA, 1995).

Fisicamente, o efeito memória de forma está relacionado à transformação martensítica cristalograficamente reversível. Apesar de não ser uma condição necessária, a transformação martensítica associada ao efeito memória de forma é geralmente termoelástica, diferentemente das ligas a base de ferro. Já a superelasticidade é a capacidade de certo material recuperar a forma original, após ser deformado, além do limite elástico. A liga de NiTi, quando deformada em até 8% além do seu limite elástico, tem a capacidade de total recuperação, o aço inoxidável recupera somente 0,3% (OTUBO; KOSHIMIZU, 1997).

De acordo com Duerig, Pelton e Stöckel (1999), se um monocristal, na fase austenítica, for resfriado abaixo da temperatura M_f (temperatura do fim da transformação da austenita em martensita), se transformará sem alteração macroscópica. A recuperação da forma ou a reversão do monocristal de martensita em austenita é obtida com o aquecimento da amostra acima da temperatura A_f (temperatura de início da transformação da martensita em austenita) e na temperatura A_f o ciclo é completo.

A liga de NiTi em temperatura elevada (até aproximadamente 100°C) é estável e apresenta estrutura cristalina cúbica de corpo centrado, chamando-se, assim, de fase austenita ou fase parente. Quando a mesma é resfriada, há alteração na estrutura cristalina, passando a ser chamada de fase martensita ou fase produto. O efeito memória de forma permite que a liga retorne à sua forma original, quando novamente aquecida (THOMPSON, 2000).

Walia, Brantley e Gerstein (1988) avaliaram os primeiros instrumentos endodônticos de NiTi, fabricados a partir de arcos ortodônticos usinados. Foram comparadas as limas nº 15 de secção transversal triangular de aço inoxidável com as de NiTi. Os resultados foram superiores para os instrumentos de NiTi, nos testes de torção horária e anti-horária, apresentando flexibilidade duas a três vezes maior em relação ao aço inoxidável.

Em razão da promissora utilização de instrumentos endodônticos, fabricados a partir de ligas de NiTi, surgiram diversos trabalhos objetivando o conhecimento de suas propriedades físicas.

Assim, Camps e Pertot (1994) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a rigidez de instrumentos Canal Máster U de aço inoxidável e NiTi. A dureza foi testada, ao medir a força necessária para curvar o instrumento em 45°, e a resistência à fratura foi verificada, ao medir o torque máximo e a deflexão angular no momento da fratura, estando o instrumento apreendido na sua ponta e girando. Os instrumentos testados apresentavam diferentes calibres. Os autores concluíram que ambas as ligas não só satisfazem, como também excedem os padrões exigidos pela ADA.

Outro trabalho, desenvolvido por Camps e Pertot (1995), avaliou a rigidez e resistência à fratura de limas de NiTi de diferentes marcas comerciais: Brasseler, JS

Dental, Mac Spadden e Maillefer. Os instrumentos testados foram os de nº 15 a 40, de acordo com a especificação nº 28, da ANSI/ADA, e o resultado revelou que todas as marcas estavam adequadas aos padrões exigidos.

Ao relacionar o calibre dos instrumentos de NiTi e a sua dureza, Camps, Pertot e Levallois (1995) constataram que a resistência à fratura é maior nos instrumentos mais calibrosos, tanto nas limas de secção triangular, quanto quadrangular.

Canalda-Sahli, Brau-Aguadé e Berástequi-Jimeno (1996), avaliando flexibilidade e resistência à torção de limas tipo K de secção triangular de NiTi (Nitiflex, Naviflex), titânio (Microtitane) e aço inoxidável (Flexofile, Flex R), observaram maior flexibilidade das limas de NiTi. Porém, as limas de aço inoxidável, quando comparadas às de NiTi nos testes de deflexão angular, foram superiores, comprovando que as primeiras são mais resistentes à fratura.

Rowan, Nicholls e Steiner (1996), analisando as propriedades torcionais das limas de aço inoxidável e NiTi, concluíram que as limas de aço inox mostraram superioridade na torção horária, enquanto as limas de NiTi na torção anti-horária.

Lee *et al.* (1996) realizaram um trabalho com o intuito de verificar se a implantação de Boro na liga de NiTi aumentaria a sua capacidade de corte, comparando a dureza superficial de limas com e sem a implantação de íons Boro. Os autores concluíram que as limas que receberam o referido tratamento, apresentaram valores de dureza superficial superiores àquelas sem a implantação.

Marsicovetere *et al.* (1996) utilizaram uma máquina de teste Instrom, para avaliar o sistema Lightspeed, no que tange ao número de rotações no sentido horário e o torque máximo até a fratura. Os resultados mostraram que os instrumentos atenderam aos padrões de especificação nº 28 da ANSI/ADA, para o

número de rotações até a fratura. No entanto, com relação ao torque máximo exigido, os instrumentos mais calibrosos mostraram valores inferiores àqueles exigidos. A observação dos instrumentos fraturados, durante o ensaio, mostraram áreas distintas com características tanto de fratura do tipo frágil, quanto do tipo dúctil.

Tepel, Schäfer e Hoppe (1997) investigaram as propriedades de flexibilidade e resistência à fratura de vinte e quatro tipos diferentes de instrumentos endodônticos, limas e alargadores fabricados em aço inoxidável, NiTi e titânio-alumínio. Nos testes de flexibilidade, houve superioridade para os instrumentos de NiTi, seguidos pelos de titânio-alumínio. Com relação aos ensaios de torção, os resultados foram superiores para os instrumentos convencionais de aço-inoxidável. No entanto, todas as limas testadas mostraram baixo risco de fratura.

Wolcott e Himel (1997) compararam a resistência à torção de instrumentos de aço inoxidável de conicidade 0,02 com os de NiTi de conicidade 0,02 e 0,04, valendo-se dos parâmetros de torque máximo, deflexão angular e torque no momento da fratura. Os resultados demonstraram que os instrumentos de aço inoxidável não apresentaram diferença significativa entre o torque máximo e o torque no momento da fratura, enquanto que os instrumentos de NiTi apresentaram diferença estatisticamente significante.

Rapisarda *et al.* (2000) avaliaram a influência da implantação de íons de nitrogênio na eficiência de corte e na resistência de instrumentos de NiTi. Seus resultados levaram a conclusão de que houve um aumento considerável nas propriedades avaliadas nos referidos instrumentos.

Costa e Santos (2000) compararam a resistência à torção entre os instrumentos rotatórios de NiTi Quantec Series 2000 e Pow R de diferentes calibres

e conicidade 0.02, utilizando um troptômetro modificado. Seus resultados mostraram superioridade dos instrumentos Pow R em todos os calibres testados.

Kazemi, Stenman e Spangberg (2000) compararam as propriedades físicas das limas de níquel titânio e aço inoxidável de desenhos idênticos, através dos testes da especificação nº 58 da ANSI/ADA. Os autores concluíram que as limas de níquel titânio são superiores em flexibilidade, 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 NiTi eram do tipo dúctil.

Shimabuko (2000), comparando a resistência à torção de instrumentos rotatórios de NiTi, de diferentes conicidades 0,04 e 0,06, com o auxílio de um aparato que mantinha fixo o conjunto micromotor/contra-ângulo, permitiu dois tipos de ensaio: rígido e elástico, verificou superioridade estatisticamente significativa das limas de conicidade 0,06 com valores diferentes para os dois tipos de ensaio.

Lopes, Elias e Siqueira Jr (2000) salientam que as fraturas observadas, tanto nas limas manuais de aço inoxidável como nos instrumentos de NiTi, são do tipo dúctil em função da estrutura metálica empregada nestes instrumentos.

Turpin *et al.* (2000), valendo-se das leis da mecânica aplicada, utilizaram fórmulas matemáticas para representar o impacto das inércias torcional e flexional nos instrumentos rotatórios de NITI. Os autores aplicaram o método do limite integral em dois modelos teóricos de mesmo diâmetro, porém com diferentes secções transversais para avaliar o estresse tanto qualitativamente, como quantitativamente. Concluíram que as limas de secção transversal em triplo U necessitam de conicidade maior, quando comparadas às de secção com tripla hélice, no que concerne à prevenção de fraturas torcionais.

Kuhn, Tavernier e Jordan (2001) utilizaram difração radiográfica, Microscopia Eletrônica de Varredura e testes de micro-dureza, para investigar a microestrutura dos instrumentos rotatórios de NiTi. Observaram que durante a fabricação desses instrumentos por usinagem, a liga desenvolve defeitos que contribuem com a degradação de suas propriedades mecânicas. Verificaram, ainda, que o trabalho a frio e tratamento com calor são variáveis importantes que precisam ser controladas durante a manufatura das limas endodônticas.

Rapisarda *et al.* (2001) realizaram um novo estudo com o objetivo de verificar a capacidade do íon Nitrogênio aumentar a durabilidade dos instrumentos de NiTi. Foram utilizadas limas Profile #25 de conicidade 0.04, distribuídas em dois grupos. Os instrumentos do grupo experimental foram tratados com nitrogênio, e os instrumentos do grupo controle não sofreram nenhum tipo de tratamento. Ambos os grupos tiveram seus espécimes submetidos à simulação de uso em blocos de resina. Após a simulação de uso, os instrumentos foram observados ao Microscópio Eletrônico de Varredura, com o objetivo de verificar possíveis alterações como micro-fraturas, alterações nas lâminas de corte, dentre outras. Seus resultados mostraram superioridade do grupo experimental.

Ainda em relação ao tratamento da superfície dos instrumentos rotatórios de NiTi com Nitrogênio, Tripi *et al.* (2002) compararam dois métodos de implantação de Nitrogênio, com o objetivo de verificar o método que promove maior concentração desse íon na superfície da lima. Concluíram, por meio de espectroscopia fotoelétrica de raios-x e da mensuração da difração de raios-x, que o método por deposição de vapor químico de metal orgânico mostrou-se superior àquele realizado pela reação da amônia úmida com o NiTi, sob alta temperatura.

Costa (2002) estudou o comportamento dos instrumentos de NiTi após tratamento de implantação iônica de nitrogênio. Os resultados mostraram aumento na resistência à torção da ordem de 56% para os instrumentos que receberam o tratamento, quando comparados aos instrumentos não tratados. No que diz respeito à corrosão, a resistência mostrou-se aumentada em até 46%. Conclui-se que o processo de implantação de íons de nitrogênio aumenta a resistência à torção e corrosão de instrumentos de NiTi.

Por sua vez, Santos (2002) avaliou as possíveis alterações provocadas pela implantação de íons de nitrogênio em instrumentos rotatórios de NiTi diante da flexão de 30°. Seu estudo o levou a concluir que não houve interferência da implantação dos íons de nitrogênio na flexão dos instrumentos estudados.

Brantley *et al.* (2002) analisaram a performance de instrumentos endodônticos de NiTi em temperaturas que variam de -130° a 100°C, utilizando a leitura calorimétrica diferencial (DSC-Differential Scanning Calorimetric). Foram utilizados instrumentos novos Profile e Lightspeed. As limas testadas apresentaram a propriedade de superelasticidade com temperatura final de austenita (af) de 25°, demonstrando que o DSC é um relevante método para caracterizar os instrumentos rotatórios de NiTi.

Kuhn e Jordan (2002) estudaram, através da técnica de leitura calorimétrica diferencial (DSC-Differential Scanning Calorimetric), as propriedades relacionadas à fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi e o efeito do processo de fabricação na fratura. Os autores sugerem que sejam realizados tratamentos térmicos na liga de NiTi, previamente ao processo de usinagem, o que levaria a uma maior vida útil dos instrumentos.

Maia Filho (2003) comparou a resistência à torção de limas NiTi acionadas a motor variando a sua conicidade e procedência. Para tal, desenvolveu um dispositivo que era conectado a uma máquina de ensaios mecânicos. Os instrumentos de conicidade 0,06 mostraram superioridade sobre os de 0,02. Com relação à procedência, o sistema Profile exigiu torque superior à fratura, quando comparado ao sistema Pow R.

Berutti *et al.* (2003) compararam o comportamento mecânico dos sistemas Profile e Protaper, utilizando o método de análise do elemento finito, para realizar uma avaliação numérica. Foi avaliada a distribuição do estresse em simulações de esforços torcionais e flexurais. O sistema Profile apresentou ser mais elástico em relação ao sistema Protaper. No entanto, este último mostrou superioridade no que se refere à distribuição de forças.

2.2 Comportamento frente à simulação clínica

Apesar das excelentes propriedades físicas da liga de NiTi, demonstradas por inúmeros trabalhos, diversos autores vêm desenvolvendo pesquisas no sentido de avaliar o comportamento destes instrumentos, quando submetidos a repetidos usos, considerando as variações anatômicas dos canais radiculares, a deterioração diante de substâncias químicas utilizadas no preparo, os métodos de esterilização, as características de acionamento e a habilidade manual do operador.

Zuolo e Walton (1997) verificaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, a deterioração de limas endodônticas de NiTi manual e rotatória, e de aço

inoxidável, após a simulação de uso. Foram utilizadas raízes mesiais de molares inferiores, com curvatura radicular, variando o seu ângulo de 15 a 39°. Os autores concluíram que os instrumentos de aço inoxidável tendem a deteriorar-se mais rapidamente do que os instrumentos de NiTi e, dentre estes, os instrumentos manuais mostraram-se mais resistentes ao uso.

Bonetti Filho *et al.* (1998) também investigaram, por meio de estéreomicroscópio com aumento de quarenta vezes, instrumentos rotatórios de NiTi e de aço inoxidável, antes e após o uso. Os parâmetros avaliados basearam-se na presença de deformações, ranhuras, fraturas e anomalias das bordas. Concluíram que as limas de NiTi são superiores às de aço-inoxidável, que sofreram deteriorações logo após os primeiros usos.

Yared, Bou Dagher e Machtou (1999) avaliaram a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi. No primeiro grupo, os instrumentos atuavam cinco vezes nos canais mesiais de molares inferiores, enquanto que, no segundo grupo, atuavam por dez vezes. Entre cada uso, os instrumentos eram esterilizados por calor seco. Para avaliar a fadiga cíclica, os instrumentos foram submetidos a ensaios em que giravam livremente num tubo metálico oco e curvo até ocorrer a fratura. Mesmo após dez simulações de uso, os instrumentos testados não levaram a decréscimo no número de rotações para a fratura da lima.

Tonghaiyai e Torabinejad (1999) testaram limas Profile 0,04 do no 2 ao 7, com técnica coroa-ápice em 120 molares, com curvatura radicular moderada e ciclo de autoclave após cada uso. Houve fratura de aproximadamente 30% dos instrumentos durante o experimento. Os autores sugerem que os instrumentos podem ser utilizados até dez vezes antes de serem descartados.

Eggert, Peters e Barbakow (1999) verificaram, através de microscopia eletrônica de varredura, a parte ativa de limas endodônticas de NiTi antes e após sua utilização. A simulação de uso foi realizada em molares inferiores, e as limas eram esterilizadas em autoclave entre cada uso. Os resultados observados mostraram imperfeições não somente nos instrumentos submetidos ao uso, mas também nos instrumentos de primeiro uso. Os autores sugerem que os fabricantes trabalhem no sentido de melhorar a qualidade da fabricação dos instrumentos.

Svec e Powers (1999) analisaram a força necessária para a fratura torcional e a deflexão angular de instrumentos de NiTi, após a simulação de uso. Instrumentos de diferentes calibres foram colocados num tubo metálico oco de 90° de curvatura e raio de 5mm, girando por 30 segundos. Seus resultados mostraram que a simulação clínica de três usos não alterou as propriedades dos instrumentos de NiTi.

Sattapan *et al.* (2000a) avaliaram o tipo e a frequência de defeitos encontrados em 378 instrumentos rotatórios de NiTi após o uso clínico. Os instrumentos utilizados no estudo foram descartados do consultório de um especialista em Endodontia. A avaliação ocorreu por meio de estereomicroscópio de 40x e os resultados observados apontaram defeitos visíveis em quase 50% das limas. Para os instrumentos fraturados (21%), a fratura do tipo torcional foi mais frequente do que a flexural.

Outro estudo foi realizado por Yared, Bou Dagher e Machtou (2000) para avaliar a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi após uso clínico. Os autores compararam instrumentos Profile 0.06 submetidos ao uso em molares inferiores extraídos com instrumentos de nenhum uso. A fadiga cíclica foi testada, girando o instrumento livremente num tubo oco de 90° até que ocorresse a fratura. Seus resultados mostraram que a esterilização e o uso clínico na presença do

hipoclorito de sódio não levaram à diminuição no número de rotações para fraturar as limas.

Novamente estudando a força necessária para a fratura torcional, Svec e Powers (2000) analisaram instrumentos rotatórios de NiTi, após serem submetidos à simulação clínica em blocos de resina. Seus resultados mostraram valores superiores para os instrumentos submetidos ao uso, quando comparados àqueles não utilizados.

Carvalho (2000) analisou limas manuais (Nitiflex) e rotatórias (Quantec e Pow-R) de NiTi, antes e após a instrumentação dos canais mesiais de dez molares inferiores humanos, por meio de microscopia eletrônica de varredura. O autor observou que as limas Nitiflex e Pow-R apresentaram alterações morfológicas estatisticamente significantes após dez usos, o mesmo não ocorrendo, com as limas Quantec.

Gambarini (2001) avaliou a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios NiTi novos e com dez usos clínicos, pela técnica coroa-ápice, por meio de um dispositivo que permitia que a lima fosse pré-curvada num cilindro de 5 mm de raio de curvatura e ainda girasse livremente até que ocorresse a fratura. O autor concluiu que o uso prolongado de instrumentos rotatórios de NiTi diminuiu significativamente a sua resistência à fadiga cíclica.

Tygesen, Steima e Ciavarró (2001) determinaram a frequência de fraturas e distorções entre os instrumentos de NiTi Profile e Pow-R, após serem utilizados em molares inferiores extraídos com grau de curvatura variando de 20° a 44°. Os sinais de distorção ou separação foram avaliados por três examinadores independentes com o uso de microscópio. Os autores não encontraram diferença significativa entre as marcas estudadas.

Svec e Powers (2002) utilizaram a microscopia eletrônica de varredura, com o objetivo de observar possíveis deteriorações nos instrumentos de NiTi, antes e após o uso. Os instrumentos também foram submetidos a ensaios torcionais. Os autores observaram que, após o uso, os instrumentos apresentavam irregularidades na sua superfície. No entanto, obtiveram resultados semelhantes aos novos nos ensaios de torção.

Pessoa (2003) avaliou a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi (Race), após diferentes números de uso, utilizando um dispositivo desenvolvido para realizar ensaios dinâmicos. Os instrumentos foram divididos em quatro grupos: instrumentos sem nenhum uso (grupo A), um único uso (grupo B), três usos (grupo C) e 5 usos (grupo D). A simulação de uso foi realizada em canais artificiais de resina de 40° e raio de 5mm. Os resultados indicaram que os instrumentos empregados cinco vezes apresentaram maior fadiga cíclica, quando comparados aos demais grupos. No entanto, não houve diferença entre os instrumentos não usados e os instrumentos de único uso.

Fife, Gambarini e Britto (2004) avaliaram a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio (Protaper) após uso clínico. Foram utilizados duzentos e vinte e cinco instrumentos divididos em três grupos: setenta e cinco usados como controle, setenta e cinco usados em dois molares (6 a 8 canais) e setenta e cinco usados em quatro molares (12 a 16 canais). Segundo os autores, está claro que o uso prolongado dos instrumentos rotatórios de NiTi afeta fortemente a fadiga dos instrumentos. No entanto, apontam outros fatores como: erros primários e uso incorreto do instrumento, como os maiores responsáveis pela fratura intra-canal do instrumento.

Ullmann e Peters (2005) estudaram o efeito da fadiga cíclica sobre a carga estática de fratura em instrumentos rotatórios de NiTi (ProTaper). Relataram que a resistência à fadiga cíclica diminui com o aumento do diâmetro do instrumento e rotações que variam entre 158 a 450 rpm. No entanto, sugerem que, clinicamente, instrumentos grandes que tenham sido submetidos a alguma fadiga cíclica deveriam ser usados com muito cuidado ou descartados.

Alguns autores têm investigado a relação entre fatores de ordem anatômica com a fadiga cíclica. Nesse sentido, o tipo de curvatura apresentado pelo canal radicular, tanto em razão do seu ângulo como também do seu raio, vem sendo estudado.

Sobre este aspecto, Pruett, Clement e Carnes (1997) salientam que tanto o ângulo quanto o raio de curvatura exercem papel fundamental na determinação da fadiga cíclica. Segundo os autores, para determinar o ângulo de curvatura do canal radicular, deve-se traçar uma linha longitudinal a partir da porção coronária e outra a partir do forame, com o objetivo de intersectar a primeira linha no ponto em que ela deixa o canal radicular. O ângulo formado seria, assim, o grau de curvatura da raiz. Por outro lado, para que seja obtido o raio de curvatura, deve-se também traçar uma linha longitudinal a partir da porção coronária, porém a linha que partir do forame não deve buscar interseção com a primeira. A porção curva será representada por um círculo com tangente em dois pontos: um em que o canal desvia para começar a curvatura e outro para terminar. Assim, o comprimento do raio do círculo poderá ser medido. As curvaturas de pequeno raio são caracterizadas pelo seu aspecto abrupto, enquanto que as graduais possuem valor maior de raio.

Haïkel, Serfaty e Senger (1999) examinaram três grupos de limas rotatórias de NiTi (Profile, Hero e Quantec) e avaliaram o tempo para ocorrer a fratura

considerando o raio de curvatura, o diâmetro e a conicidade dos instrumentos. Os instrumentos foram rotacionados a uma velocidade de 350 rpm e introduzidos em um dispositivo de aço que simulava um canal radicular. Foram simulados dois raios diferentes de curvatura, 5 e 10 mm. O tempo até a fratura foi registrado para todas as limas. O raio de curvatura assim como a conicidade e diâmetro dos instrumentos foram fatores significantes para determinar a resistência à fratura das limas testadas. O tempo para ocorrer a fratura diminuía para as limas de maior diâmetro e conicidade, assim como para o menor valor de raio de curvatura.

Zelada *et al.* (2002) avaliaram o efeito da curvatura do canal, em diferentes velocidades de rotação, na incidência de fratura de instrumentos rotatórios de NiTi. Foram utilizados cento e trinta canais radiculares de dentes molares, divididos em dois grupos de acordo com o grau de curvatura: maior que 30° e menor que 30°. Seus resultados indicaram que a curvatura do canal radicular foi um importante fator para o aumento do risco de fratura dos instrumentos rotatórios testados.

Com o objetivo de avaliar a possibilidade dos métodos de esterilização alterar as propriedades físicas dos instrumentos endodônticos, alguns autores vêm estudando a influência dos repetidos ciclos de limpeza, desinfecção e esterilização sobre os instrumentos de NiTi.

As alterações das propriedades físicas dos instrumentos de aço inoxidável, frente ao processo de limpeza e esterilização, já haviam sido evidenciadas (MICHELL; JAMES; NELSON, 1983; HAÏQUEL; SERFATY, 1996). Entendem os autores que os métodos citados alteram a resistência à torção e a eficiência de corte destes instrumentos.

Em 1997, Silvagio e Hicks publicaram um trabalho sobre o efeito da esterilização, tanto por calor seco quanto por calor úmido, sobre os instrumentos

rotatórios de NiTi (Profile). Os instrumentos foram submetidos a diferentes números de ciclos (0, 1, 5 ou 10) e, posteriormente, a ensaios de torção. Os autores concluíram que o processo de esterilização não aumentou a probabilidade de fratura dos instrumentos testados.

Ainda em relação à possibilidade dos processos de esterilização levarem a alterações nos instrumentos de NiTi, Mize *et al.* (1998) avaliaram as limas do sistema Lightspeed. Após repetidos ciclos de esterilização, os instrumentos eram submetidos a ensaios de fadiga cíclica em um tubo metálico oco, onde giravam livremente até fraturar. Os autores não observaram modificações nas limas que passaram por ciclos de esterilização em autoclave, quando comparadas àquelas não esterilizadas.

Hilt *et al.* (2000) estudaram o efeito de múltiplos processos de esterilização nas propriedades torcionais das limas de NiTi e aço inoxidável. Também foram avaliadas a dureza Knopp e a microestrutura das limas. Foram utilizados incrementos de 10, 20, 30 e 40 ciclos de autoclave, realizando tanto o ciclo completo (30 minutos) como o ciclo de tempo reduzido (10 minutos). Concluíram que nem o número de ciclos de esterilização, nem o tipo de esterilização por autoclave são capazes de afetar as propriedades torcionais de dureza e microestrutura dos instrumentos de NiTi e de aço inoxidável.

Schafer (2002) investigou possíveis alterações causadas pelo processo de esterilização na eficiência de corte, comparando instrumentos rotatórios de NiTi convencionais com instrumentos que receberam tratamento com deposição física de vapor. As limas foram submetidas a variados ciclos de esterilização. Os autores concluíram que após repetidos ciclos de esterilização as limas convencionais

perdem sua capacidade de corte, enquanto que as limas submetidas ao tratamento químico não sofreram alteração.

Borges *et al.* (2002) avaliaram o nível de corrosão em limas NiTi, após serem submetidas a repetidos ciclos de esterilização e simulação de uso em blocos de osso bovino. Os resultados mostraram que os instrumentos novos apresentavam um baixo potencial de corrosão e, à medida em que se repete o uso, este potencial é aumentado principalmente nas limas submetidas à esterilização por autoclave.

Craveiro de Mello, Bahia e Buono (2002) compararam o número de rotações para a fratura dos instrumentos Profile e Quantec de nenhum uso, após serem submetidos a repetidos processos de esterilização por calor seco. Observaram um aumento de, aproximadamente, 70% de resistência à fadiga cíclica, para os instrumentos com cinco ciclos de esterilização, quando comparados àqueles não submetidos à estufa.

O acionamento dos instrumentos rotatórios de NiTi pode ser feito por motores elétricos ou por motores a ar. Alguns estudos buscam esclarecer qual a velocidade ideal para o acionamento destes instrumentos.

Neste sentido, o trabalho de Gabel *et al.* (1999) avaliaram o efeito da velocidade rotacional empregada na distorção das limas de NiTi. Os autores utilizaram limas Profile 0,04 acionadas por motor a ar, para instrumentar molares humanos extraídos, nas velocidades de 166,67 e 333,33 rpm. Após observação em lupa, verificaram que quanto maior a velocidade de rotação maior será a distorção das espiras do instrumento.

Dietz *et al.* (2000) investigaram o efeito da velocidade de rotação sobre a fratura de instrumentos rotatórios de NiTi (Profile 0,04). Os instrumentos foram utilizados em blocos de osso bovino, que simulavam canais radiculares, variando a

velocidade em 150, 250 e 350 rpm. Embora os autores tenham esclarecido que todas as velocidades testadas propiciaram segurança em relação à fratura dos instrumentos, concluem que a ocorrência de fratura nas velocidades mais baixas é menos provável.

Bortnick, Steiman e Ruskin (2001) verificaram, por meio de fotografia, a distorção de limas de NiTi antes e após o uso em dentes humanos extraídos. Os autores variaram o tipo de motor, utilizando motores elétricos e a ar. Seus resultados não encontraram diferenças significantes entre os dois grupos.

Yared, Bou Dagher e Matchtou (2001a) avaliaram, por meio de lupa, instrumentos rotatórios de NiTi utilizados em canais de molares extraídos, nas velocidades de 150, 250, 350 rpm. Os autores concluíram que o acionamento na velocidade de 150 rpm proporciona menor distorção nas espiras.

Ainda com o objetivo de esclarecer a velocidade ideal para o acionamento dos instrumentos rotatórios de NiTi, Daugherty, Gound e Comer (2001) realizaram um estudo para comparar 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. Os autores utilizaram o sistema Profile 0,04 em molares humanos extraídos. Seus resultados indicaram que os instrumentos utilizados à velocidade de 350 rpm, proporcionam o dobro de eficiência e a metade das deformações, quando comparados com a velocidade de 150 rpm. Relatam, ainda, não ter ocorrido nenhuma fratura durante o experimento.

Li *et al.* (2002) ao analisarem instrumentos Profile 0,04, utilizados em blocos metálicos que simulavam canais curvos, nas velocidades de 200, 300 ou 400 rpm, observaram que, durante o ensaio de fadiga cíclica, quanto maior for a velocidade e o ângulo de curvatura, menor será o tempo para a ocorrência da fratura.

Observaram, também, que quanto maior a amplitude do movimento durante a instrumentação simulada, maior será o tempo para a ocorrência da fratura. A microscopia eletrônica mostrou que a fratura do tipo dúctil foi predominante.

O profissional pode encontrar no mercado motores que, além de apresentarem diversas opções de velocidade rotacional, dispõem de diferentes alternativas de torque. Este fato também mereceu a atenção de alguns pesquisadores.

Nesse sentido, Sattapan *et al.* (2000b) realizaram um estudo com o objetivo de mensurar o torque gerado durante a instrumentação rotatória, relacionando-o com aquele necessário para a fratura torcional. Os instrumentos (Quantec) foram utilizados em dentes humanos extraídos de portadores de canais retos. O torque gerado foi diretamente proporcional ao diâmetro da ponta do instrumento e o seu índice de conicidade. Verificaram que o torque necessário à fratura torcional foi significativamente maior que o torque gerado durante a instrumentação do canal radicular, porém com considerável variação na extensão da diferença.

Gambarini (2000) salienta que, quando são utilizados motores de elevado torque, o limite de torque específico para o instrumento geralmente é excedido. No entanto, se o torque for calibrado em valores abaixo do limite de elasticidade para cada instrumento, o risco de fratura diminui consideravelmente.

Yared, Bou Dagher e Machtou (2001b) avaliaram a incidência da fratura de instrumentos rotatórios de níquel titânio, variando o tipo de motor utilizado. Foram utilizados instrumentos Profile 0,06 em molares inferiores. O grupo I utilizou motor a ar de alto torque, enquanto que os grupos II e III utilizaram motores elétricos de baixo torque. Após inspeção dos espécimes por meio de lupa, os autores concluíram não haver diferença entre os grupos.

Gambarini (2001) investigou a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi (Profile), comparando instrumentos novos com instrumentos submetidos ao uso, tanto com motores de alto torque como de baixo torque. Os instrumentos submetidos ao uso foram utilizados em dez casos clínicos, pelo menos em seis molares. O autor concluiu que o acionamento por motor de baixo torque proporciona menor fadiga cíclica aos instrumentos testados.

Yared e Sleiman (2002) avaliaram a influência de motores a ar, elétricos de alto, baixo e baixíssimo torque, sobre as espiras de instrumentos rotatórios de NiTi. Foram utilizados instrumentos rotatórios Profile 0,06 do número 40 ao 15, pela técnica coroa-ápice, em molares humanos extraídos. Após o uso, os instrumentos eram inspecionados com lupa para verificar a presença de deformações nas lâminas. Não foram observadas deformações nos quatro grupos testados.

Peters *et al.* (2003) utilizaram o sistema Protaper para relacionar a anatomia do canal radicular e o torque. Foram utilizados molares inferiores, onde o torque aferido variou entre 0,08 e 2,2 N cm. Os autores concluíram que canais estreitos requerem valores superiores de torque.

Suffridge, Hartwell e Walker (2003) compararam a eficiência de limpeza de dois instrumentos rotatórios de NiTi (GT e Profile) acionados por motores com e sem controle de torque, em dentes humanos extraídos. Observaram, por meio de fotomicrografias, que a variação do torque não interferiu na eficiência de limpeza das paredes dentinárias do terço apical. No entanto, foram observadas distorções nas espiras dos instrumentos utilizados com o acionamento sem controle de torque.

O grau de adestramento do operador, para realizar a instrumentação valendo-se dos sistemas rotatórios com limas NiTi, é outro fator que pode influenciar na fratura do instrumento como mostra o estudo de Mandel *et al.* (1999), no qual foram

avaliados cinco cirurgiões-dentistas, sendo dois especialistas em Endodontia. O sistema utilizado foi o Profile, 0,04 e 0,06, na técnica coroa-ápice, valendo-se de canais simulados em resina que apresentavam padronização de curvatura. Todos os operadores passavam por um período de aprendizado. Dos 125 canais instrumentados, ocorreu a fratura em 21 instrumentos (16,8%), sendo 19 no período de aprendizado. Os autores enfatizam a necessidade de treinamento para aumentar a competência e diminuir o risco de acidentes.

Baumann e Roth (1999) compararam estudantes do terceiro ano de graduação com dentistas de larga experiência, no que diz respeito à habilidade na utilização de instrumentos rotatórios de NiTi. Após a instrumentação de blocos de resina, foram avaliadas a qualidade do preparo e a incidência de fraturas. Os resultados mostraram qualidade nos preparos em ambos os grupos e 9,4% de instrumentos fraturados, com uma maior incidência no grupo de estudantes de graduação.

Por sua vez, Mesgouez *et al.* (2003) observaram a influência do operador no tempo requerido para instrumentar canais simulados curvos, utilizando sistema rotatório de NiTi. Foram avaliados profissionais com larga experiência e profissionais que desconheciam a técnica de instrumentação. Os profissionais que desconheciam a técnica despenderam um tempo significativamente superior em relação aos profissionais mais experientes, apesar de passarem por um treinamento prévio.

Leonardo (2005) relata que a introdução da liga de NiTi, nos últimos dez anos, permitiu recuperar o princípio do movimento de rotação dos instrumentos no interior do canal radicular. Como consequência desta evolução, estão sendo comercializados um número significativo de sistemas de instrumentação mecânico-rotatória.

Segundo esse autor, devido às mudanças presentes em cada um dos instrumentos, faz-se necessário conhecer as modificações neles realizadas, suas características e considerações do seu *design*, que são dentre outras, a conicidade, as estrias e a configuração da ponta.

No presente estudo, serão avaliados dois sistemas rotatórios distintos (Race e K3). Portanto, cabe descrever as características de cada um para uma melhor compreensão do seu desempenho durante a fase experimental.

Os instrumentos oferecidos pelo Sistema FKG - Race (Reamer with Alternating Cutting Edges), desenvolvido pela empresa Suíça FKG – DENTAIRE), foi introduzido comercialmente em 2001, durante o Congresso Odontológico realizado em Colônia – Alemanha. Apresenta sua parte ativa na forma de lâminas de corte normais, com ângulos helicoidais alternados, o que elimina o efeito de “rosqueamento” no interior do canal. Sua seção transversal é triangular, favorecendo a ação de corte. Oferece, também, uma ponta inativa de segurança, evitando a possibilidade de formação de degraus. (LEONARDO, 2005).

Por outro lado, o Sistema K3 representa uma evolução das limas Quantec e foi introduzido comercialmente em 2001, pela Sybron Dental Specialties – Kerr – EUA. Esses instrumentos apresentam três planos radiais de corte positivo com ângulos diferentes, fazendo deste sistema, aquele que apresenta maior capacidade de corte. Os planos radiais mostram-se mais largos e diferentes (dois com alívio e um sem alívio). Apresentam ângulo helicoidal variável ao longo da parte ativa, favorecendo a remoção de raspas de dentina na face do ângulo de corte. Por apresentarem tríplice hélice, resistem mais à fratura, devido a uma menor tensão e maior distribuição da mesma. Observa-se diferença entre o diâmetro do núcleo e o

externo, com redução em direção ao cabo. A ponta desses instrumentos é inativa e seu cabo é menor. (ESTRELA, 2004; LEONARDO, 2005).

Segundo Mounce (2004), o ângulo helicoidal que varia de 31° para 43° ao longo da parte ativa das limas do sistema K3, proporciona maior resistência à fratura.

Diante das informações levantadas na literatura, é evidente a necessidade de se buscar maiores esclarecimentos sobre os diferentes fatores associados à fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi. Permanecem ainda muitas dúvidas relacionadas à fadiga cíclica desses instrumentos durante o uso, o que justifica a realização de novos estudos que possam elucidar alguns questionamentos ainda obscuros.

3 PROPOSIÇÃO

Valendo-se da hipótese de que o desenho dos instrumentos rotatórios de NiTi pode interferir na sua resistência à fratura, o objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi de diferentes características geométricas (Race - FKG e K3 - SybronEndo) antes e após o uso em canais artificiais curvos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Neste trabalho, foram testadas 48 limas endodônticas de NiTi de 25mm de comprimento, calibre #25 e conicidade 0,04 de diferentes características geométricas: limas K3 - SybronEndo, USA (Figura 4.1) e limas Race - FKG Dentaire, Swiss (Figuras 4.2).



Figura 4.1 – Limas K3 (SybronEndo)



Figura 4.2 – Limas Race (FKG Dentaire)

Os instrumentos foram divididos em dois grupos experimentais, considerando o tipo de sistema rotatório empregado. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos, baseando-se no número de uso a que foi submetido, conforme tabela abaixo.

Tabela 4.1 - Divisão dos grupos experimentais.

SISTEMA ROTATÓRIO	GRUPOS EXPERIMENTAIS	NÚMERO DE USOS	NÚMERO DE ESPÉCIMES
Race	A ₀	0	12
	A ₅	5	12
K ₃	B ₀	0	12
	B ₅	5	12
		Total	48

A execução de um plano piloto foi realizada previamente, para estabelecer o número mais adequado de repetições e verificar a variabilidade dos dados experimentais. Foram efetuadas três repetições para cada grupo mencionado, após o que foi aplicada a análise de variância dos dados obtidos no plano piloto, sem qualquer preocupação quanto ao tipo de distribuição dos dados. Após realizar a análise de variância preliminar, foi feito o teste estatístico para determinar o número de repetições para cada grupo experimental.

O ciclo de uso dos grupos A₅ e B₅ foi realizado por um único operador, cirurgião-dentista, especialista em Endodontia e com domínio da técnica automatizada. Para a simulação de uso, foram utilizados canais artificiais (Figura 4.3) confeccionados em resina epóxica com comprimento de 20 mm, padronizados com curvatura de 40° radianos e raio de 5 mm, o que permitiu uma aproximação de curvaturas freqüentemente encontradas em dentes naturais.

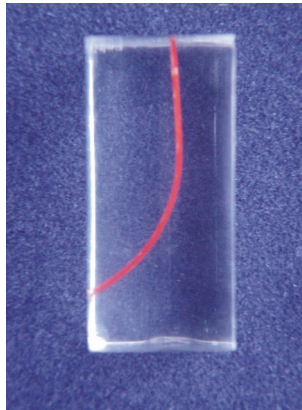


Figura 4.3 – Canal artificial.

O sistema rotatório foi acionado utilizando motor elétrico, Endo Pro Torque – Driller (Figura 4.4), na velocidade de 350 rpm e torque de 1 N/cm. Anteriormente à utilização das limas, os canais artificiais eram preenchidos com detergente (Limpol – Bom Bril) para promover uma umidificação e facilitar a ação dos instrumentos.



Figura 4.4 – Motor elétrico Endo Pro Torque.

Previamente à realização do ciclo de uso, foi efetuada a exploração dos canais artificiais com lima tipo K calibre #15 (Maillefer, Ballaigues, Swiss) e uma adequação, preparando-os no terço cervical, numa profundidade de 8 mm, com limas #25 de conicidade 0,10 (“Orifice opener”, SybronEndo, USA) e no terço médio e apical com um instrumento #20 de conicidade 0,04 (SybronEndo, USA), possibilitando, assim, o emprego do instrumento selecionado para o estudo.

A cinemática empregada pelo operador foi o movimento de *pecking* que consiste em exercer pressão suficiente para o avanço do instrumento milímetro a milímetro no canal, seguido de recuos suaves até alcançar o limite de trabalho; o ciclo de uso era considerado finalizado quando o instrumento não mais encontrasse resistência nas paredes do canal.

Após cada seqüência de uso, as limas eram lavadas em água corrente e sabão, secadas em papel toalha, embaladas em envelopes de poliamida e grau cirúrgico, para serem submetidas à esterilização por calor úmido sob pressão, onde permaneceram, em autoclave, por 20 minutos na temperatura de 134°C.

A fadiga cíclica dos instrumentos foi determinada por meio de um dispositivo para ensaios dinâmicos (Pessoa, 2003), o que apresenta um suporte para o posicionamento de um micromotor, com contra ângulo, para apreensão do instrumento (Figura 4.5). O instrumento testado permaneceu curvado e com liberdade para girar entre um cilindro e um bloco de aço durante o ensaio (Figura 4.6).

No presente estudo, o motor elétrico foi calibrado para trabalhar em rotação contínua na velocidade de 300 rpm e torque de 1N/cm. Após o posicionamento do instrumento, o motor foi acionado e, concomitantemente, foi feita a aferição do tempo. Após ser detectada a fratura, a cronometragem foi imediatamente interrompida e o tempo gasto desde o início do acionamento do motor até a fratura

do instrumento foi anotado para cada espécime. Os valores, expressos em segundos, foram em seguida transformados em número de rotações.

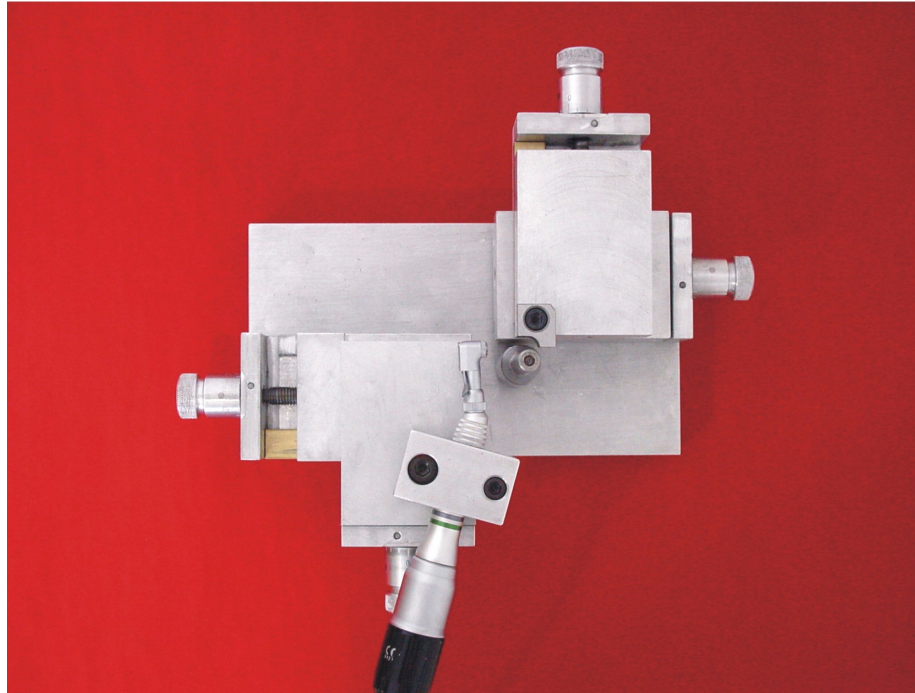


Figura 4.5 - Dispositivo para o ensaio de fadiga cíclica.

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

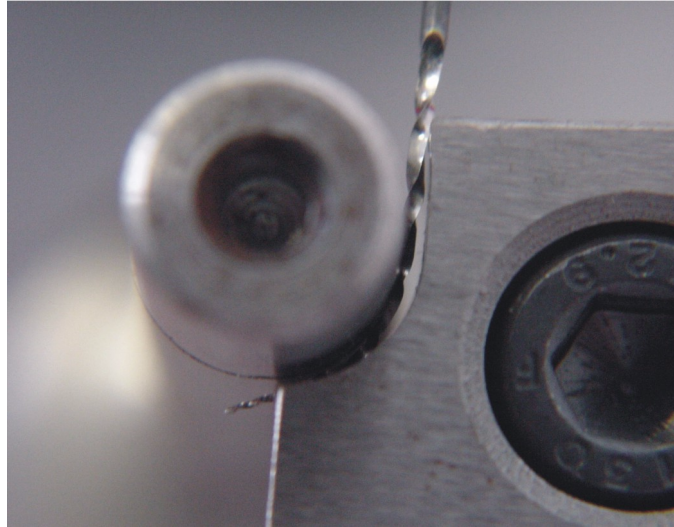


Figura 4.6 – Instrumento acomodado para a realização do ensaio

Subseqüente à obtenção da média e do desvio padrão, foi realizado o teste de normalidade de Anderson Darling, para verificar se a distribuição dos dados era normal. Em seguida foi realizado o teste de Bartlett para verificar a homogeneidade das variâncias.

De posse das informações acima citadas, foram empregados os testes estatísticos, iniciando-se pela Análise de Variância para verificar se existia diferença estatisticamente significativa entre as amostras testadas e, em seguida, foi aplicado o teste de Tukey, que comparou as médias, duas a duas, para verificar onde existia a diferença média na resistência. O grau de significância utilizado foide 5%.

5 RESULTADOS

Os valores originais de cada espécime, expressos em minutos, segundos e centésimos, assim como esses valores expressos apenas em segundos referente aos quatro grupos testados, encontram-se nos gráficos A e B.

Após a obtenção dos valores originais expressos em segundos, os mesmos foram transformados em número de rotações no momento da fratura.

Os valores expressos em número de rotações e as médias e desvios-padrão das médias para cada grupo testado encontram-se na Tabela 5.1 e Figura 5.1.

O grupo B0 (K3 0 uso) apresentou uma média superior de número de rotações, seguida, respectivamente, dos grupos B5 (K3 5 usos), A0 (Race 0 uso) e A5 (Race 5 usos).

Tabela 5.1 - Número de rotações no momento da fratura, média e desvios-padrão das médias nos diferentes grupos testados.

	A0	B0	A5	B5
ESPÉCIMES	Race	K3	Race	K3
1	175	350	145	260
2	175	335	10	295
3	200	445	70	370
4	200	580	60	325
5	125	360	80	200
6	225	475	15	445
7	230	505	90	260
8	255	340	10	220
9	185	525	90	245
10	125	665	60	250
11	165	385	55	480
12	325	525	5	535
MÉDIAS	198,75	457,50	57,50	323,75
DESVIOS-PADRÃO	55,68	106,61	42,13	109,78

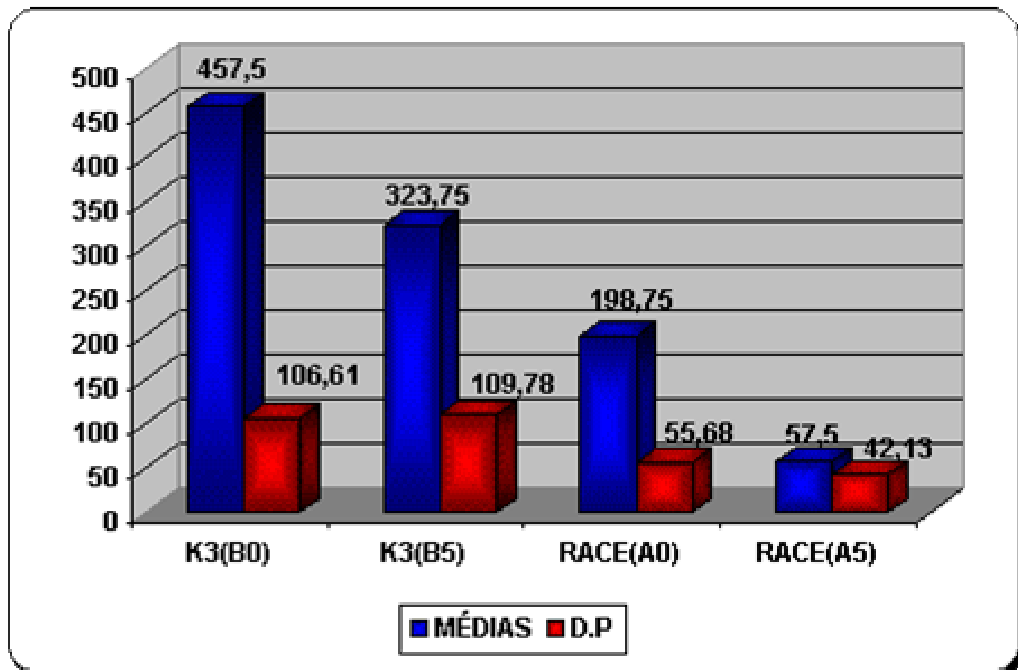


Figura 5.1 - Representação das médias e desvios-padrão do número de rotações no momento da fratura de limas Race e K3 no dispositivo de teste de fadiga cíclica.

Inicialmente, através do teste de normalidade de Anderson Darling, observado na Tabela 5.2, verificou-se que a suposição de normalidade foi aceita ao nível de significância de 5%, ou seja, os pontos (resíduos) do gráfico estão localizados aproximadamente ao longo de uma linha reta conforme a Figura 5.2.

Tabela 5.2 - Teste de Anderson Darling para normalidade do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.

Teste de Anderson Darling	
Estatística	0,551
P-value	0,147

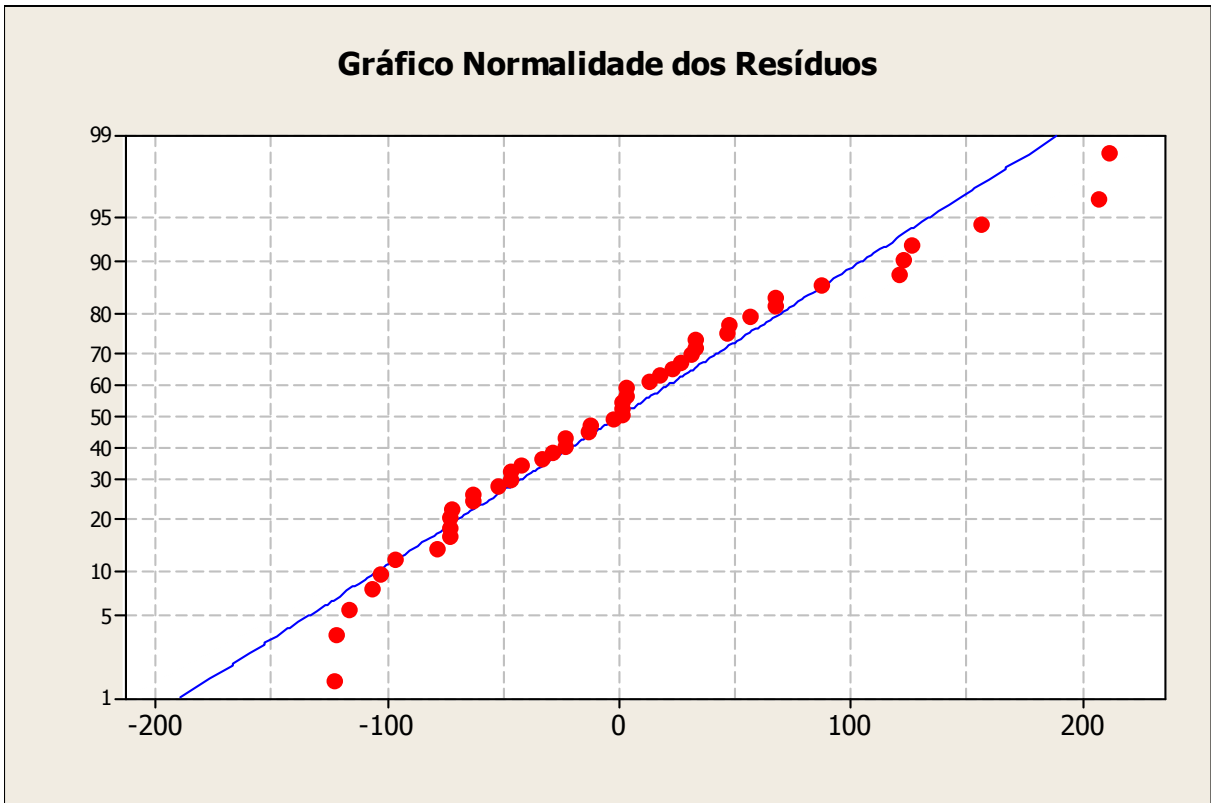


Figura 5.2 – Gráfico de normalidade do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.

Em seguida, através do teste de homogeneidade de Bartlett, observado na Tabela 5.3, verificou-se que a suposição de igualdade de variâncias foi aceita ao nível de significância de 5%, ou seja, os pontos estão distribuídos aleatoriamente em torno do zero, indicando uma estabilidade na variabilidade dos dados, de acordo com a Figura 5.3.

Tabela 5.3 - Teste de Bartlett para homogeneidade do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.

Teste de Bartlett	
Estatística	0,44
P-value	0,931

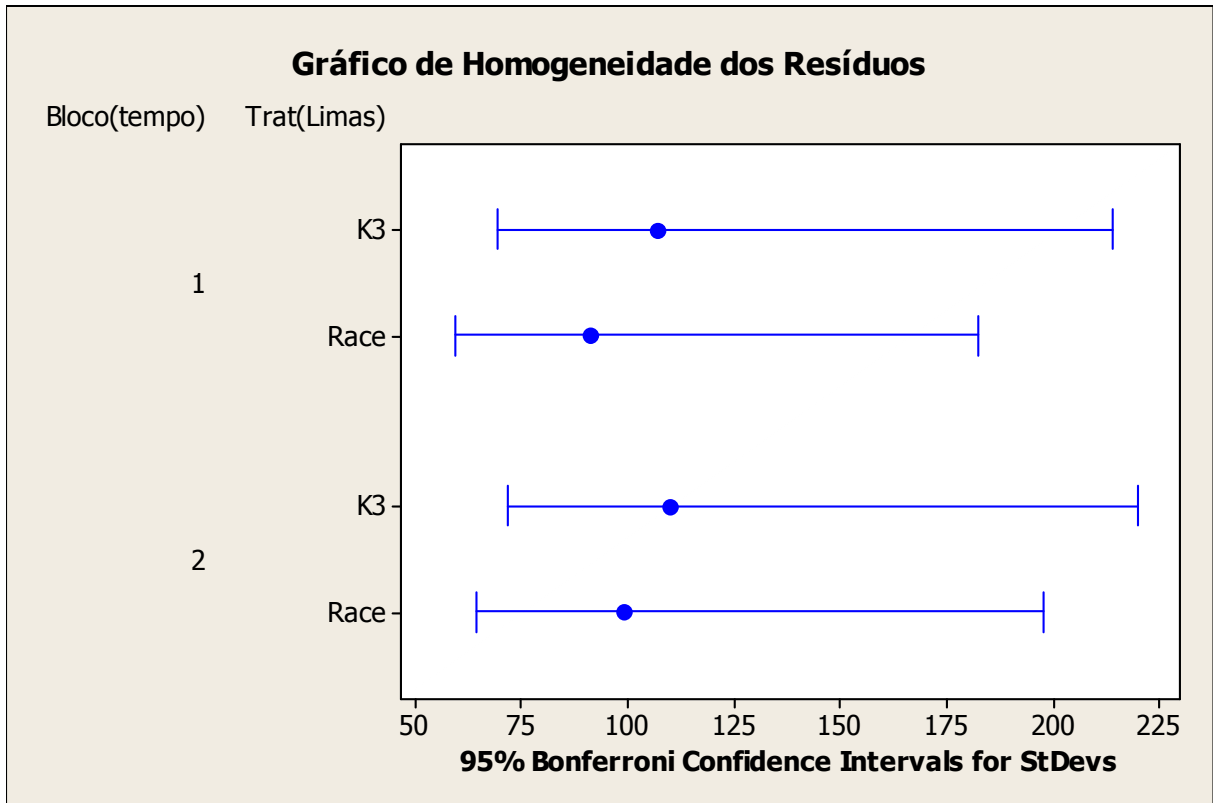


Figura 5.3 - Gráfico de Homogeneidade do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.

Em razão da distribuição da amostra ser normal e homogênea e da necessidade de realizar comparações entre mais de duas amostras, foi efetuada a análise de variância das médias amostrais para dois fatores.

Através da Tabela 5.4, referente à análise de variância, verificou-se que a resistência média à fadiga cíclica não foi a mesma para as duas procedências comerciais (Race e K3), também não sendo a mesma nos diferentes números de usos em canais artificiais. Assim, existe interação entre a procedência comercial e o número de usos, isto é, o comportamento médio da resistência à fadiga cíclica com o tempo de uso não foi o mesmo para as duas procedências comerciais. Dessa forma, foi possível concluir, com 95% de confiança, que os dois tipos de limas, os diferentes tempos de uso e também a interação entre estes dois fatores afetam a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi.

Tabela 5.4 - Análise de variância (ANOVA) do número de rotações no momento da fratura nos diferentes grupos.

F.V	G.L	SQ	QM	F	P-value
Tipos de Limas	1	826875	826875	116,91	0,000
Número de usos	1	226875	226875	32,08	0,000
Interação	1	169	169	0,02	0,000
Erro	44	3111213	7073		
Total	47	1365131			

Após ter verificado que existe diferença, ou seja, a procedência comercial e o tempo de uso influenciam diretamente na resistência à fadiga cíclica, aplicaram-se as comparações múltiplas através do teste de Tukey, que compara duas a duas os pares de médias para verificar onde existe a diferença média na resistência. A diferença entre as médias foi significativa para todos os grupos como mostra a Tabela 5.5.

Tabela 5.5 – Comparação entre os valores médios dos diferentes grupos, valendo-se do teste de Tukey.

Pares de média	Valor absoluto da diferença	P-Valor	Diferença entre os grupos	
Race(A0)	K3(B0)	-258,75	0,000	Significante
	Race(A5)	141,25	0,001	Significante
	K3(B5)	-125	0,004	Significante
K3(B0)	Race(A0)	258,75	0,000	Significante
	Race(A5)	400	0,000	Significante
	K3(B5)	133,75	0,002	Significante
Race(A5)	Race(A0)	-141,25	0,001	Significante
	K3(B0)	400	0,000	Significante
	K3(B5)	-266,25	0,000	Significante
K3(B5)	Race(A0)	125	0,004	Significante
	K3(B0)	-133,75	0,002	Significante
	Race(A5)	266,25	0,000	Significante

6 DISCUSSÃO

Durante décadas, a rotação dos instrumentos endodônticos no interior de canais curvos era contra-indicada devido à frequência de acidentes como deformações, degraus, transporte do forame e perfurações laterais (LEONARDO, 2005).

A introdução da liga de NiTi na fabricação de limas endodônticas possibilitou recuperar o princípio de rotação dos instrumentos no interior do canal radicular. A partir de então, diversos estudos foram desenvolvidos com o intuito de conhecer as características da liga, as propriedades físicas dos instrumentos, bem como seu comportamento frente à simulação clínica.

A liga de NiTi, além de elevada resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade (MIURA *et al.*, 1986; SERENE; ADAMS; SAXENA, 1995), apresenta, ainda, propriedades especiais como efeito memória de forma e superelasticidade (LEE *et al.*, 1988; OTUBO; MEI; KOSHIMIZU, 1997; SERENE; ADAMS; SAXENA, 1995; THOMPSON, 2000).

A superelasticidade é a capacidade dos instrumentos de NiTi, diante da deformação, retornar à sua forma original após retirada da carga (LEE *et al.*, 1988; SERENE; ADAMS; SAXENA, 1995). Sua grande capacidade de flexão confere uma vantagem em relação à instrumentação de canais curvos, pois as limas de NiTi não são permanentemente deformadas como ocorre com as limas de aço inoxidável, o que promove a prevenção de desvios de trajetória do canal radicular (LEONARDO, 2005).

Por outro lado, o efeito memória de forma ocorre quando um metal é deformado a uma certa temperatura de modo aparentemente permanente e recupera sua forma original, quando moderadamente aquecido (LEE *et al.*, 1988).

Segundo Serene, Adams e Saxena (1995), dentre as limas que apresentam memória de forma, a liga de NiTi é a mais utilizada por apresentar a maior deformação recuperável e o intervalo de temperatura de transformação mais adequado.

As excelentes propriedades da liga de NiTi permitiram a sua utilização na área odontológica, inicialmente na fabricação de arcos ortodônticos e, posteriormente, na confecção de instrumentos endodônticos.

Walia, Brantley e Gerstein (1988) foram os pioneiros no estudo dos primeiros instrumentos endodônticos de NiTi fabricados a partir de arcos ortodônticos usinados. O resultado deste trabalho permitiu o conhecimento da superioridade dos instrumentos de NiTi em relação aos de aço inoxidável no que tange à flexibilidade e resistência à torção.

Nesse aspecto, Lopes, Elias e Siqueira Jr., (2000) observam que o sentido da rotação, a natureza da liga e o método de fabricação interferem quantitativamente na deformação plástica da lâmina do instrumento, sendo mais acentuada nas limas endodônticas de aço inoxidável fabricadas por torção. Todavia, as limas torcidas apresentam uma rotação até a fratura significativamente maior do que as usinadas. Esse fato, segundo Eggert, Peters e Barbakow (1999) pode ser atribuído à deficiência de acabamento superficial comumente observada nos instrumentos usinados.

Vale ressaltar, que, no trabalho de Walia, Brantley e Gerstein (1988), ambas as limas testadas foram usinadas, uma característica não muito peculiar na fabricação de limas de aço inoxidável.

Segundo Lopes, Elias e Siqueira Jr., (2000) a fratura dos materiais consiste na sua separação em duas ou mais partes devido à aplicação de cargas lentas (tração, flexão, compressão, torção), pelo impacto, por carregamentos repetidos

(fadiga) ou por cargas de baixa intensidade atuando durante muito tempo (fluência). A fratura dos instrumentos endodônticos, durante o preparo do canal radicular, pode ocorrer por torção do instrumento, por flambagem e flexão e por dobramento e desdobramento do instrumento. Assim, durante a instrumentação, devido à diversidade anatômica dos canais, os eventos citados se fazem presentes nos instrumentos endodônticos de maneira simultânea e raramente isolados.

A fratura dos instrumentos rotatórios ocorre geralmente sob duas circunstâncias distintas: fadiga torcional e fadiga flexional (SERENE; ADAMS; SAXENA, 1995). A primeira ocorre nas situações em que a ponta do instrumento se prende enquanto sua haste continua a girar. A segunda é caracterizada pela fadiga cíclica, ou seja, quando o instrumento gira livremente em canais curvos e a fratura ocorre no seu ponto máximo de flexão (PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997).

A preocupação clínica consiste no fato de que essas limas podem ser fraturadas, sem aviso prévio, como também sem nenhuma deformação ou defeito visível previamente (LEONARDO, 2005).

Deduz-se dessa afirmação, a necessidade de estudos para avaliar tanto a resistência à torção, como também à fadiga cíclica.

A maioria dos estudos que tem avaliado a resistência à torção dos instrumentos rotatórios de NiTi apresentam resultados que correspondem ou mesmo excedem a especificação nº 28 da ANSI/ADA. No entanto, alguns trabalhos mostram superioridade dos instrumentos de NiTi em relação aos de aço inoxidável (CAMPS; PERTOT, 1994; CAMPS; PERTOT, 1995; MARSICOVETERE *et al.*, 1996; WALIA; BRANTLEY; GERSTEIN, 1988; WOLCOTT; HIMEL, 1997), enquanto outros mostram superioridade dos instrumentos de aço inoxidável em detrimento aos de NiTi (CANALDA-SAHLI; BRAU-AGUADÉ; BERÁSTEQUI-JIMENO, 1996; KAZEMI;

STENMAN, SPANGBERG, 2000; ROWAN; NICHOLLS; STEINER, 1996; TEPEL; SHÄFER; HOPPE, 1997).

A discordância de resultados pode estar relacionada à metodologia empregada, bem como à variedade geométrica dos instrumentos testados e à procedência comercial desses instrumentos.

No presente estudo, para simular o número de usos dos instrumentos, foram utilizados canais artificiais confeccionados em resina, método bastante utilizado na literatura (BAUMANN; ROTH, 1999; MANDEL *et al.*, 1999; MESGOUEZ *et al.*, 2003; SVEC; POWERS, 2000).

Esta escolha baseou-se no fato da utilização de blocos de resina ter se tornado um eficiente modelo experimental, pois elimina variáveis comumente encontradas, quando da utilização de dentes humanos extraídos, principalmente no que se refere à diversidade anatômica. Por outro lado, é importante lembrar as possíveis variações relativas à dureza superficial da resina em relação à dentina.

A curvatura com ângulo de 40° e raio de 5mm empregada foi escolhida em razão de melhor representar as condições clínicas de um canal com curvatura gradual. Cabe-nos enfatizar que a padronização do ângulo e raio de curvatura permite controlar variáveis relacionadas à anatomia dos canais. No entanto, os resultados aqui obtidos não podem ser transferidos para aquelas situações de curvaturas terminais abruptas com pequenos raios, pois segundo Pruett; Clement e Carnes (1997) a razão anatômica tem uma grande influência na fadiga cíclica de instrumentos rotatórios.

No que diz respeito à escolha do calibre do instrumento selecionado para o estudo, buscou-se um instrumento que apresentasse uma conicidade diferente do padrão ISO e diâmetro de ponta compatível com o trabalho no terço apical, ou seja,

um instrumento que pudesse ser considerado como crítico no processo de fadiga cíclica pelos fatores previamente discutidos.

Como a proposta do presente estudo foi comparar instrumentos de diferentes características e o comportamento desses instrumentos após o uso em ensaios de fadiga cíclica, a escolha dos sistemas Race e K3 levou em consideração o fato de se tratar de sistemas recentes no mercado, portanto pouco estudados.

Com relação ao acionamento, existe uma discussão em torno da velocidade ideal a ser utilizada. As velocidades propostas, na literatura, variam entre 150 e 400 rpm (DAUGHERTY; GOUND; COMER, 2001; DIETZ *ET AL.*, 2000; GABEL *et al.*, 1999; LI, 2002; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001a).

É evidente que, quanto maior a velocidade melhor o rendimento. Entretanto, há trabalhos que apontam uma relação direta entre a velocidade de acionamento e a distorção das espiras das limas (GABEL *et al.*, 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001a), bem como o aumento do risco à fratura (DIETZ *ET AL.*, 2000).

Contrariando essas idéias, Daugherty, Gound e Comer (2001) apontaram vantagens para o acionamento com velocidade de 350 rpm; pois, dessa maneira, além de haver um aumento da eficiência de corte, apresenta um índice de deformação aproximadamente 50% inferior quando comparado ao acionamento em 150 rpm.

Acrescente-se a isso, o fato da velocidade de rotação ter mostrado maior influência na distorção de instrumentos de pequeno diâmetro, quando comparados aos instrumentos mais calibrosos (BORTNICK; STEIMAN; RUSKIN, 2001). Há, também, uma tendência das áreas deformadas aparecerem na extremidade final do instrumento (GABEL *et al.*, 1999).

Por outro lado, os achados de Ulmann e Peters (2005) relatam que a resistência à fadiga cíclica diminui com o aumento do calibre do instrumento e

rotações que variam entre 158 a 450 rpm. Fato que pode demonstrar que independente das distorções estarem presentes ou não, o instrumento pode estar no limite de sua resistência em virtude do carregamento cíclico.

Em razão das características morfológicas da lima Race, o fabricante recomenda o seu acionamento a uma velocidade de 300 a 600 rpm.

Por outro lado, o fabricante da lima K3, orienta que a velocidade de rotação de seu sistema deve ser de 250 rpm e nunca acima de 300 rpm. No entanto algumas técnicas de instrumentação que utilizam limas K3 já recomendam o seu acionamento na velocidade de 300 a 350 rpm (LEONARDO, 2005).

A velocidade de 350 rpm, empregada no presente estudo, buscou um valor que pudesse satisfazer as recomendações dos fabricantes dos sistemas rotatórios estudados, mas, que também estivesse de acordo com as técnicas de instrumentação já consagradas pelo uso clínico.

Com relação ao torque, Gambarini (2000) salienta que a utilização de motores com elevado torque geralmente excedem o limite específico para o instrumento. No entanto, se o torque for calibrado em valores abaixo do limite de elasticidade do instrumento, o risco de fratura diminui consideravelmente.

Por outro lado, instrumentos mais calibrosos exigem maior torque do que aqueles de menor diâmetro (SATTAPAN *et al.*, 2000b). Contudo, a variação de torque pouco influencia no grau de distorção das espiras dos instrumentos (YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 2001b; YARED; SLEIMAN, 2002).

A resistência à fadiga cíclica também mostrou-se reduzida para os instrumentos acionados com elevados torques, o que pode indicar que o torque pode interferir na vida útil do instrumento. (GAMBARINI, 2001).

Por sua vez, Peters *et al.* (2003) afirmam que canais estreitos exigem valores superiores de torque, apontando para a influência da anatomia sobre o torque exigido para os instrumentos rotatórios.

No presente estudo, optou-se pela padronização do torque em 1N cm, tanto na simulação do uso nos canais artificiais, como durante o ensaio para avaliar a resistência à fadiga cíclica. A escolha teve em vista as características anatômicas dos canais, bem como o calibre dos instrumentos testados no experimento.

Com o objetivo de eliminar a variável relacionada ao operador e evitar fatores ligados à falta de adestramento, foi utilizado um único profissional especialista em Endodontia e experiente em sistemas rotatórios com instrumentos de NiTi.

A literatura é unânime em afirmar a importância do treinamento prévio com os sistemas rotatórios, quando a habilidade assume importante papel no controle da cinemática da instrumentação automatizada (BAUMANN; ROTH, 1999; MANDEL *et al.*, 1999; MESGOUEZ *et al.*, 2003).

Nesse sentido, a cinemática de recuo e avanços progressivos impedem que a flexão máxima ocorra sempre num mesmo ponto, diminuindo, assim, a fadiga cíclica e, por conseguinte, aumentando a vida útil do instrumento (LI *et al.*, 2002).

Corroborando com essa afirmativa, Fife, Gambarini e Britto (2004) sugerem que erros primários e o uso incorreto do instrumento são os maiores responsáveis pela fratura intra-canal do instrumento.

Um outro aspecto a ser analisado é a forma de padronização da simulação clínica. No presente trabalho, não foi estipulado o tempo em que cada instrumento trabalhou no canal artificial, como no estudo de Zuolo e Walton (1997). O critério para convencionar quando o ciclo se encerrava foi baseado no desempenho do

próprio instrumento em alcançar o comprimento de trabalho e o seu posterior alargamento.

Esse critério é o mais adotado na literatura, tanto para estudo em dentes humanos extraídos (BONETTI FILHO *et al.*, 1998; EGGERT; PETERS; BARBAKOW, 1999; SVEC; POWERS, 2002; TONGBAIYAI; TORABINEJAD, 1999; TYGESEN; STEIMA; CIAVARRO, 2001; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999), quanto para canais artificiais em resina (BAUMANN; ROTH, 1999; MANDEL *et al.*, 1999; MESGOUEZ *et al.*, 2003; SVEC; POWERS, 2000).

Torna-se necessário considerar que a seqüência de uso diminui gradativamente o corte do instrumento (HAÏKEL *et al.*, 1996), fato que já justificaria a não utilização do tempo como parâmetro de uso.

Na divisão dos grupos experimentais, foram testados instrumentos de nenhum uso e cinco usos, de procedências comerciais diferentes. Embora a literatura apresente estudos com diferentes usos, como cinco usos (YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999), nove usos (EGGERT; PETERS; BARBAKOW, 1999) ou até vinte usos (TONGBAIYAI; TORABINEJAD, 1999), no presente estudo não houve a necessidade de comparar instrumentos com mais de cinco usos, visto que, com este número de repetições há uma diminuição significativa na resistência à fadiga cíclica (PESSOA, 2003).

Outro aspecto a ser considerado na determinação dos grupos experimentais, foi o fato do presente estudo ter como propósito não apenas investigar a influência do uso, mas também a influência da procedência comercial sobre a resistência à fadiga cíclica.

Alguns autores já demonstraram a preocupação de estudar as características morfológicas dos instrumentos endodônticos por meio de avaliação numérica como o

método do limite integral (TURPIN *et al.*, 2001) ou pelo método do elemento finito (BERUTTI *et al.*, 2003), com o objetivo de elucidar a associação das características geométricas com possíveis tensões sofridas pelo instrumento no interior do canal.

Torna-se conveniente, ainda, discutir aspectos relacionados à influência dos processos de esterilização, calor seco ou calor úmido, nas propriedades físicas dos instrumentos de NiTi.

Serene, Adams e Saxena, (1995) constataram que as limas de NiTi aumentam sua dureza, quando são submetidas a ciclos de esterilização na estufa ou autoclave. Confirmando esses achados, Craveiro de Melo, Bahia e Buono (2002), analisando instrumentos após cinco ciclos de esterilização por calor seco, observaram que a resistência à fadiga cíclica aumentou em até 70%.

Por outro lado, opondo-se a essas idéias, os resultados encontrados por Hilt *et al.* (2000), Mize *et al.* (1998) e Silvágio e Hicks (1997) não verificaram nenhuma alteração nas propriedades físicas dos instrumentos de NiTi, quando submetidos a ciclos de esterilização.

Ainda em relação ao processo de esterilização, alguns trabalhos relatam a alteração da resistência à torção e a eficiência de corte dos instrumentos (HAÏQUEL *et al.*, 1996; MICHELL; JAMES; NELSON, 1983; SHÄFER, 2002).

No presente estudo, as limas foram esterilizadas por calor úmido, no intervalo de cada ciclo de uso, com a finalidade de aproximar a simulação laboratorial às condições clínicas. Acrescenta-se à escolha desse método de esterilização, o fato da autoclave representar, atualmente, um método seguro e bastante utilizado na prática clínica.

Cabe, ainda, considerar a utilização de detergente como substância química auxiliar, durante o ciclo de uso. Tendo em vista que nesse estudo foram utilizados

canais artificiais, o objetivo da solução irrigadora foi somente facilitar a penetração dos instrumentos no interior dos canais, bem como diminuir o atrito junto às paredes.

Valendo-se dos resultados do presente estudo, foi verificado que o tempo de uso e a procedência comercial influenciam na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de NiTi.

Os resultados que indicaram diminuição da resistência à fadiga cíclica, em decorrência do tempo de uso, contrariam os resultados encontrados por Yared, Bou Dagher e Machtou (1999 e 2000). Tal divergência pode ser atribuída à metodologia empregada, no que diz respeito à velocidade de acionamento dos instrumentos, à procedência comercial, bem como ao tipo de dispositivo utilizado para a realização do ensaio de fadiga cíclica.

No entanto, ao confrontar os resultados do presente estudo com o experimento de Pessoa (2003), que utilizou métodos bastante semelhantes, os resultados mostram-se muito próximos, no que se refere à influência do tempo de uso na resistência à fadiga cíclica.

Adiciona-se a isto, os resultados do estudo de Gambarini (2001) que, valendo-se de dentes humanos, apresentou valores absolutos muito próximos daqueles encontrados no presente estudo. Tal fato revela ser positiva a utilização de canais artificiais como modelo experimental na simulação de uso de instrumentos rotatórios de NiTi.

Considerando que o objetivo do presente estudo foi avaliar não somente a influência do tempo de uso, mas também a influência da procedência comercial na resistência à fadiga cíclica, cabe nesse momento discutir os resultados referentes à essa variável.

Foi observada diferença, estatisticamente significativa, entre todos os grupos de limas estudados. O grupo B0 (lima K3 com nenhum uso) foi o grupo que apresentou maior resistência à fadiga cíclica, seguido do grupo B5 (lima K3 com cinco usos), grupo A0 (lima Race com nenhum uso) e grupo A5 (Race com 5 usos).

Os resultados demonstraram que as limas K3, mesmo após cinco simulações de uso, apresentaram maior resistência nos testes de fadiga, quando comparadas às limas Race com nenhum uso. Tal fato sugere que as características geométricas do instrumento podem interferir na resistência à fadiga.

Os achados de Costa e Santos (2000) fortalecem esses resultados, quando afirmaram que a resistência torcional dos instrumentos rotatórios de NiTi pode estar associada às diferentes procedências comerciais e características no desenho da lima.

Alguns trabalhos são unânimes em afirmar que, quanto maior a massa metálica, maior é a força necessária para ocorrer a fratura nos ensaios de resistência à torção (CAMPS; PERTOT, 1995; MAIA FILHO, 2003; SHIMABUKO, 2000).

Por outro lado, Costa e Santos (2000) esclarecem que ao aumentar a massa metálica do instrumento para otimizar a sua capacidade de corte, há um aumento da rigidez, diminuindo, assim, sua resistência à torção.

Nesse sentido, Ullmann e Peters (2005) relatam que a resistência à fadiga cíclica diminui com o aumento do diâmetro do instrumento, sugerindo o descarte de instrumentos calibrosos que tenham sido submetidos a alguma fadiga cíclica.

Nas características geométricas dos instrumentos K3, observa-se diferenças entre o diâmetro do núcleo e o diâmetro externo das limas, com redução em direção ao cabo. Dessa forma, na área da ponta do instrumento, a profundidade variável do

centro da lima em relação ao diâmetro externo é proporcionalmente maior, local onde a rapidez de corte do instrumento é mais importante. (LEONARDO, 2005).

Torna-se, ainda, oportuno discutir outros fatores, além daqueles relacionados com a massa metálica. O ângulo de corte e o ângulo helicoidal do instrumento influenciam no grau de atrito nas paredes dentinárias, sendo o ângulo de corte positivo maior a chance de escavamento na dentina, o que aumentaria o estresse. Por sua vez, o ângulo helicoidal que determina a capacidade de eliminação das raspas de dentina, pode indiretamente interferir na capacidade de corte do instrumento e assim, também influenciar no grau de estresse.

Neste sentido, os sistemas rotatórios estudados apresentam características diferentes quanto ao ângulo helicoidal. O sistema K3 oferece ângulo helicoidal que varia de 31° para 43° ao longo da parte ativa o que, segundo Mounce (2004), proporciona maior resistência à fratura. Por sua vez, o sistema Race apresenta ângulos helicoidais alternados o que, segundo o fabricante, elimina o efeito de “rosqueamento” no interior do canal.

Considerando que o ângulo helicoidal interfere na eliminação das raspas de dentina, a variação no ângulo helicoidal do sistema K3 pode ter contribuído para a sua melhor performance no presente estudo.

Cabe ainda discutir as diferenças na secção transversal de cada sistema. A secção transversal dos instrumentos K3 apresenta-se como tríplice hélice, enquanto a secção dos instrumentos Race apresenta-se triangular.

Por apresentarem tríplice hélice, os instrumentos K3 resistem mais à fratura, devido a uma menor tensão e maior distribuição dessa tensão, contrariamente aos instrumentos tipo tríplice U, nos quais a tensão é mais concentrada nas estrias, aumentando o risco de fratura (LEONARDO, 2005).

Ao contrário das demais limas, o Sistema K3 apresenta limas com uma ampla superfície radial, elemento que suporta as lâminas de corte. Segundo Mounce (2004), quanto menos suporte tiver as lâminas de corte, menor será a resistência do instrumento ao estresse torcional ou rotacional.

Outra característica do Sistema K3, é a presença de duas superfícies radiais com superfícies de descanso, o que minimiza a resistência ao corte, enquanto que a terceira superfície radial é estreita e mantém contato com a superfície dentinária em toda sua extensão maximizando sua força. Por outro lado, o Sistema Race não apresenta superfícies de descanso, o que mantém as três superfícies radiais em contato com a superfície dentinária. Esse fator pode ter contribuído para um maior desgaste desses instrumentos.

É importante, também, refletir sobre a aplicação de resultados obtidos a partir de estudos *in vitro* na prática clínica. A utilização do senso crítico, ao buscar os pontos mais significantes desse tipo de estudo, torna-se fundamental.

É evidente, pelos aspectos debatidos, que há a necessidade de especificações de fabricação, diretamente voltadas aos instrumentos de NiTi acionados a motor, pois os mesmos não podem ser submetidos a avaliações com base nos critérios adotados para as limas manuais.

Cabe enfatizar, ainda, a importância de se estabelecer protocolos para a técnica automatizada, levando em consideração a diversidade de sistemas rotatórios disponíveis no mercado. Da mesma forma, é coerente lembrar da individualidade de cada caso clínico, o que torna o conhecimento dos instrumentos utilizados e o bom senso profissional, fortes aliados para o alcance do sucesso da terapia endodôntica com instrumentos rotatórios de NiTi.

Finalmente, não podemos descartar o fato da resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de NiTi sofrer a influência de vários fatores, o que sugere novos estudos para o esclarecimento desses aspectos.

7 CONCLUSÕES

Valendo-se da metodologia aplicada no presente estudo e diante dos resultados obtidos, é coerente afirmar que:

1. o uso e a característica geométrica dos instrumentos rotatórios de NiTi influenciam na sua resistência à fadiga cíclica;
2. os instrumentos utilizados durante cinco ciclos de uso, apresentam menor resistência à fadiga cíclica, estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação aos instrumentos novos de mesma característica geométrica;
3. os instrumentos K3, independente do número de usos, apresentam maior resistência à fadiga cíclica em relação aos instrumentos Race.

REFERÊNCIAS¹

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.

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.

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

Borges LP, Santos M, Borges LH, Miranzi MAS, Assumpção HMR. Corrosão em limas de níquel-titânio após a instrumentação, desinfecção e esterilização. 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, Lijina M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. J Endod 2002; 28(11):774-8.

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

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

Camps J, 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-Aguade E, Berastegui-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.

Carvalho LAP. Avaliação do preparo 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: UNESP; 2000.

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

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

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

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.

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.

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

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

Estrela C. *Ciência Endodôntica*. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

Fife D, Gambarini G, Britto LR. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97(2):251-6.

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. *Endod Dent Traumatol* 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* 2001; 27(12):772-4.

Haikel Y, Serfaty R, Bleicher P, Lwin TT, Allemann C. Effects of cleaning, disinfection, and sterilization procedures on the cutting efficiency of endodontic files. *J Endod* 1996; 22(12):657-61.

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.

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.

Kazemi R, Stenman E, Spangberg LA. 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.

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

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

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

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

Leonardo MR. Endodontia: tratamento de canais radiculares: princípios técnicos e bioógicos. São Paulo: Artes Médicas, 2005.

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 J. 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: UNESP; 2003.

Mandel E, Adib-Yzdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary 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 J, Del Rio CE. Torsional testing of the Lightspeed nickel-titanium instrument system. *J Endod* 1996; 22(12):681-4.

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

Mitchell BF, James GA, Nelson RC. The effect of autoclave sterilization on endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 55(2):204-7.

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 Dentofacial Orthop* 1986; 90(1):1-10.

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

Mounce RE. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent Clin North Am.* 2004, 48:137-57.

Otubo J, Mei PR, Koshimizu S. Materiais com efeito de memória de forma, características principais e possíveis aplicações. In: 14^o Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica; 1997 dez; Bauru. Bauru: Cobem; 1997. 1v.

Pessoa OF. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio em razão do uso. São Paulo: USP; 2003.

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

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

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

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

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: USP; 2002.

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

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

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

Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments: applications in endodontics. St. Louis: Ishiyaku Euro America; 1995.

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

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

Spangberg LSW. Instruments, materials and devices. In: Cohen S, Burns RC. *Pathways of the pulp*. 7^a ed. St. Louis: CV Mosby C; 1998. p. 476-531.

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

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

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.

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

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

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

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

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

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

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

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

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. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2000; 33(3):204-7.

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

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J* 2001; 34(1):471-75.

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.

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

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

Apêndices

APÊNDICE A - Número de rotações no momento da fratura, nos diferentes grupos testados, expressos em minutos, segundos e centésimos.

Réplicas	A0 Race	B0 K3	A5 Race	B5 K3
1	0,35,31	1,10,15	0,29,03	0,52,46
2	0,35,13	1,07,16	0,01,68	0,58,50
3	0,40,19	1,28,84	0,14,12	1,14,28
4	0,39,87	1,55,75	0,11,91	1,04,50
5	0,25,47	1,12,00	0,16,23	0,40,16
6	0,45,38	1,34,87	0,03,25	1,28,94
7	0,46,31	1,41,07	0,17,81	0,51,78
8	0,50,94	1,07,86	0,02,12	0,44,44
9	0,37,22	1,45,25	0,17,81	0,49,28
10	0,25,03	2,13,01	0,12,81	0,49,97
11	0,33,22	1,16,88	0,10,58	1,35,81
12	1,04,50	1,46,13	0,01,08	1,46,62

APÊNDICE B – Número de rotações no momento da fratura, nos diferentes grupos testados, expressos em segundos.

Réplicas	A0 Race	B0 K3	A5 Race	B5 K3
1	35	70	29	52
2	35	67	2	59
3	40	89	14	74
4	40	116	12	65
5	25	72	16	40
6	45	95	3	89
7	46	101	18	52
8	51	68	2	44
9	37	105	18	49
10	25	133	12	50
11	33	77	11	96
12	65	105	1	107