



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Faculdade de Odontologia

Marco Aurélio Rodrigues do Prado

**Influência da conicidade no comportamento
mecânico de instrumentos de níquel-titânio**

Rio de Janeiro
2008

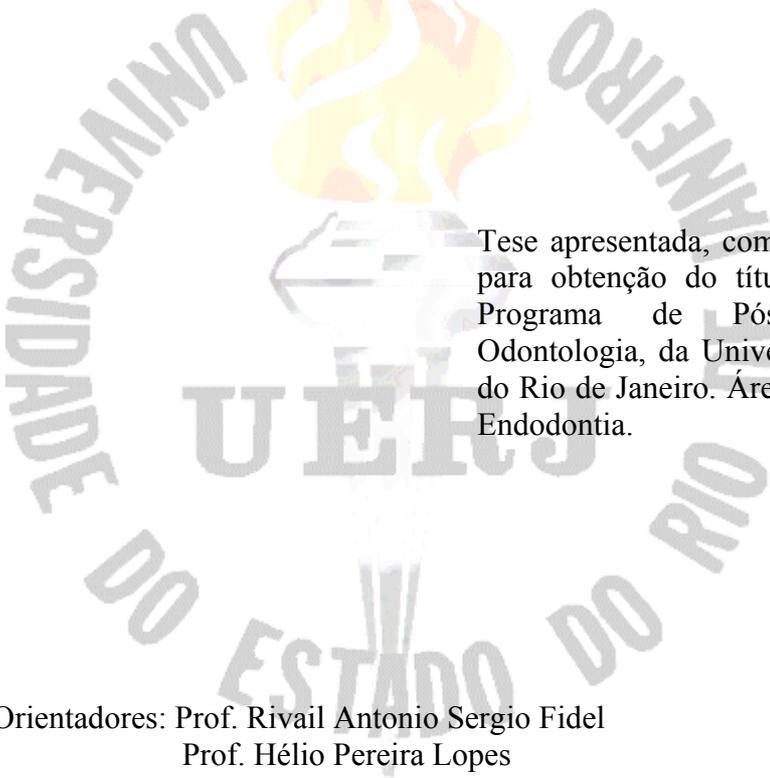
Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Marco Aurélio Rodrigues do Prado

**Influência da conicidade no comportamento
mecânico de instrumentos de níquel-titânio**



Tese apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Endodontia.

Orientadores: Prof. Rivail Antonio Sergio Fidel
Prof. Hélio Pereira Lopes

Rio de Janeiro

2008

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

P896 Prado, Marco Aurélio Rodrigues do.
Influência da conicidade no comportamento mecânico de instrumentos de níquel-titânio./ Marco Aurélio Rodrigues do Prado. – Rio de Janeiro - 2008.
98 f.

Orientadores: Rivail Antônio Sérgio Fidel, Hélio Pereira Lopes.
Tese (Doutorado)- Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.

1. Instrumentos e aparelhos odontológicos. 2. Ligas de níquel-titânio (Endodontia). 3. Mecânica da fratura. 4. Resistência de materiais. 5. Elasticidade (Mecânica). I. Fidel, Rivail Antonio Sergio. II. Lopes, Hélio Pereira. III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

CDU
616.314

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese.

Assinatura

Data

Marco Aurélio Rodrigues do Prado

**Influência da conicidade no comportamento
mecânico de instrumentos de níquel-titânio**

Tese apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Endodontia.

Aprovado em: 19 de fevereiro de 2008

Orientadores:

Prof. Rivail Antonio Sergio Fidel
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Hélio Pereira Lopes
Associação Brasileira de Endodontia

Banca Examinadora:

Prof.^a Sandra Rivera Fidel
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Carlos Nelson Elias
Instituto Militar de Engenharia

Prof. Antonio Marcio Resende do Carmo
Faculdade de Odontologia da UFJF

Prof. Carlos Augusto de Melo Barbosa
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Paulo Aloísio Egreja
Faculdade de Odontologia da UERJ

Rio de Janeiro
2008

DEDICATÓRIA

Dedico esta pesquisa à minha maravilhosa família.

Aos meus pais, Waldir e Antonietta, pelo exemplo de amor e obstinação que tive. São os meus ídolos. Às minhas irmãs Maria Angélica e Maria Cláudia, pela ternura com que educaram seu irmão caçula. Aos meus filhos Gustavo e Vinícius, pelo amor que nos unge e abençoa. Meus dois menininhos são as principais razões da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus orientadores, Professor Rivail Antônio Sérgio Fidel e Professor Hélio Pereira Lopes pelo carinho, simpatia, conhecimento, dedicação e tudo o mais com que me brindaram na complexa tarefa de nortear este trabalho.

Devo ressaltar que nesta família profissional incluo a Professora Sandra Fidel, tamanho o desprendimento com o qual nos apresentou sua instituição.

Agradeço o Professor Carlos Nelson Elias, pesquisador que nos abriu os laboratórios do Instituto Militar de Engenharia (IME – Exército Brasileiro – Rio de Janeiro) para os nossos ensaios e nossas imagens, presenciou-os e forneceu total apoio para a realização dos nossos testes.

Sem a colaboração e a boa vontade do Professor Edson Moreira não teríamos realizado o ensaio de flexão rotativa. Devemos também a ele nossas análises estatísticas.

Meus colegas-irmãos Patrícia Penina, Cynthia Gomes e Gustavo Ribeiro, formaram um maravilhoso ambiente de estudo nesta turma do Curso de Doutorado/UERJ.

Agradeço ainda a CAPES que ao fomentar nossos estudos nos deu provas de que o governo brasileiro pôde nos ajudar a estudar.

Agradeço a Deus por nossas vidas.

RESUMO

PRADO, Marco Aurélio Rodrigues do. **Influência da conicidade no comportamento mecânico de instrumentos de níquel-titânio**. 2008 98f. Tese (Doutorado em Endodontia) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2008.

Este trabalho tem como objetivo avaliar a influência da conicidade de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor, na flexibilidade; na resistência a fratura por torção à direita e na resistência a fratura por flexão rotativa, analisando ainda por meio de microscopia eletrônica de varredura a superfície de fratura dos instrumentos ocorridas por torção e por flexão rotativa, bem como a configuração das hélices das hastes de corte helicoidais dos instrumentos junto ao ponto de fratura. Foram utilizados sessenta instrumentos fabricados em níquel-titânio acionados a motor da marca K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr, México), valores nominais de 25mm de comprimento, e de 0,25mm de diâmetro em D₀, nas conicidades de 0,02 – 0,04 e 0,06mm/mm. Dez instrumentos endodônticos de cada conicidade foram avaliados por meio do ensaio não destrutivo de flexão em cantilever e dez instrumentos endodônticos de cada conicidade foram avaliados por meio dos ensaios destrutivos de torção à direita e de flexão rotativa. Diante das metodologias empregadas, dos resultados obtidos e após a execução dos testes estatísticos: Análise de variância no nível de significância de 5%, e do teste de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls a 5%, podemos concluir que: A flexibilidade dos instrumentos ensaiados diminui com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal. O ângulo máximo de torção dos instrumentos ensaiados por torção diminui com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal. O torque máximo até a fratura dos instrumentos ensaiados por torção aumentou com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal. O número de ciclos para a fratura em flexão rotativa diminui com o aumento da conicidade e com o aumento da resistência em flexão (diminuição da flexibilidade) dos instrumentos endodônticos ensaiados. E quanto à análise por meio do microscópio eletrônico de varredura, independentemente, da conicidade e do tipo de carregamento, (torção ou flexão rotativa) aplicado ao instrumento endodôntico, podemos concluir que as amostras fraturadas apresentaram superfície de fratura com característica dúctil. No ensaio de torção, observou-se a reversão do sentido das hélices das hastes de corte helicoidais junto ao ponto de imobilização dos instrumentos. No ensaio de flexão rotativa não ocorreu reversão do sentido das hélices das hastes de corte helicoidais (deformação plástica visível) dos instrumentos fraturados.

Palavras-chave: Instrumentos endodônticos. Níquel-titânio. Flexibilidade de instrumentos. Fratura de instrumentos.

ABSTRACT

This work has as purpose to evaluate the influence of motor – driven nickel-titanium instruments tapering, in the flexibility, resistance to fracture by twisting to the right by rotating flexure, analyzing also by means of scanning electronic microscopy the instruments fracture surface arising by twisting and rotating flexure, as well as the configuration of helices of helical cutting rods of instruments near the fracture point. Sixty instrument made of nickel-titanium and motor-driven of K3[®] brand were used (Sybron Dental Specialties-Kerr, Mexico), nominal value of 25mm long, and 0,25mm diameter in D₀, in tapering of 0,02 – 0,04 and 0,06mm/mm. Ten endodontic instruments of each tapering were evaluated by means of the non destructive test of flexure in cantilever and ten endodontic instruments of each tapering were evaluated by means of destructive tests twisting to the right and rotating flexure. After the performance of statistic test, variance analysis at significance level of 5%, and multiple comparison test from Student-Newman-Keuls to 5%, Taking into consideration the implemented methodology, the applied statistical techniques (e.g. variance analysis at significance level of .05 and multiple comparison test from Student-Newman-Keuls at significance level of .05), and the obtained results, it was demonstrated that the flexibility of the instruments tested decreases as the tapering of the helices of helical cutting rods increases. The maximum twisting angle of the instruments tested by twisting decreases as the tapering of the helices of helical cutting rods increases. The maximum torque up to the fracture of the tested instruments increased as the tapering of the helices of helical cutting rods increased. The number of cycles for the fracture in rotating flexure decreases as the tapering increase and the increase of the resistance in flexure (flexibility decrease) of the tested endodontic instruments increased. The analysis by scanning electronic microscopy revealed that, independently of the tapering and the rotating type (twisting or rotating flexure) applied to the endodontic instrument, the fractured samples presented fractured surface of ductile characteristics. A reversion of the helical cutting rods course was observed on the twisting test near the immobilization point. A reversion of the helical cutting rods course (visible plastic deformation) on the rotating flexure test of the fractured instruments was not observed.

Keywords: Endodontic instruments. Nickel-titanium. Instruments flexibility. Instruments fracture.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-	(A) Bloco medidor (B) Instrumentos inseridos nas perfurações do bloco medidor (C e D) Paquímetro posicionado em direções perpendiculares para efetuação das medições dos instrumentos em D_3 e D_{13}	44
FIGURA 2-	Desenho esquemático do dispositivo empregado para a execução do ensaio de flexão em cantilever.....	46
FIGURA 3-	Máquina de Ensaio Universal EMIC-DL 10.000 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, Paraná, Brasil).....	48
FIGURA 4-	(A) Dispositivo acoplado à máquina de ensaio, que permitiu a monitoração da rotação e a determinação da força aplicada à amostra (B) Peça em forma de “U” responsável pela estabilização da morsa.....	49
FIGURA 5-	Padrão utilizado entre o mandril e a morsa para determinação da distância de 19mm entre as extremidades fixadas do instrumento endodôntico.....	50
FIGURA 6-	(A) Canal cilíndrico em tubo de aço inoxidável com arco correspondente a 90° (B) Detalhe da espessura da parede do tubo e da sua luz do canal cilíndrico.....	51
FIGURA 7-	Desenho esquemático do canal cilíndrico em tubo de aço inoxidável com arco correspondente a 90°	51
FIGURA 8-	Dispositivo empregado para fixação do canal artificial e do motor para realização do ensaio de flexão rotativa proposto por Moreira (2006).....	52
FIGURA 9-	Instrumento acabado posicionado para o ensaio.....	53
FIGURA 10-	Fotografia do ensaio em execução.....	53
FIGURA 11-	(A) Superfície de fratura dúctil (1000X). (B) Aumento da imagem anterior (2000X).....	59
FIGURA 12-	(A) Reversão e fratura junto do ponto de imobilização (80X). (B) Aumento da imagem anterior (100X). (C) Aumento da imagem anterior (150X).....	60
FIGURA 13-	(A) Ranhuras com diferentes profundidades (500X). (B) Ranhuras com trincas (500X). (C) Trincas – aumento da imagem anterior (1000X).....	61
FIGURA 14-	(A) Superfície de fratura em dois planos (100X). (B) Superfície de fratura em um plano (150X). Ausência de deformação plástica.....	63

FIGURA 15-	(A) Vista de topo da superfície de fratura dúctil (200X). (B) Aumento da imagem anterior (2000X).....	64
FIGURA 16-	(A) Vista de topo da superfície de fratura dúctil (250X). (B) Aumento da imagem anterior (2000X).....	65
FIGURA 17-	(A) Trincas junto do ponto de fratura. Superfície de fratura em dois planos (200X). (B) Aumento da imagem anterior (1000X).....	66

LISTA DE TABELAS

TABELA 1-	Distribuição dos instrumentos de acordo com as diferentes conicidades.....	43
TABELA 2-	Média dos diâmetros e conicidades dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio K ^{3®}	55
TABELA 3-	Média dos comprimentos dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio K ^{3®}	55
TABELA 4-	Média e desvio padrão da força máxima (gf) para flexionar em cantilever os instrumentos endodônticos K ^{3®} de números 25 e conicidades 0,02 – 0,04 e 0,06mm/mm.....	56
TABELA 5-	Médias dos ângulos máximos de torção até a fratura dos instrumentos K ^{3®} de número 25 e conicidades 0,02 – 0,04 e 0,06mm/mm.....	57
TABELA 6-	Médias de força máxima (gf) e torque máximo (gf.mm) até a fratura dos instrumentos K ^{3®} de números 25 e conicidades 0,02 – 0,04 e 0,06mm/mm.....	57
TABELA 7-	Média do número de ciclos necessários para a fratura dos instrumentos K3 de conicidades 0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm.....	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IME	Instituto Militar de Engenharia – Exército Brasileiro – Rio de Janeiro
X	Fator de multiplicação
mm	Milímetros
D ₀	Início da ponta ativa de um instrumento endodôntico
D ₃	Distância à 3mm da ponta ativa de um instrumento endodôntico
D ₁₃	Distância à 13mm da ponta ativa de um instrumento endodôntico
D ₁₆	Distância à 16mm da ponta ativa de um instrumento endodôntico
rpm	Rotações por minuto
ADA	<i>American Dental Association</i>
gf	Grama-força
gf.mm	Grama-força multiplicado por milímetros
ISO	<i>International Standart Organization</i>
N	Newton
Khz	Quilohertz
cm	Centímetros
CP	Corpo de prova
C.Total	Comprimento total
H. Fix	Haste de fixação
C	Conicidade
t (s)	Tempo em segundos
R	Raio
M.A.	Média Aritmética
D.P.	Desvio Padrão

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	13
1	REVISÃO DA LITERATURA	16
2	PROPOSIÇÃO	40
3	MATERIAL E MÉTODOS	41
3.1	Material	41
3.1.1	<u>Empregado para a verificação da padronização das amostras</u>	41
3.1.2	<u>Empregado nos testes de flexão em cantilever</u>	41
3.1.3	<u>Empregado nos testes de torção</u>	41
3.1.4	<u>Empregado nos testes de flexão rotativa</u>	42
3.1.5	<u>Empregado na avaliação no microscópio eletrônico de varredura</u>	43
3.2	Métodos	43
3.2.1	<u>Padronização das amostras</u>	43
3.2.2	<u>Ensaio de flexão em cantilever</u>	45
3.2.3	<u>Ensaio de torção</u>	46
3.2.4	<u>Ensaio de flexão rotativa</u>	50
3.2.5	<u>Análise no microscópio eletrônico de varredura</u>	54
4	RESULTADOS	55
4.1	Dimensões dos instrumentos endodônticos K^{3®}	55
4.2	Ensaio de flexão em cantilever	55
4.3	Ensaio de torção	57
4.4	Ensaio de flexão rotativa	62
5	DISCUSSÃO	67
5.1	Considerações gerais	67
5.2	Instrumentos endodônticos	70
5.3	Ensaio de flexão em cantilever	71
5.4	Ensaio de torção	74
5.5	Ensaio de flexão rotativa	79
6	CONCLUSÕES	87
	REFERÊNCIAS	88
	APÊNDICE A – Dimensões amostrais dos instrumentos empregados nos ensaios	94

APÊNDICE B – Valores relativos ao ensaio não destrutivo de flexão de limas níquel-titânio acionadas a motor.....	95
APÊNDICE C – Valores relativos ao ensaio destrutivo de torção à direita de limas níquel-titânio acionadas a motor.....	96
APÊNDICE D – Valores relativos ao ensaio destrutivo de flexão rotativa de limas níquel-titânio acionadas a motor (300 rpm).....	97
APÊNDICE E – Fratura por flexão rotativa. Comprimento dos segmentos fraturados (mm).....	98

INTRODUÇÃO

A manutenção da integridade anatômica e funcional do elemento dentário durante a terapia endodôntica deve nortear a execução de cada etapa operatória, desde a cirurgia de acesso até a obturação do canal radicular.

Nesse sentido, observa-se que é no preparo endodôntico que o profissional, independentemente do seu grau de habilidade, enfrenta as maiores dificuldades durante o tratamento endodôntico, com o objetivo de modelar o canal radicular sem a realização de degraus, desvios, transportes de forame e perfurações radiculares.

Entendemos que o conhecimento das propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos tem um papel tão importante quanto o do conhecimento de uma técnica operatória. Pouco sentido faz a indicação de seqüências de instrumentos que devam ser utilizados para a modelagem endodôntica se não pudermos entender que as peculiaridades anatômicas intra-radiculares exigem a combinação de técnicas e de determinados instrumentos para cada caso específico. Seria interessante que todos os fabricantes nos apresentassem estudos sobre as propriedades mecânicas de seus produtos para que pudessemos prever melhor seu desempenho na clínica endodôntica. Melhor ainda: Poderia haver um órgão governamental que nos apresentasse resultados de testes, visando a otimização dos nossos procedimentos terapêuticos. Esta pesquisa realiza ensaios que poderiam servir como um roteiro a ser seguido por tais instituições.

Estudamos os valores relativos à flexibilidade dos instrumentos endodônticos para que possamos compará-los dentre algumas conicidades disponíveis, utilizando-as para a instrumentação de segmentos distintos dos canais radiculares.

De acordo com Thompson e Dummer (1997) os instrumentos endodônticos fabricados a partir da liga níquel-titânio apresentam, na maioria das vezes, a particularidade de serem acionados a motor elétrico, tornando a instrumentação rítmica, segura, promovendo a obtenção de um canal cirúrgico com grande conicidade cérvico-apical, facilitando sobremaneira a nossa atividade clínica. Além disso, reduzem a incidência de desvios apicais, mantendo o forame apical em sua posição original, proporcionando ainda menor fadiga do operador e aumento de sua produtividade clínica, pois ocorre diminuição do tempo de execução do preparo químico-cirúrgico.

Os motores elétricos utilizados na endodontia devem interromper o giro quando o instrumento endodôntico se trava durante o preparo radicular, objetivando reduzir os riscos de

fratura destes instrumentos, bem como dos infortúnios gerados por tal acidente operatório. Para tal, são dotados de mecanismos de controle do torque que, ao comando do operador, diferenciam a força aplicada no seu emprego conforme a resistência à fratura relativa a cada calibre e conicidade específica dos instrumentos rotatórios utilizados.

Estudos recentes tentam definir um protocolo de utilização destes sistemas mecanizados, definindo parâmetros como treinamento do operador, técnica, força axial, velocidade operacional e torque do equipamento. Outros estudos focam a fabricação, diâmetro e conicidade dos instrumentos, a resistência à corrosão e à esterilização, a dificuldade anatômica a ser vencida como raio e grau de curvatura, tudo com o objetivo de definir o quanto cada tipo de instrumento pode ser usado com segurança.

De acordo com Lopes *et al.* (2001) os instrumentos rotatórios fraturam, na maioria das vezes, por torção ou por flexão rotativa (fadiga de baixo ciclo).

Em relação à fratura por torção, não existe um consenso sobre qual o ângulo máximo de torção ou mesmo qual o torque necessário para que o instrumento de níquel-titânio possa trabalhar adequadamente, de forma segura e eficiente, sem o risco de fraturas durante o preparo do canal radicular. Trabalhamos com estes motores elétricos sem controlar totalmente estas variáveis importantíssimas para a prestação de um serviço confiável aos nossos clientes. Buscamos então, neste trabalho, estimar os valores de torque máximo para a fratura bem como o ângulo máximo de torção de determinados alargadores níquel-titânio.

O termo fadiga é apropriado para se referir à fratura dos materiais submetidos à tensões cíclicas. A resistência dos instrumentos endodônticos à flexão rotativa é um dos aspectos mais importantes a serem considerados nas aplicações de dispositivos rotatórios.

Uma vez que novas aplicações das ligas níquel-titânio superelásticas envolvem carregamento cíclico, é essencial o conhecimento do comportamento em fadiga dessas ligas, visto que a sua resistência à flexão rotativa determina, na grande maioria casos, sua aplicabilidade.

Para tentar elucidar questão, submetemos nossos instrumentos acabados a ensaios de fadiga “*in vitro*” em ciclagem mecânica com curvatura, até o rompimento dos mesmos, para termos a noção do tempo e da quantidade máxima de giros que eles podem executar, resistindo às tensões trativas e compressivas (ciclos de carregamento elástico) impostas pelas paredes de um canal radicular curvo.

Analisamos também por meio de microscópio eletrônico de varredura, as deformações plásticas das hélices das hastas de corte helicoidais dos instrumentos por nós ensaiados, junto

ao ponto de fratura e a verificação das características morfológicas da superfície fraturada, com intuito de se conhecer melhor as razões da produção destes tipos de falhas.

1 REVISÃO DA LITERATURA

Conforme Broek (1986) não existe material sem defeito. Sabendo-se desta limitação, os metais e as ligas são submetidos aos diferentes ensaios mecânicos e condições para se determinarem suas propriedades mecânicas e permitir a previsão de seu desempenho. Ainda assim, às vezes, os materiais podem apresentar fratura com carregamento abaixo do seu limite de resistência, obtido em ensaios estáticos.

Walia, Brantley e Gerstein (1988) introduziram a liga de níquel-titânio em endodontia com a utilização de limas número 15 produzidas experimentalmente a partir de fios ortodônticos triangulares por usinagem. Constataram ainda que esses instrumentos, além de demonstrarem elasticidade duas a três vezes maior, quando flexionados e torcidos, em comparação a limas idênticas confeccionadas em aço inoxidável, exibiam grande resistência à fratura por torção. Diante desses resultados, os autores confirmaram as possibilidades de utilização dessa liga na confecção de instrumentos endodônticos.

Cetlin, Silva e Penna (1988) afirmaram que a presença de defeitos na superfície e as tensões localizadas reduzem a duração do estágio inicial de fadiga, que é a nucleação da trinca, diminuindo o número de ciclos para a fratura. A análise das causas de falhas pode ser feita através da interpretação e caracterização da superfície de fratura, que apresenta-se como um mapa fotográfico que freqüentemente revela a história dos eventos que precederam a falha. Denomina-se fractografia, a ciência que estuda a superfície de fraturas. Em geral o problema de fratura está ligado às tensões e deformações aplicadas sobre o material, quando as mesmas excedem a capacidade de carga que o elemento suporta. Com o objetivo de caracterizar o mecanismo e o aspecto da fratura, esta pode ser considerada como dúctil, frágil e sob fadiga.

Seto, Nicholls e Harrington (1990) avaliaram comparativamente as propriedades de torção de limas endodônticas tipo K de aço inoxidável, torcidas e usinadas. Previamente aos ensaios, todos os instrumentos foram examinados em estereomicroscópio com aumento de 30 vezes (X) para assegurar a uniformidade das amostras. Seus diâmetros foram medidos em três pontos distintos por meio de um paquímetro. Dez limas de cada grupo, imobilizadas a 3 milímetros (mm) da ponta por garras metálicas, foram ensaiadas com rotação à direita e à esquerda, sem carga axial, num dispositivo fixado em uma máquina de ensaio universal. As superfícies de fratura e as hélices adjacentes ao ponto de fratura, foram inspecionadas por meio de um estereomicroscópio. Comparando limas de mesmo diâmetro não houve diferença

significativa quanto ao torque na fratura para ambos os grupos, independentemente, do sentido de rotação. O torque na fratura aumentou com o diâmetro do instrumento. Na análise da superfície fraturada, detectou-se uma deformação permanente da haste helicoidal, independentemente, do sentido de rotação ou marca da lima, sendo que as usinadas apresentaram menos deformações plásticas que as torcidas. Enfatizaram que em relação ao método de fabricação, não houve nenhum benefício do método de usinagem sobre o método convencional. Concluíram que a flexibilidade em rotação de uma lima é mensurada pelo ângulo de rotação que a mesma resiste antes da fratura.

Stenman e Spangberg (1993) realizaram um estudo onde relataram que os instrumentos endodônticos são pobremente padronizados. Examinaram nove marcas de limas Hedström, sete marcas de limas tipo K e quatro marcas de limas especiais. Foram avaliados trinta instrumentos de cada tipo e marca correspondendo ao número 30 nas normas da *International Standard Organization* (ISO) e comprimento de 25mm. Foram medidos os diâmetros à 3 e 13 mm de distância da ponta ativa do instrumento (D_3 e D_{13}), respectivamente, uma vez que a distância zero da ponta ativa do instrumento (D_0) é considerada virtual e a distância à 16 mm da ponta ativa do instrumento (D_{16}) de difícil medição por ser onde as hélices terminam, dificultando a sua delimitação. A conicidade (C) dos instrumentos também foi aferida. Os autores constataram grande variação nas dimensões dos instrumentos. Sugeriram uma revisão cuidadosa da normatização ISO atual, e ainda a modificação da tolerância de fabricação adotada.

Esposito e Cunningham (1995) compararam a capacidade de manter a forma original do canal radicular em quarenta dentes extraídos de humanos, com limas de níquel-titânio manuais, rotatórias (MAC[®]) e de aço inoxidável (K-Flex[®]). Utilizando o método radiográfico, concluíram que as limas de níquel-titânio têm maior capacidade em manter a forma original do canal radicular quando o preparo era ditado até a lima nº 40 na porção apical.

Camps e Pertot (1995) avaliaram *in vitro* a eficiência de corte de quatro marcas de limas tipo K confeccionadas em níquel-titânio (Brasseler[®], JS Dental[®], McSpadden[®] e Maillefer[®]) além de dois tipos de instrumentos confeccionados em aço inoxidável (Colorinox[®] e Flexofile[®]). Instrumentos de número 15 a 40 foram testados em movimento linear simulando o movimento clínico. Antes de iniciar-se o experimento, os cabos das limas foram removidos com auxílio de um alicate de corte. Três milímetros da haste foram fixados em uma garra unida a uma plataforma móvel. Essa garra mostrava-se conectada a um motor rotatório que se movimentava livremente no sentido horizontal. Todo esse conjunto ainda se

apresentava unido a um outro motor cuja função era promover o movimento linear simulando a cinemática clínica dos instrumentos. Dois milímetros da ponta dos instrumentos permaneciam imobilizados no interior de um sulco. Uma outra plataforma móvel era responsável pela aplicação de uma força padrão controlada eletronicamente. Os instrumentos trabalhavam em um bloco de resina com dureza semelhante a da dentina. A carga aplicada foi aumentada de acordo com o tamanho do instrumento. A profundidade dos sulcos nos instrumentos após o movimento foi medida através de um calibrador de Vernier. Um instrumento de cada tipo teve sua seção transversal analisada. Os autores concluíram que a seção transversal de cada instrumento influenciava sua eficiência mecânica. Os instrumentos de seção triangular são mais efetivos quanto à capacidade de corte que os de seção quadrangular tanto para os instrumentos confeccionados em níquel-titânio quanto em aço inoxidável. Mesmo entre as diversas limas em níquel-titânio, constatou-se diferença significativa com relação a capacidade de corte.

De acordo com Serene, Adams e Saxena (1995) a liga níquel-titânio empregada na endodontia apresenta pequeno módulo de elasticidade, cerca de um quarto a um quinto em relação ao aço inoxidável, e em consequência disso, possui grande elasticidade e alta resistência à deformação plástica e à fratura. O percentual atômico de níquel nessas ligas está em torno de 58,01%. Estas propriedades fazem com que o instrumento acompanhe com facilidade a curvatura do canal radicular, impedindo o deslocamento apical e a alteração de sua forma original.

Canalda-Sahli, Brau-Aguadé e Berástegui-Jimeno (1996) avaliaram a resistência à flexão e torção dos instrumentos Canal Master U[®] e Flexogates[®] confeccionados em aço inoxidável e níquel-titânio. Os testes de flexibilidade e a resistência à fratura foram realizados de acordo com a especificação número 28 da *American Dental Association* (ADA) e da ISO número 3630. Três parâmetros foram determinados: o momento de flexão, o momento de torção e o ângulo de rotação máximo. Foram utilizados instrumentos de números 25 a 40 em cada teste. Os resultados demonstraram que os instrumentos confeccionados em níquel-titânio foram significativamente mais flexíveis que os de aço inoxidável. Em relação ao torque, os valores obtidos mostraram-se menores que os padrões para todos os diâmetros, exceto para o Canal Master U[®]. Os instrumentos de níquel-titânio mostraram valores médios mais altos para o ângulo de rotação máximo. Em função das vantagens observadas com relação aos instrumentos confeccionados em níquel-titânio envolvidos nesse estudo, os autores encorajaram sua aplicação clínica.

Rowan, Nichows e Steiner (1997) investigaram a resistência à torção de limas endodônticas de níquel-titânio e de aço inoxidável. As limas de números 15, 25, 35, 45 e 55 foram submetidas a cargas nos sentidos horário e anti-horário. Os instrumentos foram examinados previamente em um aumento de 10X para assegurar a uniformidade da superfície de corte livre de defeitos. Os diâmetros das limas foram medidos em dois pontos da superfície de corte: a 1mm e a 16mm de ponta, com um paquímetro digital. Os testes de torção sem carga axial foram realizados com um aparato adaptado à mesa de uma máquina de ensaio universal, que imprimiu uma velocidade de rotação de 1,5 rotações por minuto (rpm). As limas foram imobilizadas a 3mm da ponta por meio de uma garra metálica. A força foi transformada em torque mediante a expressão:

$$\text{Torque} = \text{força} \times \text{raio} \quad (1)$$

Os valores médios para o torque e ângulo de rotação na fratura foram comparados. Os resultados demonstraram maiores valores em rotação à direita do que à esquerda para instrumento de mesmo número. A rotação à direita tende inicialmente a distorcer a hélice do instrumentos antes da falha ocorrer.

Pruett, Clement e Carnes (1997) avaliaram a fadiga de instrumentos rotatórios de níquel-titânio, a influência do raio de curvatura do canal e a velocidade de rotação na fratura de instrumentos Lightspeed®. Além disso, desenvolveu-se um novo método de avaliação da curvatura do canal, associando-se raio e ângulo de curvatura. A curvatura do canal foi simulada confeccionando-se seis tubos-guia de aço inoxidável com ângulos de curvatura de 30, 45 e 60 graus e raios de curvatura de 2 e 5mm. Instrumentos Lightspeed® números 30 e 40 foram inseridos nesses tubos e conectados a um dinamômetro, sendo então aplicada uma força de 10 gramas (g) X centímetros (cm) (g.cm). Os instrumentos foram girados livremente no aparato desenvolvido para o teste a uma velocidade de 750, 1300 e 2000rpm até que a fratura ocorresse. Os autores concluíram que o número de ciclos de fratura não foram afetados pela velocidade de rotação. Os instrumentos fraturaram no ponto de maior flexibilidade da haste correspondendo ao ponto mediano da curvatura no interior do tubo-guia. O número de ciclos necessários para que a fratura ocorresse diminuiu significativamente com o aumento do diâmetro do instrumento. Em todos os raios e ângulos testados, o instrumento mais calibroso (número 40) falhou significativamente com menor número de ciclos que os instrumentos número 30, independente do número de rotações por minuto. O número de ciclos para que ocorresse fratura diminuía quando se reduzia o raio de curvatura de 5 para 2mm e quando o ângulo de curvatura aumentava para valores acima de 30 graus. Ao analisar-se à microscopia eletrônica de varredura, revelou-se fratura por fadiga. Os resultados indicaram que para as

limas de níquel-titânio acionadas a motor, o ângulo de curvatura e o diâmetro do instrumento são mais importantes que a velocidade de rotação no que tange a predisposição à fratura.

Coleman e Svec (1997) compararam os preparos decorrentes da técnica escalonada usando limas tipo K de aço inoxidável e níquel-titânio em canais artificiais curvos. Foram produzidas imagens computadorizadas. Os resultados mostraram que as limas de níquel-titânio causaram significativamente menos transporte e deixaram o canal mais centrado na porção apical. Utilizando-se da mesma metodologia de preparos em dentes humanos, os resultados foram similares.

Wolcott e Himel (1997) desenvolveram um estudo com o propósito de investigar e comparar o torque máximo, o torque no momento da fratura e o ângulo de rotação máximo de alguns instrumentos endodônticos. Foram selecionadas limas confeccionadas em aço inoxidável de conicidade 0,02mm/mm e em níquel-titânio tipo “U” acionadas a motor de conicidade 0,02mm/mm e 0,04mm/mm. Cada um desses instrumentos foram testados nos diâmetros 15, 25 e 35, resultando em um total de nove grupos. Todos os instrumentos foram previamente examinados em um estereomicroscópio para garantir a uniformidade na área de corte e superfícies livres de defeitos. Aqueles que se apresentavam defeituosos foram eliminados do estudo. O diâmetro de cinco instrumentos selecionados aleatoriamente foram medidos em três pontos: D_0 , D_3 , D_{16} com o objetivo de confirmar se as limas estavam dentro dos limites da especificação número 28 da ADA para instrumentos tipo K. Para a determinação do torque, a haste foi adaptada a um dispositivo conectado a um torquímetro. As amostras foram presas a três milímetros da ponta do instrumento com garras metálicas conectadas a um motor elétrico que gerava uma velocidade de 1,9rpm em rotação à direita. Os resultados indicaram que tanto o torque máximo quanto o torque no momento da fratura corresponderam ou excederam os valores mínimos da especificação número 28 da ADA. Esses dois fatores aumentaram de acordo com aumento do calibre das limas em todos os grupos. Com relação ao ângulo de rotação máxima, todos os instrumentos excederam os valores mínimos da especificação anteriormente citada. Os autores concluíram que não só o tipo de metal como o desenho das limas podem afetar o desempenho desses instrumentos.

Lopes *et al.* (1997) através de análise radiográfica, avaliaram os deslocamentos dos preparos apicais após a instrumentação do canal radicular, utilizando limas manuais de aço inoxidável e de níquel-titânio e limas rotatórias de níquel-titânio ProFile® 0,04 series 29. Os resultados demonstraram que as limas de níquel-titânio exibiram menores valores em relação

as de aço inoxidável; as limas de níquel-titânio acionadas a motor exibiram menores desvios apicais em relação aos instrumentos de níquel-titânio manuais.

Tobushi *et al.* (1998) relataram que em um ensaio de flexão rotativa com amplitude de deformação constante, a temperatura aumenta proporcionalmente com a velocidade de rotação, resultando em menor tempo de vida para o material. Assim, a taxa de variação de temperatura e a taxa de deformação afetam as propriedades superelásticas das ligas níquel-titânio, constituindo-se em fatores muito importantes para as aplicações práticas.

Gambarini (1999) e Svec e Powers (1999) relataram que está claro que variáveis como diâmetro e anatomia do sistema de canais radiculares apresentando curvaturas múltiplas e acentuadas, força apical aplicada, velocidade de avanço, tempo de instrumentação e a sensibilidade do controle de torque pelo motor interferem na ocorrência da fratura intracanal do instrumento. Os autores mencionaram ainda que em ensaios de torção de instrumentos ProFile® 0,04 e 0,06mm/mm sem uso e em ensaios de torção de instrumentos ProFile® 0,04mm/mm submetidos a condições clínicas simuladas, não foi possível estabelecer qualquer relação direta entre os valores do ângulo máximo de torção e o diâmetro dos instrumentos. Os autores ressaltam que a medida do ângulo máximo de torção nos fornece um parâmetro sobre o risco de fratura de um instrumento com sua ponta presa às paredes do canal se rotação adicional é aplicada. Contudo, nas condições clínicas o operador tem a possibilidade de liberar a carga sobre a ponta do instrumento, seja através da técnica de instrumentação *crown-down*, da pressão apical exercida sobre o instrumento ou ainda pelo uso de motores com baixos níveis de torque. Assim, este parâmetro não se correlaciona necessariamente com a experiência clínica e, portanto, não permite uma avaliação adequada dos instrumentos endodônticos numa perspectiva clínica.

Svec e Powers (1999) em um estudo clínico, concluíram que a exposição dos instrumentos endodônticos acionados a motor de níquel-titânio da marca Tulsa Dental à fadiga cíclica, irrigantes (soro fisiológico ou hipoclorito de sódio) e à esterilização não afetaram os resultados obtidos no ensaio de torção. O torque máximo de fratura aumentou significativamente com o aumento do diâmetro do instrumento endodôntico.

Haikel *et al.* (1999) mantendo a velocidade de rotação constante, afirmaram que quanto menor o raio do canal e maior o diâmetro do instrumento, maior será a tensão criada na superfície do instrumento, o que aumenta a possibilidade de sua fratura prematura.

Para Gabel *et al.* (1999) empregando-se as velocidades de 333,33 e de 166,67rpm, a distorção plástica e/ou a fratura dos instrumentos de níquel-titânio testados ocorre em tempo quatro vezes menor durante o uso da maior velocidade.

Dietz *et al.* (2000) concluíram que para os instrumentos de níquel-titânio acionados a motor, a probabilidade de ocorrer a fratura é menor quando acionados a velocidades mais baixas.

Segundo Thompson (2000) a fabricação de limas endodônticas de níquel-titânio, a partir de fios superelásticos, é mais complexa que aquela das limas de aço inoxidável, devido à necessidade de usinagem. Uma vez obtido o lingote da liga níquel-titânio, este é submetido a vários processos termomecânicos antes do fio ser usinado em um instrumento endodôntico. Essencialmente, o lingote sofre forjamento rotativo e, em seguida, é laminado para hastes de seção circular (fio-máquina). Estas hastes são então trefiladas, recozidas, decapadas e novamente trefiladas para fios mais finos. Estes fios são novamente recozidos, decapados e finalmente bobinados, para serem depois usinados.

De acordo com Hilt *et al.* (2000) um tipo de fratura, muito prevalente na prática endodôntica, é a fratura por torção. Esta fratura ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento se prende às paredes do canal, enquanto a haste continua girando. Muitos fatores podem afetar a resistência à torção e/ou ângulo de rotação das limas endodônticas, tais como calibre (diâmetro de ponta), conicidade, desenho do instrumento, o material utilizado e o modo de fabricação, a combinação de rigidez e flexibilidade, além do sentido de rotação do instrumento.

Sattapan, Palamara e Messer (2000) analisaram os tipos e a frequência de defeitos observados em instrumentos endodônticos acionados a motor confeccionados em níquel-titânio após seu uso clínico. Foram utilizados 368 instrumentos da marca Quantec Series 2000[®] descartados por endodontistas, após o uso clínico por um período de aproximadamente seis meses. Esses instrumentos foram retirados de uso em função da redução da eficiência de corte, fratura ou quaisquer defeitos observados ao exame visual. Não foi computado o número de vezes que esses instrumentos foram utilizados. Previamente à sua inspeção, todas as limas foram limpas através da imersão em hipoclorito de sódio a 1% por 10 minutos após submetê-las à limpeza em ultra-som e, ao final, esterilizadas em autoclave. Todos os instrumentos foram organizados de acordo com seu número e seu comprimento. O comprimento dos instrumentos foi determinado considerando-se a distância entre a ponta do instrumento até a base do cabo através de um calibrador digital eletrônico para determinar a localização de qualquer ponto de fratura. Foram também inspecionados através de um estereomicroscópio com aumento de 400X com o intuito de visualizarem-se seus defeitos. Produziram em laboratório testes de torção ou fadiga. Nos testes de fratura por torção, cada instrumento foi inserido em um canal simulado a uma velocidade de 340rpm sob pressão suficiente para

causar imobilização e fratura. Na fratura por flexão (fadiga), um tubo de vidro cilíndrico de diâmetro interno de um milímetro foi curvado a 90°, com um raio de curvatura de 5 milímetros. Todos os instrumentos foram acionados livremente no interior do tubo até a fratura. A parte superior das limas faturadas foi inspecionada através de um estereomicroscópio com aumento de quarenta vezes, além de uma avaliação ao microscópio eletrônico de varredura. Os resultados demonstraram que antes dos testes de fratura, metade das limas descartadas (49,2%) apresentaram defeitos visíveis. A maioria deles relacionava-se à fratura (20,9%) e deformações (24,1%). A maior porcentagem de limas fraturadas era de número 2, enquanto a maior frequência de deformações estava associada ao instrumento de número 1. Demonstrou-se ainda que todas as limas fraturadas sob torção mostraram defeitos associados ao ponto de fratura. No entanto, com relação às outras limas fraturadas por fadiga, observou-se rompimento brusco sem qualquer defeito aparente, sendo que o ponto de fratura correspondia ao ponto máximo de curvatura do tubo de vidro. Essas características foram utilizadas para analisar os tipos de fratura que ocorreram nos instrumentos fraturados clinicamente.

Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000b) relataram que as limas endodônticas por apresentarem pequenas dimensões, forma complicada e geometria com variações bruscas de dimensões, são difíceis de serem produzidas. Nas superfícies destes instrumentos, podemos observar, por meio da microscopia eletrônica de varredura, a presença de marcas de usinagem, cavacos se soltando, regiões com redução abrupta de diâmetro e outros defeitos que induzem à concentração de tensão.

Turpin, Chagneau e Vulcain (2000) analisaram as seções transversais de instrumentos em tríplice U e tríplice hélice, quando submetidas a tensões. Para os de tríplice hélice, a tensão é progressivamente distribuída entre o ângulo da hélice e o canal helicoidal do instrumento, onde a tensão é mais pronunciada. Para os de tríplice U, toda a tensão é concentrada no canal helicoidal cuja profundidade fica próxima do centro do instrumento. Para os autores, as tensões são melhores distribuídas em instrumentos com seção reta transversal em forma de tríplice hélice.

Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000a) compararam o desempenho das limas de aço inoxidável fabricadas por torção e usinagem, quando submetidas à torção à direita e à esquerda. Foram utilizadas três marcas de limas tipo K, de aço inoxidável: C C Cord[®], Flexofile[®] e Flex. R[®], submetidas ao ensaio de torção no sentido à direita e à esquerda, sem carregamento axial. Os resultados mostraram que o ângulo de rotação máximo até a fratura

dos instrumentos ensaiados foi maior na torção à direita do que na torção à esquerda. O torque máximo variou com o diâmetro e com a seção reta transversal, aumentando com o diâmetro, sendo maior para os instrumentos com seção reta transversal quadrangular. Na análise em microscopia eletrônica de varredura, as superfícies de fratura apresentaram características como sendo do tipo dúctil. Todas as amostras exibiram deformações plásticas das hélices, independentemente, do sentido de rotação, material e do método de fabricação. Na rotação à direita, ocorreu a reversão do sentido das hélices em relação ao seu sentido original. Enquanto que, à esquerda ocorreu a redução homogênea do passo das hélices a partir do ponto de imobilização dos instrumentos.

Garcia, Spim e Santos (2000) informaram que os resultados fornecidos pelo ensaio de flexão podem variar com a temperatura, a velocidade de aplicação da carga, os defeitos superficiais, as características microscópicas e principalmente com a geometria da seção reta transversal da amostra. Normalmente, aconselha-se um mínimo de seis instrumentos acabados.

Gambarini (2000) afirmou que motores de baixa velocidade e alto torque, aceitos na última década, mas produzindo muitos erros iatrogênicos, deveriam ser substituídos pelos motores de baixa velocidade e baixo torque, já que cada instrumento tem um torque específico, próximo ao limite de elasticidade. Teoricamente, o motor de baixo torque pararia de girar, podendo reverter o sentido de rotação, quando o instrumento fosse submetido a um determinado torque pré-selecionado. Assim, a ocorrência de deformação plástica e/ou fratura do instrumento é muito reduzida. Os valores são usualmente baixos para instrumentos de menor calibre e conicidade, e altos para aqueles de calibre e conicidade maiores. Além disso, os motores devem ter um controle preciso e de fino ajuste dos valores de torque, para usufruir destes conceitos e não exceder o limite de elasticidade, evitando, conseqüentemente, a deformação plástica e fratura intracanal. Outra vantagem importante dos motores de baixo torque é aumentar a sensibilidade tátil da instrumentação rotatória, um passo fundamental na redução do risco de fratura. Valores de torque baixos significam baixa pressão aplicada sobre o instrumento endodôntico.

Sattapan, Palamara e Messer (2000) mensuraram o torque gerado, grama-força X centímetros (g.cm), e a força apical aplicada (g.) durante instrumentação com um sistema de instrumentos rotatórios de níquel-titânio Quantec Series 2000. Utilizaram 10 dentes humanos extraídos com canais retos, sendo cinco de diâmetros pequenos e cinco de diâmetros médios. A velocidade operacional foi de 340rpm, e a técnica de instrumentação seguiu as orientações do fabricante. Os resultados demonstraram que o torque exigido aumentava

proporcionalmente ao aumento do diâmetro e conicidade dos instrumentos e a diminuição do diâmetro do canal. Instrumentos com conicidades maiores exigiram um torque maior em canais de diâmetro menor em relação a canais de diâmetros maiores. A força apical exigida aumentava nos canais radiculares mais constrictos, embora para todos instrumentos a força apical foi muita baixa.

Daugherty, Gound e Comer (2001) compararam os índices de fratura, deformação e a média de tempo de trabalho entre as limas ProFile[®] 0,04mm/mm série 29 utilizadas com velocidade de 150rpm e 350rpm. Para tal, foram utilizados setenta molares superiores e inferiores com ápice completo divididos aleatoriamente em dois grupos: S (150rpm) e F (350rpm). Foi realizada exploração com auxílio de uma lima K número 10 até que a ponta do instrumento se tornasse visível no ápice. Para cada elemento dentário, foram registrados o comprimento do canal e o número de canais, a presença de dupla curvatura e o raio de curvatura. O mesmo operador atuou em todos os preparos e a instrumentação foi realizada de acordo com a orientação do fabricante. Todos os instrumentos foram inseridos e removidos com ação contínua com pequena pressão apical. A remoção do instrumento era realizada quando sua progressão cessava ou seu limite de torção aproximava-se. Esse limite era determinado pela sensibilidade táctil desenvolvida pela prática do operador em dentes extraídos que incluía a utilização de limas até o momento de fratura. O número de instrumentos fraturados e deformados e o tempo necessário para instrumentação foram computados para cada dente. Os resultados indicaram que as limas Profile[®] 0,04mm/mm série 29 deveriam ser utilizadas a 350rpm para que se atingisse o dobro da eficiência com metade do índice de deformação encontrados em rotação de 150rpm. Como não ocorreram fraturas durante o preparo dos 70 molares, ambas as velocidades poderiam ser consideradas seguras.

Shäfer e Tepel (2001) analisaram a influência do desenho dos instrumentos endodônticos em relação à fratura e à flexão. Para tal fim, foram desenvolvidos diferentes protótipos caracterizados por cinco seções retas transversais diferentes (quadrada, triangular, romboidal, formato em “S” e com formato semelhante à lima Hedström). Esses instrumentos apresentavam também diferentes números de hélices, variando entre 16, 24 e 32. Tanto a resistência à flexão como à fratura foram determinadas de acordo com as normas ISO 3630-1. Foram utilizados dez instrumentos de cada tipo com diâmetros de números 15, 25 e 35. Os resultados demonstraram que enquanto os instrumentos com seção transversal em formato rombóide apresentaram menor resistência à flexão, os de seção quadrada demonstraram ser os mais resistentes. De um modo geral, os protótipos em forma de “S” e semelhantes à lima

Hedström mostraram menor resistência à fratura, sendo que os de seção triangular e trinta e duas hélices foram mais resistentes. Os resultados indicaram ainda que há grande influência do desenho com relação à resistência à fratura e flexão. Entretanto, essas propriedades podem ser influenciadas pelo número de hélices e pelo processo de fabricação dos instrumentos endodônticos.

Kuhn, Tavernier e Jordan (2001) realizaram um estudo com o propósito de investigar o processo de fratura de limas endodônticas de níquel-titânio. Os resultados revelaram que o acabamento superficial dos instrumentos endodônticos é um importante fator no processo de fratura. Procedimentos de polimentos elétricos poderiam ser utilizados na fabricação para reduzir os defeitos advindos da usinagem do fio metálico.

Lopes e Elias (2001) afirmaram que os defeitos do processo de fabricação dos instrumentos endodônticos podem atuar como concentradores de tensão. Durante as operações de usinagem, pequenas marcas e ondulações são introduzidas na superfície de instrumentos endodônticos pela ferramenta de corte. A presença destes defeitos de acabamento superficial atuam como concentradores de tensões e induzem a fratura do instrumento, durante o uso clínico, em carregamentos inferiores aos esperados e obtidos em ensaios mecânicos de apenas um ciclo de carregamento por flexão rotativa. Quanto maior o número de defeitos menor será a tensão necessária para determinar a fratura do instrumento.

Carmo (2001) avaliou a resistência à fratura das limas de níquel-titânio acionadas a motor, por meio de ensaios de torção, além da verificação das características morfológicas da superfície de fratura por meio da microscopia eletrônica de varredura. Foram utilizados oitenta instrumentos da marca Pow-R[®] e Profile[®]. O ângulo máximo de torção e torque máximo no momento da fratura foram analisados sem submeter as limas a um carregamento axial. As deformações plásticas das hélices e as características morfológicas da superfície de fratura foram avaliadas por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados obtidos demonstraram que a marca ProFile[®] exibiu maior torque e apresentou maior ângulo de rotação no momento da fratura quando comparada com a marca Pow-R[®]. Além disso, as características da superfície de fratura e das hélices junto ao ponto de imobilização indicaram fratura dúctil e reversão das lâminas em todas as amostras analisadas.

Gall *et al.* (2001) relataram que a fratura de materiais metálicos é geralmente classificada como frágil ou dúctil baseada em uma combinação de observações microestruturais e propriedades macroscópicas do material. Do ponto de vista microscópico, a nucleação, crescimento e coalescência de vazios a partir de partículas de segunda fase ou

outras heterogeneidades leva à ruptura dúctil, e a superfície de fratura é caracterizada pela presença de *dimples* (microcavidades). Por outro lado, a fratura frágil é caracterizada pela quebra sequencial de ligações atômicas (clivagem) e a superfície de fratura apresenta planos cristalográficos facetados. Na maioria das situações, a fratura dúctil ocorre com maior deformação macroscópica comparada à fratura frágil.

De acordo com Dias e Buono (2001) na região de flexão de um instrumento são geradas tensões que variam alternadamente entre tração e compressão. A repetição cíclica do carregamento, mesmo com tensão abaixo do limite de escoamento obtida em ensaio de tração ou torção, induz à nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até a fratura do instrumento.

Segundo Gambarini (2001) e Yared e Kulkarni (2002) quando um instrumento é usado com alto torque transmitido pelo motor, ele é muito ativo e o limite de torque muitas vezes é excedido, podendo ocorrer distorção ou fratura dos instrumentos. Por outro lado, um baixo torque pode reduzir a eficiência de corte do instrumento. Assim sua progressão no canal pode se tornar mais difícil, mas com baixo risco de fratura. Os limites elásticos e de fratura dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio dependem do desenho (corte transversal), da dimensão e da conicidade.

De acordo com Peters e Barbakow (2002) o torque operacional é mais um parâmetro entre vários que podem influenciar a incidência de fraturas de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Os valores de torque gerados durante a instrumentação dependem do torque do motor que coloca o instrumento em movimento, e da superfície de contato entre o instrumento e as paredes do canal.

Matheus (2002) de acordo com os resultados obtidos em ensaios de torção de instrumentos endodônticos K³[®] e Profile[®] concluiu que:

- o ângulo de torção máxima da fratura dos instrumentos endodônticos variou de acordo com a marca e o diâmetro, não apresentando diferença estatística significativa entre os instrumentos de mesmo diâmetro nominal (número);
- quanto ao torque máximo na fratura, verificaram-se diferenças estatísticas significativas de acordo com a marca e o diâmetro destes instrumentos;
- os instrumentos da marca K³[®] Endo necessitaram de um torque máximo maior no momento da fratura em relação aos instrumentos da marca ProFile[®];

- a análise dos segmentos fraturados por microscopia eletrônica de varredura revelou que as fraturas são do tipo dúctil ocorrendo distorções nas hélices das lâminas cortantes dos instrumentos.

Li *et al.* (2002) avaliaram a fadiga de limas ProFile[®] de conicidade 0,04mm/mm postas a girar em canais curvos simulados em blocos metálicos em diferentes velocidades, variando, também, a amplitude dos movimentos de penetração e tração dos instrumentos no canal. Os resultados demonstraram que o tempo para fratura diminuía significativamente com o aumento do ângulo do canal ou da velocidade de rotação. Porém, com o aumento da amplitude dos movimentos de penetração e tração, conseguiu-se maior tempo para que a fratura ocorresse. Isto porque uma amplitude maior de movimento aumenta o intervalo de tempo entre uma passagem e outra de um determinado ponto do instrumento pela região de maior geração de tensão. Observaram, ainda, por meio da microscopia eletrônica de varredura, que o tipo de fratura dúctil era predominante.

Moreira *et al.* (2002) avaliaram a influência do comprimento do segmento curvo de um canal artificial no tempo de fratura por flexão rotativa de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Foram empregadas limas Quantec nº 6 e ProFile[®] 0,04mm/mm nº 25, ambas com 25mm de comprimentos, acionadas a 185rpm em dois canais artificiais em tubo de nylon com raios de 6mm e comprimentos de arco de 90° (comprimento de 9,5mm) e outro de 135° (comprimento de 14mm). Os resultados analisados estatisticamente permitiram concluir que o tempo para ocorrer a fratura dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio de um mesmo diâmetro nominal submetidos à flexão rotativa, independentemente, da marca comercial empregada, foi influenciado pelo comprimento do arco de um canal artificial de mesmo raio de curvatura. As limas aplicadas no canal com arco de 90° despenderam tempo maior para fraturar do que em canal com arco de 135°. A distância do ponto de fratura à ponta do instrumento variou de acordo com o comprimento do arco do canal curvo. A separação dos instrumentos quer nos canais com comprimento de arco de 90° (9,5mm) ou nos canais com comprimento de arco de 135° (14mm), independentemente, da marca comercial do instrumento empregado, sempre ocorreu junto ao ponto médio do segmento curvo do canal.

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

os autores que a curvatura dos canais parece ser o fator de risco mais importante na fratura dos instrumentos.

Booth *et al.* (2003) compararam o torque necessário para fraturar três diâmetros de limas de níquel-titânio acionadas a motor de três diferentes marcas, em canais artificiais com duas curvaturas diferentes, gradual e aguda, quando a ponta do instrumento encontrava-se imobilizada próximo ao comprimento de trabalho. Para tal, foram confeccionados dois canais artificiais em blocos de aço inoxidável com diferentes curvaturas de mesmo ângulo (cinquenta graus), mas com diferentes raios, produzindo uma curvatura mais aguda e uma mais suave. Os dois milímetros apicais das limas teste foram mantidos para fora dos canais simulados e firmemente estabilizados para reproduzirem uma situação clínica quando uma extremidade do instrumento fica imobilizada e uma força de rotação é aplicada na outra extremidade até a fratura. A aplicação do torque e a coleta dos dados foram realizadas pelo mesmo operador. O torque no momento da fratura foi computado para cada instrumento. Foram utilizadas limas ProFile[®] Serie 29, conicidade 0,04 e 0,06mm/mm, números 4, 5 e 6 e limas ProFile conicidade 0,06mm/mm, números 25, 30 e 35. Foram testados ao todo sessenta instrumentos nos dois tipos de canais artificiais. Os resultados demonstraram que houve diferença estatística entre as limas de conicidade 0,04mm/mm, série 29 e as limas 0,06mm/mm. Constatou-se também que a falha ocorreu com torque menor em canais com curvaturas mais agudas e que as limas de menor diâmetro falham com torque menor quando comparadas com as de diâmetro maior.

Shäfer e Florek (2003) compararam instrumentos endodônticos K³[®] com K-Flexofile[®] de aço inoxidável em canais artificiais com curvaturas de 28° e 35° em blocos de resina. Os instrumentos K³[®] foram acionados com uma velocidade de rotação de 250rpm com uma técnica de *crown-down* para um calibre final de preparo 0,35mm. Imagens de pré e pós instrumentação foram registradas e uma avaliação com relação à remoção do material foi medida em 20 pontos começando a 1mm do ápice. Os autores concluíram que os instrumentos K³[®] obtiveram melhor geometria de canal e demonstraram um transporte de canal significativamente menor do que K-Flexofile[®] acionados manualmente. Zips apicais e degraus foram mais observados com limas K-FlexoFile[®], quando comparados à lima K³[®]. Durante a preparação de 96 canais, 11 instrumentos K³[®] fraturaram.

Bergmans *et al.* (2003) concluíram que em dentes extraídos, o instrumento ProTaper[®] (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, Oklahoma) e o K³[®] foram capazes de preparar os canais

curvos com características morfológicas ideais. Além disso, a quantidade de remoção de dentina em todas as regiões estudadas foi compatível entre os dois grupos. Não existiu nenhuma diferença significativa no transporte entre os dois grupos e com relação à sua tendência de retificar o canal.

Shäfer, Dzepina e Danesh (2003) analisaram as propriedades de flexão de vários instrumentos endodônticos e investigaram a correlação entre o momento fletor e a área da seção reta transversal dos instrumentos. Os momentos fletores dos instrumentos ProFile[®] e RaCe[®] foram significativamente mais baixos que os demais. As limas K³[®] foram significativamente mais flexíveis que todas as outras. E a correlação entre a rigidez e a área da seção reta transversal foi altamente significante.

Schäfer e Schlingemann (2003) determinaram a eficiência de limpeza e capacidade de modelagem em canais radiculares com curvaturas severas em dentes extraídos, preparados por instrumentos K³[®] acionados a motor e compararam com limas manuais de aço inoxidável K-FlexoFile[®]. Sob as condições do estudo realizado, as limas K-FlexoFile[®] promoveram melhora significativa na remoção de debris do que os instrumentos K³[®], por outro lado, os instrumentos K³[®] mantiveram melhor a curvatura original dos canais radiculares.

Segundo Mounce (2004) o sistema rotatório de níquel-titânio K³[®] foi inicialmente apresentado na América do Norte em Janeiro de 2002. O sistema K³[®] foi projetado pelo Dr. John McSpadden (Lookout Mountain, Geórgia). O instrumento K³[®] tem aplicabilidade universal em uma ampla gama de indicações clínicas.

Ankrum, Hartwell e Truitt (2004) analisaram a incidência de fraturas e distorções quando os sistemas ProTaper[®], K³[®] e ProFile[®] foram utilizadas no preparo de canais radiculares extremamente curvos. Foram utilizadas quarenta e cinco raízes de molares superiores e inferiores com curvaturas que variaram entre quarenta e setenta e cinco graus. Os canais foram divididos em três grupos, sendo que em cada um foi aplicado um sistema diferente e os canais preparados tecnicamente de acordo com a orientação do fabricante. A proporção de limas distorcidas foi de 15,3% para o grupo ProFile[®], 2,4% para o grupo ProTaper[®] e 8,3% para o grupo K³[®]. Houve diferença estatisticamente significante entre os grupos ProTaper[®] e ProFile[®], embora não se observasse o mesmo fato quando comparamos os demais grupos. A porcentagem de limas fraturadas foi de 1,7% para o grupo ProFile[®], 6,0% para o grupo ProTaper[®] e de 2,1% para o grupo K³[®]. Não foi verificada diferença estatisticamente significante entre os três grupos.

Pereira *et al.* (2004) informaram que canais artificiais curvos confeccionados em bloco de resina epoxi transparente, foram instrumentados por limas de níquel-titânio Nitiflex com diâmetros ISO e por limas de níquel-titânio ProFile[®] series 29 para avaliação do transporte apical e do tempo despendido durante o preparo. Os resultados revelaram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos experimentais em relação ao transporte apical, porém, o tempo médio despendido no preparo foi menor quando do emprego das limas Nitiflex.

Lopes e Siqueira Júnior (2004) relataram que os instrumentos K³[®] são oferecidos comercialmente nas conicidades de 0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm, nos comprimentos de 21, 25 e 30mm e nos números de 15 a 60. Na haste de fixação, existem dois anéis coloridos, sendo que um corresponde a conicidade e o outro corresponde ao diâmetro do instrumento em D₀. Sua ponta mostra a figura de um cone com seção circular e sua extremidade é arredondada. O ângulo da ponta é menor que 60°, não apresentando ângulo de transição. O ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento aumenta de D₀ (31° aproximadamente) a D₁₆ (43° aproximadamente). O número de hélices também varia de 13 (número 60) a 28 (para o número 15). O núcleo dessas limas é cônico invertido, com o menor diâmetro no sentido do final da haste helicoidal, o que fornece a esses instrumentos boa flexibilidade ao longo de toda sua haste helicoidal cônica. A profundidade do canal da haste helicoidal aumenta de D₀ a D₁₆. A haste helicoidal apresenta seção reta transversal com três arestas laterais de corte que se formam pela interseção da guia radial e a superfície de ataque do canal helicoidal. O ângulo interno da aresta lateral de corte é de 60° aproximadamente e o seu vértice é agudo. O ângulo de ataque é positivo segundo o fabricante, todavia negativo pelos autores citados. Essa característica proporciona aos instrumentos uma capacidade de corte mais invasiva do que os que apresentam ângulo de ataque negativo. A guia radial é ampla, e isso proporciona um aumento da área da seção reta transversal e do núcleo do instrumento, aumentando assim a sua resistência à fratura por torção. A fim de diminuir a área de contato entre o instrumento e as paredes do canal radicular, duas guias radiais têm superfícies posteriores rebaixadas, o que diminui o atrito, diminuindo a possibilidade de o instrumento, durante a rotação, travar-se dentro do canal radicular. A terceira guia radial não é rebaixada e tem como objetivo estabilizar e manter o instrumento centrado quando em movimento de rotação no interior do canal radicular, reduzindo assim a possibilidade de desvios quando do preparo dos canais radiculares curvos. O maior diâmetro do núcleo fornece uma maior

resistência à fratura por torção, porém reduz a profundidade do canal helicoidal, principalmente na ponta do instrumento.

Eggeler *et al.* (2004) relataram que o efeito da velocidade de rotação na fratura está relacionado à produção de calor durante a formação da martensita induzida por deformação. Para formar martensita, a interface austenita-martensita tem que se mover, e esse movimento dissipa energia e produz calor. Velocidades maiores produzem mais calor que velocidades mais baixas, e com isso aumentam mais rapidamente a temperatura do instrumento, que leva ao rápido aumento da tensão superficial, fazendo com que a fratura por fadiga ocorra precocemente. Informaram ainda que durante o carregamento cíclico das ligas níquel-titânio superelásticas podem ser acumuladas tensões residuais, devido aos repetidos aparecimentos e desaparecimentos de martensita induzida por deformação. Este processo influencia a transformação martensítica induzida por deformação e o mecanismo de deformação o que altera o comportamento da liga na fadiga.

Yared (2004) estudou o torque e o ângulo de rotação no momento da fratura de instrumentos novos e usados. Foram selecionados instrumentos ProFile[®] de números 15 a 40 e conicidade 0,06mm/mm testados de acordo a especificação número 28 da ADA. Para cada diâmetro foram testados trinta instrumentos. Os resultados demonstraram que os instrumentos já utilizados apresentavam torque e ângulo de rotação no momento da fratura significativamente mais baixo que os instrumentos novos. Houve também uma forte relação entre o diâmetro do instrumento e o torque no momento da fratura com relação aos instrumentos novos, o que não ocorreu em relação aos usados. Concluiu-se que o uso repetitivo de instrumentos ProFile[®] de conicidade 0,06mm/mm reduziu significativamente os dois parâmetros avaliados. Além disso, o torque no momento da fratura de novos instrumentos aumentou com o diâmetro.

Bahia (2004) realizou um estudo da resistência à fadiga e do comportamento em torção de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Foram analisados os instrumentos ProFile[®] calibres 20, 25 e 30 nas conicidades 0,04 e 0,06mm/mm nas seguintes condições: Grupo Controle 01, constituído de 10 instrumentos de cada tipo sem uso, ensaiados até a ruptura em fadiga, utilizando um dispositivo de bancada com canal artificial de aço ferramenta temperado, com raio de curvatura de 5mm e ângulo de curvatura de 45°; Grupo Experimental 01, com 15 instrumentos de cada tipo, utilizados na prática clínica para limpeza e formatação de 10 canais radiculares curvos de molares humanos; Grupo Controle 02, com 10 instrumentos de cada tipo sem uso, ensaiados até a ruptura em torção, conforme a

especificação número 28 da ADA. Grupos Experimentais 02 e 03, com 10 instrumentos de cada tipo por grupo, previamente submetidos à deformação cíclica, em condições de laboratório, até 1/2 e 3/4 de sua vida em fadiga e, em seguida, ensaiados até a ruptura em torção. A análise dos resultados mostrou que a resistência à fadiga dos instrumentos ProFile[®], medida pelo número de ciclos até a fratura, varia inversamente com a amplitude máxima de deformação. Além disso, o emprego dos instrumentos na formatação de 10 canais radiculares curvos reduz em mais de 50% sua vida em fadiga. Foi também observado que a fadiga dos instrumentos até 1/2 e 3/4 de sua vida útil reduz sua resistência em torção em até 29 e 32%, respectivamente. A análise das superfícies de fratura mostrou características de fratura dúctil, com a região fibrosa abrangendo quase toda a superfície de fratura, e pequenas áreas lisas, restritas à periferia, com estrias de fadiga. Observou-se ainda a presença de múltiplas trincas secundárias, cuja nucleação, provavelmente associada à alta densidade de interfaces e imperfeições estruturais da martensita, pode proporcionar um modo eficiente de dissipação de energia, constituindo, assim, o principal mecanismo responsável pela lenta propagação de trincas de fadiga nas ligas níquel-titânio. O autor ressalta que é imperativo o cuidado com a força apical imposta sobre o instrumento após o preparo de 10 canais curvos, já que a sua resistência à torção é menor, informando ainda que é preciso entender que os valores de torque máximo até a fratura obtidos para cada instrumento são referentes a instrumentos novos e que valores de torque significativamente menores provocariam a ruptura em torção do instrumento após determinado número de canais preparados. Logo, o emprego de baixos valores de torque nos motores destinados à instrumentação rotatória podem prevenir a fratura por torção principalmente quando da utilização de instrumentos semi-novos.

Alapati *et al.* (2005) mencionaram que instrumentos acionados a motor de níquel-titânio ProFile[®], ProFile GT[®] e ProTaper[®] descartados foram obtidos de duas clínicas de graduação em endodontia e foram examinados pela microscopia eletrônica de varredura. Os instrumentos apresentavam uma história desconhecida de uso clínico e estavam fraturados ou apresentavam deformação plástica oriunda de torção. A superfície de fratura apresentou característica dúctil.

Gambarini (2005) mencionou as seguintes informações clínicas para utilização dos instrumentos K³[®].

a- Utilize a velocidade de 300-350rpm em um motor elétrico com controle de torque, usando cada instrumento não mais do que 5 a 7 segundos. Em casos difíceis, é preferível estabelecer um caminho guia com lima manual, confirmando a patência a cada

troca de lima. Isto irá minimizar iatrogenias por fratura de instrumento. Pode-se utilizar instrumentos de nº 15 e de nº 20 de conicidade 0,02mm/mm a fim de refinar o caminho guia, dilatando o canal de maneira mais eficiente.

b- Irrigar após cada instrumento usando hipoclorito de sódio. Lubrificantes podem ser usados como uma ajuda para uma instrumentação mais fácil. Após o procedimento de formatação estar completo, irrigar por 1 minuto com Smear Clear (17% de EDTA, SybronEndo).

c- Quando o instrumento parar de avançar apicalmente, prosseguir para a próxima conicidade e/ou calibre. Um refinamento adicional pode ser obtido usando-se um movimento circular com o instrumento rotatório objetivando cortar lateralmente.

d- Usar uma pressão muito pequena, nunca forçar o instrumento para o comprimento de trabalho.

Guilford, Lemons e Eleager (2005) compararam o torque e a rotação (ângulo de torção máxima) na fratura de três marcas de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor (ProFile[®], ProFile GT[®] e ProTaper[®]) que tiveram suas pontas imobilizadas. Todos os instrumentos exibiram deformação plástica. A força necessária para iniciar a deformação plástica aumentava com o aumento do diâmetro do instrumento. Também afirmaram que a força necessária para fraturar o instrumento por torção aumentava com o aumento do diâmetro do instrumento.

Lopes *et al.* (2005) avaliaram a carga necessária para induzir uma determinada deformação elástica de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor de mesmo número (diâmetro nominal) de três marcas comerciais. O ensaio de flexão consistiu na aplicação de uma carga (força) crescente no instrumento endodôntico engastado em uma das extremidades (cantilever) empregando-se uma máquina de ensaio universal, medindo-se o valor da carga *versus* a deformação elástica. Os resultados obtidos indicaram que os instrumentos de marca comercial ProTaper[®] são mais rígidos (menos flexíveis) do que os ProFile[®] e K³[®] em todos os números (diâmetros nominais) ensaiados.

Yoshimine, Ono e Akamine (2005) compararam a forma do preparo de canais artificiais em blocos de resina com dupla curvatura, empregando três tipos de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor: ProTaper[®], K³[®] e Race[®]. Os resultados obtidos sugeriram que os instrumentos K³[®] e Race[®], em virtude da menor conicidade e maior flexibilidade, devem ser usados no preparo apical de canais com curvaturas complicadas. Os instrumentos

ProTaper[®] devem ser usados em combinação com outros com menor conicidade e mais flexíveis, para evitar a transposição apical em canais com curvaturas severas.

Decnop Batista (2005) avaliou a resistência à fratura de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor de diferentes marcas e conicidades quando flexionados por meio do ensaio de torção à direita. A morfologia da superfície de fratura e a haste helicoidal junto ao ponto de fratura foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura. Foram utilizados trinta instrumentos para cada marca (ProFile[®], K³[®] e Hero[®]) sendo dez para cada conicidade (0,02- - 0,04 e 0,06mm/mm). O ângulo máximo de torção e o torque máximo no momento da fratura foram avaliados por meio de um dispositivo acoplado à máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 10.000). A partir de um programa de computador Mtest versão 1.01 os valores obtidos foram analisados estatisticamente pelos testes de *Kruskall-Wallis* e de *Student-Newman-Keuls*, onde foi possível concluir que: o ângulo máximo de torção, para instrumentos de mesma marca comercial e conicidades nominais diferentes, diminuiu com o aumento da conicidade: com relação ao torque máximo de fratura, os valores aumentaram com o aumento das conicidades nominais dos instrumentos de uma mesma marca comercial e os instrumentos K³[®], em todas as conicidades nominais analisadas, apresentaram resultados superiores às demais marcas estudadas. À microscopia eletrônica de varredura, as amostras fraturadas apresentaram superfície de fratura com características morfológicas do tipo dúctil e observou-se reversão das lâminas das hastes helicoidais junto ao ponto de imobilização. O autor concluiu ainda que:

a. quanto ao ângulo de torção máximo:

1. Para o instrumento endodôntico de mesma marca comercial, o ângulo de torção máximo até a fratura diminuiu com o aumento da conicidade;

b. quanto ao torque no momento da fratura:

1. Os valores aumentaram com o aumento das conicidades dos instrumentos de uma mesma marca comercial;

2. Os instrumentos K³[®] em todas as conicidades analisadas apresentaram resultados superiores às demais marcas estudadas.

c. As amostras fraturadas apresentaram superfície de fratura com características morfológicas do tipo dúctil.

d. Observou-se reversão das lâminas das hastes helicoidais junto ao ponto de imobilização.

Decnop Batista (2005) e Lopes *et al.* (2006) empregaram um paquímetro digital na determinação das dimensões de instrumentos endodônticos. As medidas dos diâmetros foram realizadas em duas direções perpendiculares. A segunda medida foi tomada a 90° em relação à primeira. Os diâmetros considerados de cada instrumento foram as médias aritméticas dos valores obtidos. A conicidade e o diâmetro em D₀ foram calculadas a partir dos diâmetros medidos em D₃ e D₁₃. A conicidade foi calculada dividindo-se a diferença existente entre o diâmetro D₁₃ e o D₃ pela distância entre eles (10mm). O diâmetro em D₀ foi calculado pela expressão:

$$D_0 = D_3 - C \times 3 \quad (2)$$

Lopes *et al.* (2006) avaliaram a resistência à fratura de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor quando submetidos ao ensaio de torção em flexão. As características morfológicas da superfície de fratura foram analisadas por microscópio eletrônico de varredura. Foram utilizados instrumentos de número 25, de conicidades nominais 0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm com comprimentos de 25mm das marcas comerciais Hero[®] (Micromega, França) e Race[®] (FKG, Alemanha). Os resultados obtidos indicaram que os instrumentos Hero[®] quando comparados aos Race[®] apresentaram maior resistência mecânica quanto ao torque máximo de fratura. O torque máximo de fratura aumentou com o aumento da conicidade dos instrumentos; na avaliação à microscopia eletrônica de varredura, para os instrumentos ensaiados, a fratura foi do tipo dúctil.

Nasser e Guo (2006) estudando a superelasticidade em várias temperaturas e taxas de deformação concluíram que o comportamento superelástico das ligas níquel-titânio com efeito memória de forma é mais fortemente sensível à temperatura do que à taxa de deformação.

Jodway e Hülsman (2006) fizeram um estudo comparativo com instrumentos manuais de níquel-titânio e sistema de instrumentos K^{3®} em 50 raízes mesio vestibulares, comparando as amostras a partir de fotografias pré e pós operatórias. Em função dos resultados obtidos concluíram que tanto os instrumentos manuais quanto os K^{3®} mantiveram a curvatura original do canal.

Moreira (2006) avaliou a influência da esterilização e da temperatura da solução irrigadora na resistência à fratura dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio Profile[®] e K^{3®} em flexão rotativa. Foram utilizados 60 instrumentos de cada marca com D₀ de 0,40mm e conicidade de 0,04mm/mm. Foram confeccionados dois canais com 20mm de comprimento e raio de curvatura de 6 mm, pela conformação de um tubo de aço inoxidável medindo 1,5mm

de diâmetro interno. Um dos canais foi feito com 9,5mm de parte curva, correspondendo ao arco de 90° e o outro com 14mm de parte curva relativa ao arco de 135°. Durante os ensaios os instrumentos foram refrigerados com solução de hipoclorito de sódio a 5,25% nas temperaturas de 10°C e 25°C. A velocidade de rotação foi de 200rpm. Os instrumentos foram inicialmente esterilizados em autoclave e divididos em três conjuntos. No primeiro, eles foram ensaiados até a fratura; no segundo, o ensaio foi interrompido na metade da vida em fadiga, sendo os instrumentos esterilizados e em seguida girados até a fratura. No terceiro, o ensaio foi interrompido duas vezes para esterilizações em 1/3 e 2/3 da vida em fadiga, quando então os instrumentos voltaram a ser ensaiados até a fratura. Foi medida a microdureza Vickers dos instrumentos antes e depois dos ensaios e a análise da superfície de fratura foi realizada por meio de microscopia eletrônica de varredura. A análise estatística foi feita pelo método de planejamento de experimentos e análise fatorial. Os resultados obtidos permitiram concluir que o aumento do número de ciclos de esterilização aumenta a resistência à fratura dos instrumentos independente da marca. Os instrumentos de ambas as marcas apresentaram maior resistência à fratura quando os ensaios foram realizados com a irrigação a 10°C. Os instrumentos Profile[®] ensaiados no canal com 90° apresentaram maior resistência à fratura, ao passo que para os instrumentos K³[®] a maior resistência foi alcançada no canal com 135°. Considerando as interações dos fatores, os instrumentos Profile[®] apresentaram a maior vida em fadiga. Verificou-se uma redução da microdureza dos instrumentos após a realização dos ensaios. A análise por microscopia eletrônica de varredura de todos os instrumentos não revelou deformações plásticas na haste helicoidal, nem diferenças na superfície de fratura, que foi caracterizada como do tipo dúctil. Além disso, foi proposto um modelo estatístico para a previsão da vida em fadiga dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio ensaiados em flexão rotativa.

Yao *et al.* (2006) estudaram a resistência à fadiga cíclica de três tipos de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. A influência do diâmetro e da conicidade do instrumento também foi investigada e as superfícies de fratura foram examinadas por meio da microscopia eletrônica de varredura. Os instrumentos analisados foram ProFile[®], K³[®] e Race[®], de número 25 e de conicidades 0,04 e 0,06mm/mm assim como ProFile[®] e K³[®] de diâmetros 40 e de conicidades 0,04 e 0,06mm/mm. Os instrumentos foram girados livremente a 300rpm dentro de um tubo de aço inoxidável com 60 graus e 5 milímetros de raio de curvatura. Um contínuo movimento axial de 3 milímetros de oscilação foi aplicado a um ciclo por segundo empregando-se um dispositivo acoplado a uma máquina de ensaio Instron. Os resultados

revelaram que os instrumentos K³[®] foram significativamente mais resistentes à fadiga quando comparados aos demais instrumentos. A análise no microscópio eletrônico de varredura revelou que a superfície de fratura apresentou característica dúctil para todos os instrumentos ensaiados.

Segundo Parashos e Messer (2006) na fratura por fadiga dos instrumentos endodônticos submetidos a ensaio de flexão rotativa, a velocidade a qual os instrumentos são operados parece não ter efeito no número de ciclos até a fratura, mas velocidades maiores reduzem o período de tempo requerido para alcançar o número máximo de ciclos até a fratura. Alguns autores têm reportado que a velocidade de rotação dos instrumentos endodônticos não parece influenciar na frequência de fratura do instrumento, o que não está em acordo com outros estudos, mas isto pode ser explicado devido às variações nas condições de ensaios, diferentes operadores e diferentes tipos de instrumentos. Por isso, o efeito da velocidade é incerto neste momento.

Lopes *et al.* (2007) avaliaram a influência do comprimento do arco de canais artificiais no número de ciclos necessários para fraturar por flexão rotativa instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados à motor. Foram empregadas limas ProTaper[®] F3 de 25mm, acionadas a 250rpm em dois canais artificiais. Os canais foram confeccionados com tubo de aço inoxidável, com diâmetro interno de 1,04mm, comprimento total de 20mm e arcos nas pontas com raio de 6mm. O arco do primeiro tubo tinha o comprimento de 9,4mm e parte reta de 10,6mm e do segundo 14,1mm com a parte reta 5,9mm. Foram determinadas as distâncias das superfícies de fratura e os números de ciclos necessários para induzirem a fratura por fadiga dos instrumentos ProTaper[®] F3. As superfícies de fratura e as hastes helicoidais dos instrumentos junto da fratura foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura. Os resultados obtidos indicaram que: O número de ciclos para ocorrer a fratura foi influenciado pelo comprimento do arco do canal; a distância da superfície de fratura à ponta do instrumento variou de acordo com o comprimento do arco do canal; a morfologia da superfície de fratura apresentou características do tipo dúctil e não ocorreram deformações plásticas nas hastes helicoidais do instrumentos fraturados.

Wei *et al.* (2007) investigaram o tipo de fratura dos instrumentos rotatórios ProTaper[®] após uso clínico e compararam estereomicroscopia com microscopia eletrônica de varredura para determinar qual é o melhor método para estabelecer o tipo de fratura do material. Em 100 instrumentos fraturados, a análise estereoscópica revelou 88 casos de fratura por flexão e 12 por torção. Por meio do microscópio eletrônico de varredura, em 91 casos a fratura foi por

flexão, 3 casos por torção e 6 casos mostraram combinação de tensão (flexão e torção). Concluíram que o microscópio eletrônico de varredura é o melhor método para analisar o tipo de fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio.

Kitchens *et al.* (2007) compararam o número de rotações para a fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio acionados em velocidades diferentes e em canais com diferentes ângulos. Instrumentos ProFile[®] de número 25 de conicidades 0,04 e 0,06mm/mm foram acionados em velocidades de 350 ou 600rpm em canais com ângulos 25, 28 e 33,5 graus. O número de rotações para fraturar foi registrado. Uma diferença significativa foi encontrada no número de rotações para fraturar os instrumentos rotatórios de acordo com a conicidade e o ângulo. Instrumentos de conicidade 0,06mm/mm fraturam com menor número de rotações do que os de conicidade 0,04mm/mm. Aumentando o ângulo do canal no qual o instrumento foi girado decresceu o número de rotações necessárias para a fratura em ambas as conicidades. O número de rotações para fraturar não foi relacionado à velocidade de giro.

Elias e Lopes (2007) informaram que os ensaios mecânicos podem ser realizados empregando-se CP padronizados ou instrumentos acabados. Os CP padronizados apresentam rigor quanto às dimensões e ao acabamento superficial, ao contrário dos produtos acabados que apresentam defeitos de acabamento superficial e grandes variações dimensionais que podem interferir nos resultados obtidos durante o ensaio mecânico. Os autores afirmaram ainda que de um modo geral, para se obter um resultado confiável no comportamento dos materiais, deve-se realizar o ensaio com o mínimo de cinco CP e apresentar a média e o desvio padrão dos valores obtidos. Todavia, para se determinar o comportamento mecânico de instrumentos endodônticos como CP, deve-se utilizar no mínimo 10 amostras de cada uma das dimensões do instrumento.

2 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como objetivo:

1. Avaliar a influência da conicidade de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor:
 - a. na flexibilidade;
 - b. na resistência à fratura por torção à direita;
 - c. na resistência à fratura por flexão rotativa.
2. Analisar por meio de microscopia eletrônica de varredura:
 - a. a superfície de fratura dos instrumentos ocorridas por torção e por flexão rotativa;
 - b. a configuração das hélices das hastes de corte helicoidais dos instrumentos junto ao ponto de fratura.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Material

3.1.1 Empregado para a verificação da padronização das amostras

- Paquímetro digital Digness (Industrinave Distribuidor- Rio de Janeiro, Brasil);
- Bloco metálico apresentando duas perfurações, uma com 3mm e outra com 13mm de profundidade (pré-fabricado).

3.1.2 Empregado nos testes de flexão em cantilever

- Máquina de Ensaio Universal EMIC-DL 10.000 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda - Paraná, Brasil);
- Mandril tipo Jacob (Vonder – Paraná, Brasil);
- Torno de bancada (Somar Ind. Mecânica S.A. – Santa Catarina, Brasil);
- Morsa de latão (pré-fabricada);
- Fio de nylon trançado (Suffix – Ohio, EUA);
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,02mm/mm.;
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,04mm/mm.;
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,06mm/mm.;
- Programa de computador Mtest versão 1.01 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda – Paraná, Brasil).

3.1.3 Empregado nos testes de torção

- Máquina de Ensaio Universal EMIC-DL 10.000 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda - Paraná, Brasil);

- Dispositivo para torção acoplado à máquina de ensaio, desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecânica e dos Materiais do IME, idealizado por Elias e Lopes (2007);
- Morsa de latão (pré-fabricada);
- Lâminas de cobre recozido de 0,3mm de espessura;
- Mandril específico idealizado e confeccionado por Carmo (2001);
- Fio de nylon trançado (Sufix – Ohio, EUA);
- Padrão metálico (pré fabricado);
- Microcomputador;
- Programa de computador Mtest versão 1.01 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda – Paraná, Brasil);
- Peça em forma de “U” para fixação da morsa de latão usado no ensaio de torção (pré-fabricada);
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,02mm/mm.;
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,04mm/mm.;
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,06mm/mm.;

3.1.4 Empregado nos testes de flexão rotativa

- Canal curvo artificial a partir da conformação de um tubo de aço inoxidável (pré-fabricado);
- Dispositivo proposto por Moreira (2006) que permitiu a realização do experimento sem a interferência do operador;
- Morsa GRIPWELL (Vonder – Paraná, Brasil);
- Glicerina (Laboratório Tayuyna LTDA – SP, Brasil);
- Seringa BD 10 CC (Becton Dickinson – San Ruan, Argentina);
- Contra-ângulo 16:1 NOUVAG AG/AS/LTD (Nouvag – Goldach, Suíça);
- Micromotor elétrico para endodontia TC-Motor 3000 NOUVAG AG/AS/LTD (Nouvag – Goldach, Suíça);

- Cronômetro digital (Junsd- Guangdong, China);
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,02mm/mm.;
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,04mm/mm.;
- Instrumentos de níquel-titânio acionados a motor K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr - Vera Cruz, México - referência 825-4103, lote 02D 141D), com diâmetro D_o equivalente a 0,25mm e 25mm de comprimento na conicidade de 0,06mm/mm.;

3.1.5 Empregado na avaliação no microscópio eletrônico de varredura

- Solução de acetona (Lei-Fran Produtos Oficinas LTDA – RJ, Brasil);
- Equipamento de lavagem ultra-sônica modelo T7 THORNTON (Ohio, EUA);
- Frascos de Becker (Vidrolabor – SP, Brasil);
- Microscópio eletrônico digital de varredura JEOL JSM 5800LV.

3.2 Métodos

3.2.1 Padronização das amostras

Para este estudo foram utilizados sessenta instrumentos fabricados em níquel-titânio acionados a motor da marca K³® (Sybron Dental Specialties-Kerr, México), valores nominais de 25mm de comprimento e de 0,25mm de diâmetro em D_o, nas conicidades de 0,02 – 0,04 e 0,06mm. As amostras foram eqüitativamente distribuídas entre as conicidades de acordo com a tabela abaixo.

TABELA 1 – Distribuição dos instrumentos de acordo com as diferentes conicidades

Instrumentos K ³ ®	
Conicidade mm/mm	Número de amostras
0,02	20
0,04	20
0,06	20

Para a realização da avaliação das dimensões dos instrumentos endodônticos K³®, dez amostras de cada conicidade aleatoriamente escolhidas tiveram os diâmetros em D₃ e D₁₃, os comprimentos totais (C.Total) e das hastes de fixação (H.Fix) medidas com o auxílio de um paquímetro digital com resolução de 0,01mm. Todas as medidas foram realizadas duas vezes.

Em relação aos diâmetros, as medidas foram realizadas em duas direções perpendiculares.

Para a medida do diâmetro D₃ e D₁₃, utilizou-se de um bloco metálico de forma retangular que apresentava em sua superfície dois furos com 3 e 13mm de profundidade e diâmetros respectivamente de 0,70mm e 1,40mm. As medidas referentes aos comprimentos e diâmetros dos instrumentos foram realizadas por meio das faces de medição externas do paquímetro. As dimensões consideradas de cada instrumento foram as médias aritméticas dos valores obtidos.

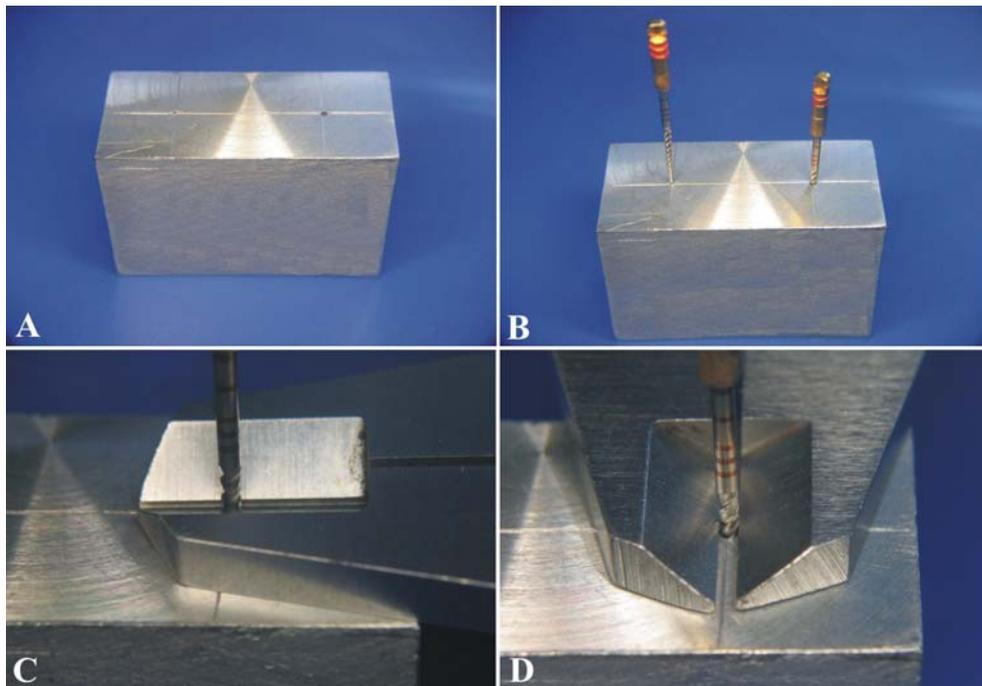


FIGURA 1 – (A) Bloco medidor (B) Instrumentos inseridos nas perfurações do bloco medidor (C e D) Paquímetro posicionado em direções perpendiculares para efetuação das medições dos instrumentos em D₃ e D₁₃

A conicidade (C) e o diâmetro D₀ em milímetros das amostras foram calculados mediante as expressões:

$$C = D_{13} - D_3 / 10 \quad (3)$$

$$D_0 = D_3 - C \times 3 \quad (4)$$

O comprimento (L), em milímetros dos instrumentos foi obtido por meio da expressão:

$$L = \text{Comprimento total} - \text{comprimento da haste de fixação (5)}$$

3.2.2 Ensaio de flexão em cantilever

A flexibilidade de dez instrumentos endodônticos de cada conicidade foi avaliada por meio do ensaio de flexão em cantilever conforme metodologia proposta por Elias e Lopes (2007). O ensaio de flexão consiste na aplicação de uma força crescente perpendicular ao eixo longitudinal do CP ou no produto acabado (instrumento endodôntico) engastado (cantilever), empregando-se uma máquina de ensaio universal (EMIC-DL 10000, Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda - Paraná, Brasil), determinando-se os valores da força *versus* a deformação elástica (resistência ao encurvamento).

Os instrumentos endodônticos foram fixados por meio de suas hastes de fixação em um mandril de Jacob que por sua vez estava imobilizado por meio de um torno de bancada. O conjunto mandril de Jacob e instrumento foi fixado com uma inclinação de 45 graus para baixo em relação ao plano horizontal representado pelo mordente do torno de bancada. O ponto de aplicação da força foi obtido fixando uma pequena peça metálica (morsa de latão) a 3mm da ponta de cada amostra. A distância entre o ponto de fixação da amostra no mandril e o ponto de aplicação da força foi de 22mm (comprimento útil do CP).

A força foi aplicada por meio de um fio de nylon trançado com comprimento de 50 centímetros (cm) e diâmetro de 0,3mm, tendo uma das extremidades presa à cabeça da máquina de ensaio e a outra a 3mm da ponta da amostra (ponto de aplicação da força).

A extremidade de cada amostra foi submetida a um deslocamento de 15mm permanecendo no limite de elasticidade em flexão da liga metálica. A velocidade do ensaio foi de 15mm/minuto. A célula de carga empregada foi de 20 Newtons (N).

A força empregada foi registrada continuamente por um microcomputador acoplado à máquina de ensaio universal que utilizou o programa de computador *M test* versão 1.01 (Emic Equipamentos e Sistemas de ensaio Ltda).

Para a determinação do valor da força fornecida pelo dispositivo foi subtraído o peso da morsa de alumínio - 6,3 gramas-força (gf) - usada na ponta da amostra para limitar o ponto de aplicação da força.

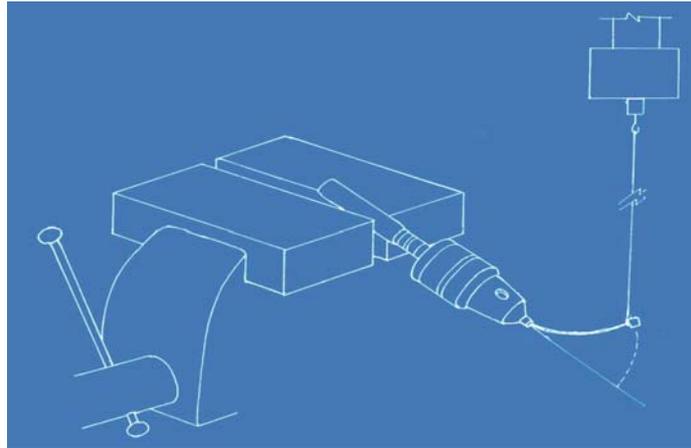


FIGURA 2 – Desenho esquemático do dispositivo empregado para a execução do ensaio de flexão em cantilever

Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística por meio da análise de variância no nível de significância de 5% e do teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%.

Sendo o ensaio de flexão em cantilever não destrutivo, 30 instrumentos ensaiados foram posteriormente empregados no ensaio de torção e flexão rotativa (ensaios destrutivos).

3.2.3 Ensaio de torção

O ângulo máximo de torção antes da fratura e o torque máximo em torção suportado pelos instrumentos ensaiados foram avaliados por meio do ensaio de fratura em torção à direita.

O ensaio de torção consiste em aplicar uma força no CP ou no produto acabado (instrumento endodôntico) para induzir um movimento de rotação em torno de seu centro de resistência. Para a execução do ensaio, fixa-se uma das extremidades do CP e aplica-se um momento (torque) na extremidade oposta. Durante o ensaio mede-se a variação do ângulo de torção com o torque aplicado.

Dez instrumentos endodônticos de cada conicidade foram submetidos ao ensaio de torção à direita. Todos os instrumentos tiveram suas hastes de fixação removidas antes dos ensaios.

A torção foi aplicada por meio de um dispositivo acoplado a uma máquina de ensaio universal (EMIC-DL 10000, Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda - Paraná, Brasil), que permitiu a monitoração da rotação e a determinação da força aplicada ao instrumento. Os instrumentos foram imobilizados a 3mm da ponta por uma morsa de latão. Para evitar a

deformação plástica dos segmentos dos instrumentos ensaiados, as garras da morsa foram recobertas com lâminas de cobre, trocadas a cada três ensaios mecânicos.

Para impedir a indução de tensão compressiva no instrumento durante o ensaio de torção à direita empregou-se uma montagem (peça em forma de U) que permitiu o deslização da morsa de latão que imobiliza a ponta do instrumento.

A outra extremidade do instrumento foi fixada em um mandril específico idealizado e confeccionado por Carmo (2001) existente na haste de rotação do dispositivo de ensaio de torção.

A torção foi realizada mediante o enrolamento de um fio de nylon trançado com diâmetro de 0,3mm no eixo de rotação do dispositivo de ensaio de torção, que apresentava 8mm de diâmetro ($R=4\text{mm}$). Este fio conectava o eixo de rotação do dispositivo de ensaio de torção a uma célula de carga de 20N acoplada à cabeça da máquina de ensaio universal.

O fio, ao ser tracionado, induziu um torque ao instrumento. A tração do fio foi executada com velocidade de 1mm/s, induzindo no eixo de rotação do dispositivo de ensaio de torção um movimento de rotação do instrumento ensaiado igual a 2rpm.

Antes de cada ensaio, verificou-se a calibração da máquina de ensaio universal de tração e a sensibilidade do dispositivo empregado com o objetivo de assegurar ausência de cargas sobre os instrumentos a serem ensaiados. Isto foi possível por meio de um painel de comandos acoplado à máquina de ensaio universal.

A distância entre as extremidades expostas do instrumento após sua fixação (comprimento útil do instrumento acabado) foi de 19mm, conferidos com o auxílio de um padrão metálico.

Todas as amostras foram submetidas ao ensaio de torção à direita, visando de forma comparativa, avaliar a influência da conicidade dos instrumentos ensaiados, quanto ao ângulo máximo em torção antes da fratura e ao torque máximo em torção suportado pelos instrumentos endodônticos.

A força e o deslocamento do fio até a fratura do instrumento foram registrados continuamente por um microcomputador acoplado à máquina de ensaio universal. Por meio do programa de computador *M test* versão 1.01 (Emic Equipamentos e Sistemas de ensaio Ltda), determinou-se o ângulo máximo de torção antes da fratura e o torque máximo em torção suportado pelos instrumentos.



FIGURA 3 - Máquina de Ensaio Universal EMIC-DL 10.000 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda - Paraná, Brasil)

Para a determinação do ângulo máximo de torção até a fratura considerou-se o deslocamento do fio, empregando-se as fórmulas:

$$\hat{\text{Ângulo máximo de torção em graus}} = \text{Deslocamento do fio} \times 360/2\pi R \quad (6)$$

$$\hat{\text{Ângulo máximo de torção em números de volta}} = \text{graus}/360 \quad (7)$$

Para determinação do torque máximo em torção suportado pelo instrumento, considerou-se o raio do eixo de rotação do dispositivo do ensaio de torção, empregando-se a fórmula:

$$\text{Torque máximo suportado (gf.mm)} = \text{Força máxima (gf)} \times \text{Raio (mm)} \quad (8)$$

Os valores obtidos nos ensaios de torção à direita dos instrumentos K^{3®} de número 25 e conicidades 0,02 – 0,04 e 0,06mm/mm quanto ao ângulo máximo de torção e ao torque máximo suportado pelos instrumentos foram submetidos à análise estatística por meio da análise de variância no nível de significância de 5% e do teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%.

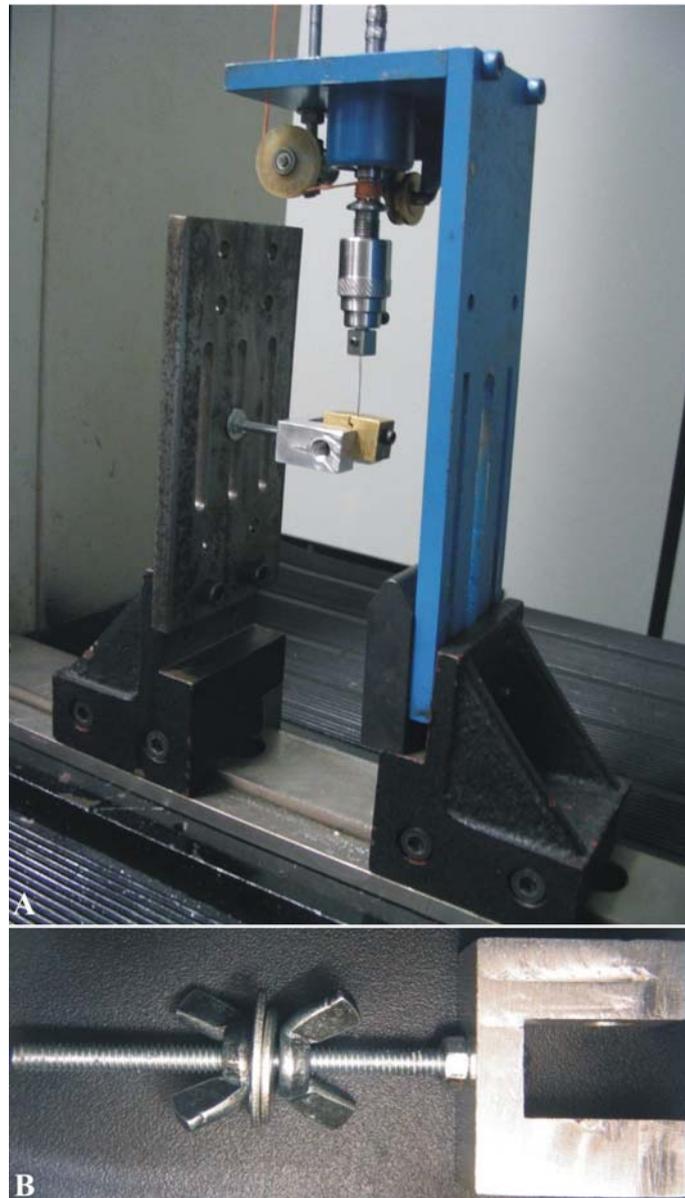


FIGURA 4 – (A) Dispositivo acoplado à máquina de ensaio, que permitiu a monitoração da rotação e a determinação da força aplicada à amostra (B) Peça em forma de “U” responsável pela estabilização da morsa

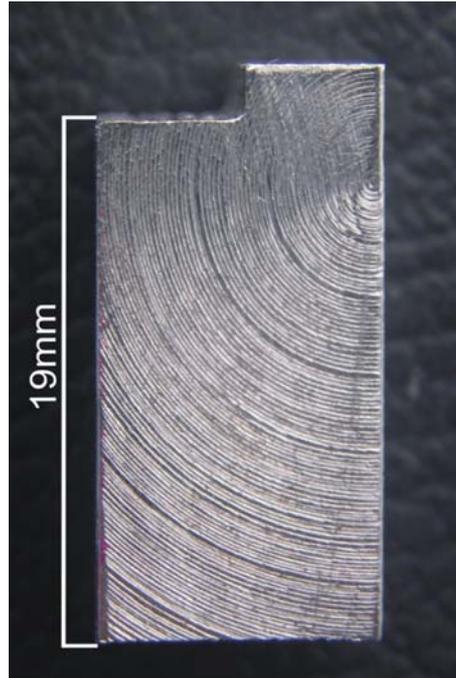


FIGURA 5 – Padrão utilizado entre o mandril e a morsa para determinação da distância de 19mm entre as extremidades fixadas do instrumento endodôntico

3.2.4 Ensaio de flexão rotativa

O número de ciclos suportados pelos instrumentos até a fratura foi avaliado por meio do ensaio em flexão rotativa. Foram utilizadas dez amostras de cada conicidade.

O ensaio de flexão rotativa consiste em um instrumento endodôntico girar no interior de um canal artificial curvo, acompanhando a sua trajetória dentro do limite elástico do material. O canal artificial deve possuir diâmetro maior do que o do instrumento a ser ensaiado.

O canal artificial empregado neste ensaio mecânico foi confeccionado a partir da conformação de um tubo cilíndrico de aço inoxidável de paredes com espessura de 1,0mm e diâmetro interno de 1,5mm. O canal foi feito com 20mm de comprimento total, sendo a haste reta com 6,66mm e a parte curva com 13,34mm. O raio de curvatura mede 8,5mm na parede externa do canal cilíndrico do tubo correspondendo a um arco de 90°. O canal foi planejado de forma que a amplitude da deformação máxima estivesse relacionada ao ponto médio do segmento curvo do mesmo ou seja a 6,67mm da extremidade. A manutenção do tubo em posição fixa durante ao experimento foi garantida pelo dispositivo proposto por Moreira (2006) que permitiu a realização do experimento sem a interferência do operador.

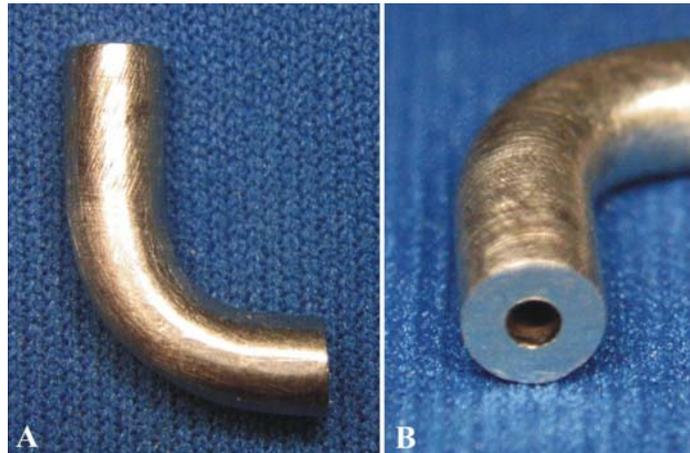


FIGURA 6 – (A) Canal cilíndrico em tubo de aço inoxidável com arco correspondente a 90°
(B) Detalhe da espessura da parede do tubo e da sua luz do canal cilíndrico

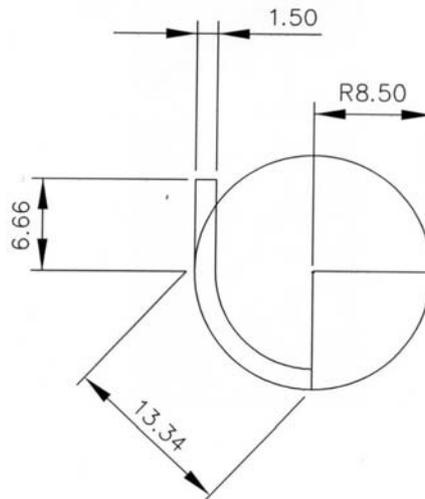


FIGURA 7 – Desenho esquemático do canal cilíndrico em tubo de aço inoxidável com arco correspondente a 90°

O aparelho é composto de uma base quadrada de aço inoxidável com espessura de 6mm e lados de 35cm. Nessa base foram instaladas 4 pilares de borracha para evitar a vibração durante o acionamento do motor. Perpendicular à base foi fixada uma haste cilíndrica com 30cm de altura e 15mm de diâmetro, na qual foi fixado o suporte do conjunto micromotor e contra-ângulo através de um parafuso com ajuste manual.

O suporte é dotado de um mecanismo regulável, com parafusos que permitem movimentos ao conjunto, facilitando a inserção do instrumento (amostra) no canal artificial, tendo em vista que a trajetória vertical do instrumento instalado na peça de mão coincidissem com o eixo longitudinal da parte reta do canal artificial. Na base também foi fixada uma morsa para a apreensão do canal artificial. A morsa pode ser movimentada em um rasgo feito

na base e fixada com um parafuso de aperto manual para permitir a coincidência de eixos entre o instrumento e o canal artificial.

Cada instrumento foi posicionado no contra-ângulo com redução de 16:1 (Nouvag AG/AS/LTD - Suíça) e introduzido no canal a partir do segmento reto até a ponta tocar em um anteparo posicionado na extremidade do segmento curvo do canal. Este anteparo era a seguir removido e tinha como objetivo apenas padronizar a distância de penetração do instrumento no interior do canal.



FIGURA 8 – Dispositivo empregado para fixação do canal artificial e do motor para realização do ensaio de flexão rotativa proposto por Moreira (2006)

Durante o ensaio, o canal de aço inoxidável foi preenchido com glicerina com objetivo de reduzir o atrito do instrumento com a parede do canal e a liberação de calor.

A seguir, os instrumentos eram acionados com rotação à direita a uma velocidade nominal de 300rpm por meio de um motor elétrico TC-Motor 3000 (Nouvag AG/AS/LTD - Suíça) até ocorrer a fratura da amostra. O tempo para ocorrer a fratura foi cronometrado por um mesmo operador (cronômetro digital Junsd-China). O tempo de fratura foi determinado por meio da constatação visual da ocorrência da ruptura do instrumento. A seguir, o segmento fraturado foi medido para se determinar o ponto de fratura em relação ao comprimento do instrumento. Os valores foram considerados a partir da ponta dos instrumentos.

O número de ciclos foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação pelo tempo decorrido até a fratura em flexão rotativa de cada instrumento.

Os valores obtidos quanto ao número de ciclos até a fratura dos instrumentos foram submetidos à análise estatística por meio da análise de variância no nível de significância de 5% e do teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%.



FIGURA 9 – Instrumento acabado posicionado para o ensaio



FIGURA 10 – Fotografia do ensaio em execução

3.2.5 Análise no microscópio eletrônico de varredura

Após a fratura, os segmentos maiores das amostras dos ensaios de torção e de flexão rotativa foram acondicionados em frascos contendo acetona, aguardando o momento oportuno para análise à microscopia eletrônica de varredura.

Três amostras de cada conicidade, selecionadas aleatoriamente, foram submetidas à limpeza em unidade ultra-sônica. As amostras selecionadas foram acondicionadas em frascos de Becker contendo acetona e em seguida depositadas no cesto da unidade ultra-sônica contendo água, operando em 40 quilohertz (khz) a um tempo de ação de 12 minutos.

A seguir, as amostras de cada conicidade foram fixadas em um porta-amostras e observadas no microscópio eletrônico de varredura (JEOL, modelo ISM 5800IV) por meio análise da superfície da fratura e a configuração das hastes helicoidais adjacentes ao ponto de imobilização (fratura).

As amostras foram fotomicrografadas e digitalizadas para posterior análise.

Durante a obtenção das fotomicrografias adotou-se aumentos diferenciados para a observação da superfície de fratura e da configuração as hastes helicoidais junto ao ponto de fratura.

4 RESULTADOS

4.1 Dimensões dos instrumentos endodônticos K^{3®}

As médias das dimensões dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor denominados K^{3®} avaliados estão representados na tabela 2 e 3.

TABELA 2 – Média dos diâmetros e conicidades dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio K^{3®}

INSTRUMENTO								
K ^{3®}	Diâmetro (mm)							
Número /conicidade (mm/mm)	D ⁰		D ³		D ¹³		Conicidade (mm/mm)	
	Nominal	Obtido	Nominal	Obtido	Nominal	Obtido	Nominal	Obtido
25/0,02	0,25	0,25	0,31	0,31	0,51	0,51	0,02	0,02
25/0,04	0,25	0,25	0,37	0,37	0,77	0,76	0,04	0,04
25/0,06	0,25	0,25	0,43	0,43	1,03	1,02	0,06	0,06

TABELA 3 - Média dos comprimentos dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio K^{3®}

INSTRUMENTO		
K ^{3®}	Comprimento (mm)	
Número/conicidade (mm/mm)	Nominal	Obtido
25/0,02	25	24,98
25/0,04	25	24,93
25/0,06	25	25

4.2 Ensaio de flexão em cantilever

As médias das forças máximas para flexionar em cantilever os instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor denominados K^{3®} avaliados estão representadas na tabela 4.

TABELA 4 - Média e desvio padrão da força máxima (gf) para flexionar em cantilever os instrumentos endodônticos K^{3®} de números 25 e conicidades 0,02 – 0,04 e 0,06 mm/mm

Instrumento K ^{3®} número/conicidade (mm/m)	Nº de amostras	Média (gf)	Desvio padrão
25/0,02	10	80,05	4,690
25/0,04	10	208,1	8,057
25/0,06	10	358,4	8,245

Com a finalidade de verificar se houve diferença entre as forças máximas em relação às conicidades dos instrumentos ensaiados, foi aplicada a análise de variância no nível de significância de 5%, o teste revelou que as médias de forças máximas dos instrumentos de conicidades 0,02 - 0,04 e 6mm/mm, apresentam diferença estatisticamente significativa ($P < 0,01$). Com a finalidade de se identificar estas diferenças foi aplicado o teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%, que revelou que todos os instrumentos de conicidades diferentes apresentaram força máximas diferentes. Isto possibilitou concluir que estatisticamente a média da força máxima necessária para flexionar em cantilever os instrumentos ensaiados até um deslocamento elástico de 15 mm foi maior para os instrumentos endodônticos de maior conicidade e menor para os de menor conicidade ($P < 0,05$). Em ordem decrescente tem-se que $0,06\text{mm/mm} > 0,04\text{mm/mm} > 0,02\text{mm/mm}$. Quanto maior o valor da força máxima, menor a flexibilidade (maior a rigidez) do instrumento endodôntico ensaiado.

Para os instrumentos endodônticos K^{3®} de número 25, a força máxima de flexão em contilever aumentou com aumento da conicidade da parte de trabalho dos instrumentos ensaiados.

Comparando-se os valores das médias da forças para flexionar os instrumentos endodônticos observou-se que a força necessária para flexionar os instrumentos K^{3®} de conicidade 0,06mm/mm foi cerca de 72% maior do que a necessária para flexionar os instrumentos de conicidade 0,04 mm/mm e de 347% maior para os de conicidade 0,02mm/mm. Esses valores mostraram que a diferença percentual entre a flexibilidade dos instrumentos ensaiados aumentou com o aumento da conicidade dos instrumentos.

4.3 Ensaio de torção

As médias dos ângulos máximos de torção e dos torques máximos suportados pelos instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor denominados K^{3®} estão representadas nas tabelas 5 e 6.

TABELA 5 - Médias dos ângulos máximos de torção até a fratura dos instrumentos K^{3®} de número 25 e conicidades 0,02 – 0,04 e 0,06mm/mm.

Instrumento K ^{3®} número/conicidade	Nº de amostras	Deformação	Desvio padrão	Ângulo máximo de torção	
				Volts	Graus
25/0,02	10	98,63	10,92	3,93	1413,49
25/0,04	10	70,59	14,79	2,81	1011,64
25/0,06	10	65,75	7,687	2,62	942,28

TABELA 6 - Médias de força máxima (gf) e torque máximo (gf.mm) até a fratura dos instrumentos K^{3®} de números 25 e conicidades 0,02 – 0,04 e 0,06mm/mm

INSTRUMENTO K ^{3®}				
Número/conicidade (mm/mm)	Nº de amostras	Força máxima (gf)	Desvio padrão	Torque máximo (gf.mm)
25/0,02	10	154,8	8,344	619,2
25/0,04	10	196,4	15,99	785,6
25/0,06	10	337,3	38,74	1.349,2

A média da força máxima até a fratura dos instrumentos ensaiados foi maior para os instrumentos endodônticos de maior conicidade.

Com a finalidade de verificar se houve diferença entre as forças máximas em relação às conicidades dos instrumentos ensaiados, foi aplicada a análise de variância no nível de significância de 5%, o teste revelou que as médias de forças máximas dos instrumentos de conicidades 0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm, apresentam diferença estatisticamente significativa ($P < 0,01$). Com a finalidade de se identificar estas diferenças foi aplicado o teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%, que revelou que todos os instrumentos de conicidades diferentes apresentaram força máximas diferentes. Isto possibilitou concluir que estatisticamente a média da força máxima foi maior para os

instrumentos endodônticos de maior conicidade e menor para os de menor conicidade ($P < 0,05$). Em ordem decrescente tem-se que $0,06\text{mm/mm} > 0,04\text{mm/mm} > 0,02\text{mm/mm}$.

Para os instrumentos endodônticos $K^{3\text{®}}$ de número 25, a força máxima até a fratura aumentou com o aumento da conicidade da parte de trabalho dos instrumentos ensaiados.

Comparando-se os valores das médias das forças máximas, observou-se que a força necessária para a fratura dos instrumentos $K^{3\text{®}}$ de conicidade $0,06\text{mm/mm}$ foi cerca de 72% maior do que a necessária para a fratura dos instrumentos de conicidade $0,04\text{mm/mm}$ e de 120% maior para os de conicidade $0,02\text{mm/mm}$. Esses valores mostraram que a diferença percentual entre as forças máximas até a ruptura dos instrumentos ensaiados aumentou com o aumento da conicidade.

A média do ângulo máximo de torção até a fratura dos instrumentos ensaiados foi maior para os instrumentos endodônticos de menor conicidade.

Com a finalidade de verificar se houve diferença entre os ângulos máximos de torção em relação às conicidades dos instrumentos ensaiados, foi aplicada a análise de variância no nível de significância de 5%, o teste revelou que os ângulos máximos de torção dos instrumentos de conicidades $0,02 - 0,04$ e $0,06\text{mm/mm}$, apresentam diferença estatisticamente significativa ($P < 0,01$). Com a finalidade de se identificar estas diferenças foi aplicado o teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%, que revelou que os instrumentos de conicidade $0,02\text{mm/mm}$ apresentaram os ângulos máximos de torção maiores que os dos instrumentos de conicidades $0,04\text{mm/mm}$ e $0,06\text{mm/mm}$. Isto possibilitou concluir que estatisticamente a média dos ângulos máximos de torção necessária foi maior para os instrumentos endodônticos de conicidade $0,02\text{mm/mm}$, enquanto a comparação entre os instrumentos de conicidades $0,06\text{mm/mm}$ e $0,04\text{mm/mm}$ não apresentaram diferença significativa.

Para os instrumentos endodônticos $K^{3\text{®}}$ de número 25, o ângulo máximo de torção até a fratura aumentou com a diminuição da conicidade da parte de trabalho da haste metálica dos instrumentos ensaiados.

Comparando-se os valores das médias dos ângulos máximos de torção, observou-se que o ângulo máximo de torção dos instrumentos $K^{3\text{®}}$ de conicidade $0,02\text{mm/mm}$ foi 40% maior do que o ângulo máximo de torção até a fratura dos instrumentos de conicidade $0,04\text{mm/mm}$ e de 50% maior para os de conicidade $0,06\text{mm/mm}$. Esses valores mostraram que a diferença percentual entre os ângulos máximos de torção até a fratura dos instrumentos

ensaiados aumentou com a diminuição da conicidade. A fratura dos instrumentos ensaiados ocorreu sempre junto ao ponto de imobilização, ou seja, a 3mm da ponta.

Na análise por meio da microscopia eletrônica de varredura, as superfícies de fratura independentemente da conicidade do instrumento, apresentaram características morfológicas do tipo dúctil com presença de microcavidades de formas variadas. Na análise por meio do microscópio eletrônico de varredura, as microcavidades apresentaram-se alongadas indicando o sentido das tensões impostas ao material durante a torção (Figura 11). Todas as amostras exibiram deformação plástica das hastes helicoidais, caracterizada pela reversão dos sentidos das hélices a partir do ponto de imobilização. Em pequenos aumentos observou-se que as superfícies de fratura dos instrumentos foram planas e perpendiculares ao eixo do instrumento (Figura 12). Todas as amostras revelaram defeitos de acabamento superficial oriundos do processo de usinagem.

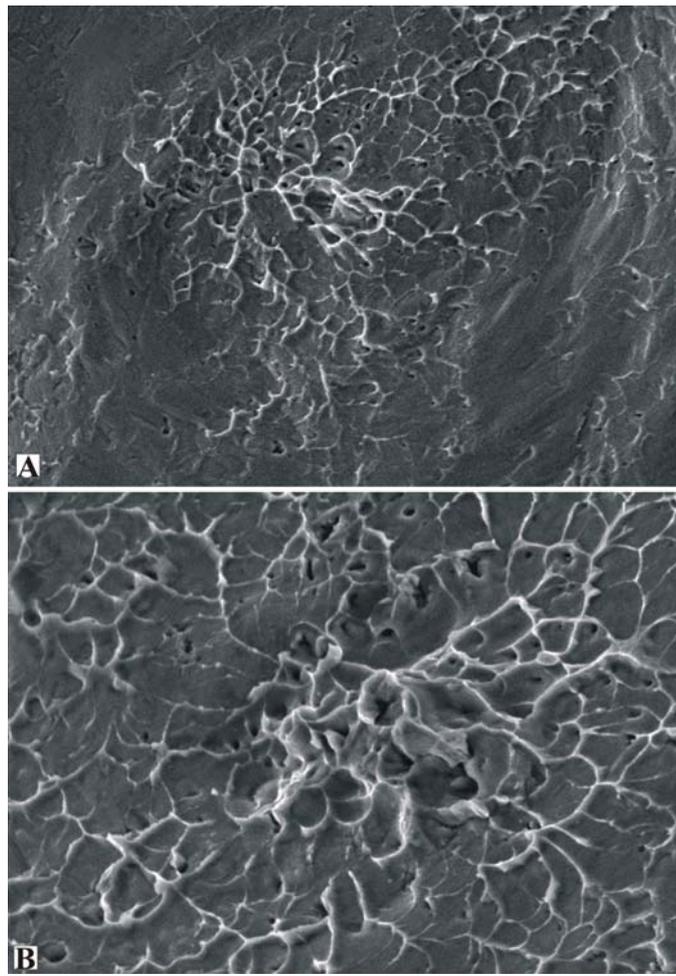


FIGURA 11 – (A) Superfície de fratura dúctil (1000X). (B) Aumento da imagem anterior (2000X)

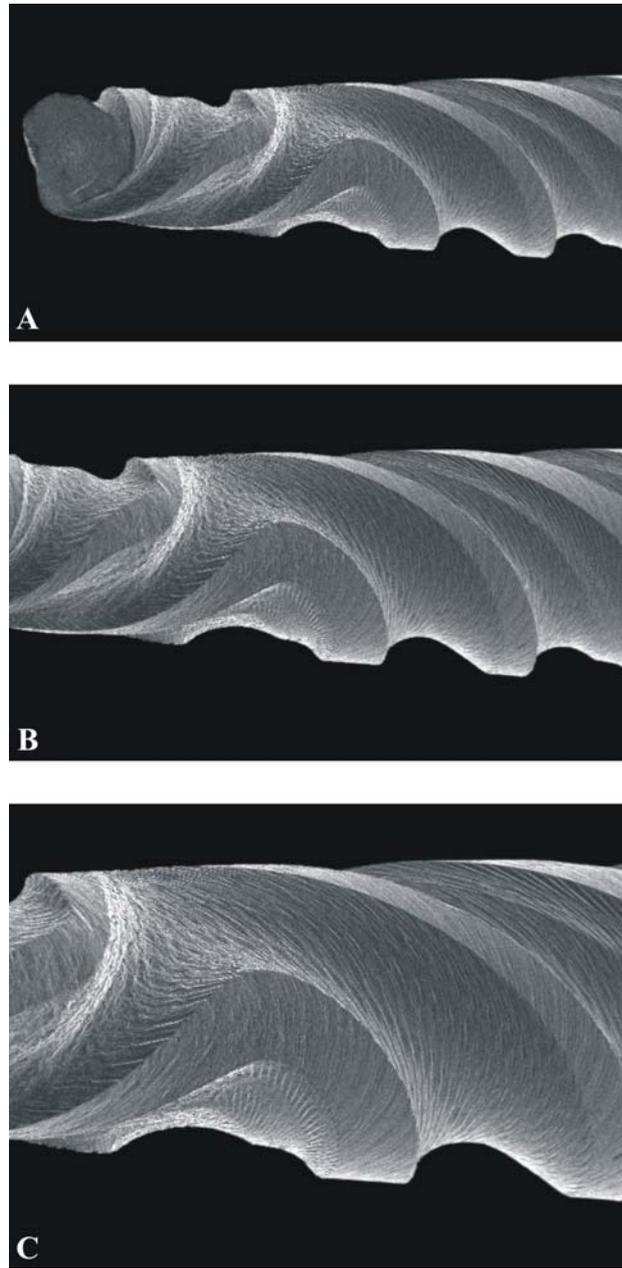


FIGURA 12 – (A) Reversão e fratura junto do ponto de imobilização (80X). (B) Aumento da imagem anterior (100X). (C) Aumento da imagem anterior (150X)

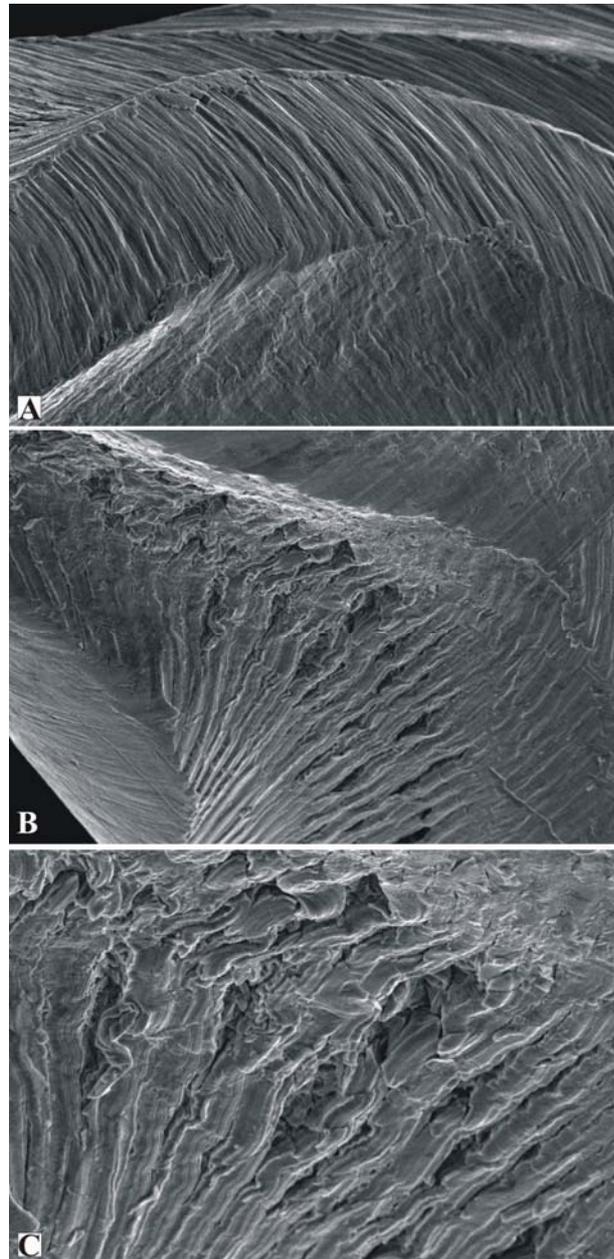


FIGURA 13 – (A) Ranhuras com diferentes profundidades (500X). (B) Ranhuras com trincas (500X). (C) Trincas – aumento da imagem anterior (1000X)

4.4 Ensaio de flexão rotativa

As médias do número de ciclos para a fratura instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor denominados K³[®] avaliados estão apresentadas na tabela 7.

TABELA 7 – Média do número de ciclos necessários para a fratura dos instrumentos K³[®] de conicidades 0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm

Número/conicidade (mm/mm)	Nº de amostras	Número de ciclos para a fratura	Desvio padrão
25/0,02	10	554,9	135,56
25/0,04	10	536,78	30,06
25/0,06	10	431,75	70,59

Com a finalidade de verificar se houve diferença entre os números de ciclos para a fratura em relação às conicidades dos instrumentos ensaiados, foi aplicada a análise de variância no nível de significância de 5%, o teste revelou que as médias de forças máximas dos instrumentos de conicidades 0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm, apresentam diferença estatisticamente significativa (P=0,01). Com a finalidade de se identificar estas diferenças foi aplicado o teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%, que revelou que os instrumentos de conicidade 0,06mm/mm apresentaram menor número de ciclos para a fratura que os demais instrumentos (P<0,05). Isto possibilitou concluir que estatisticamente a média do número de ciclos para a fratura foi menor para os instrumentos endodônticos de conicidade 0,06mm/mm, enquanto os de conicidade 0,02mm/mm e 0,04mm/mm não apresentaram diferença significativa entre si.

A fratura dos instrumentos ensaiados em relação ao ponto médio do comprimento do arco do canal (6,67mm da extremidade) ocorreu para os instrumentos de conicidade 0,02mm/mm a 6,65mm, para os de conicidade 0,04mm/mm a 7,43mm, enquanto que para os de conicidade 0,06mm/mm a 8,25mm da ponta do instrumento ao ponto de fratura.

Quanto à análise por meio do microscópio eletrônico de varredura, não ocorreu deformação plástica na haste de corte helicoidal do instrumento. A morfologia da superfície de fratura era plana, quando a trinca se propagou ao longo de um plano ou apresentou degraus quando a trinca se propagou simultaneamente em planos diferentes devido a múltiplos locais de origem (Figura 14).

A morfologia da superfície de fratura apresentou características do tipo dúctil, observando-se uma região lisa periférica e uma área fibrosa mais central. Nela, identificou-se

a presença de microcavidades com formas variadas (Figuras 15 e 16). Junto à superfície de fratura observou-se inúmeras trincas localizadas nas ranhuras mais profundas presentes na superfície da haste de corte helicoidal (Figura 17).

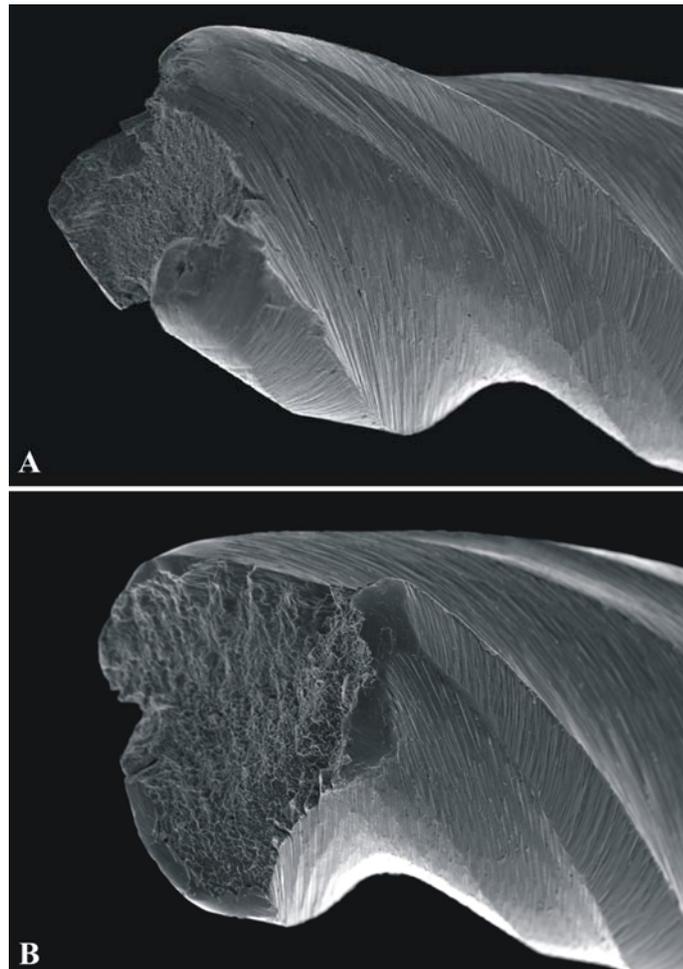


FIGURA 14 – (A) Superfície de fratura em dois planos (100X). (B) Superfície de fratura em um plano (150X). Ausência de deformação plástica

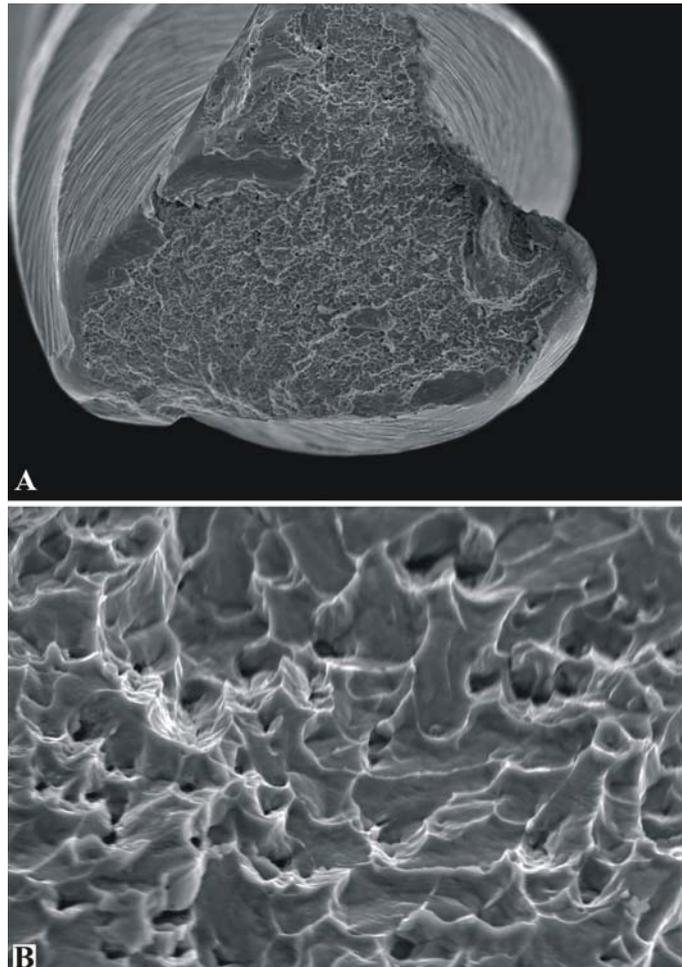


FIGURA 15– (A) Vista de topo da superfície de fratura dúctil (200X). (B) Aumento da imagem anterior (2000X)

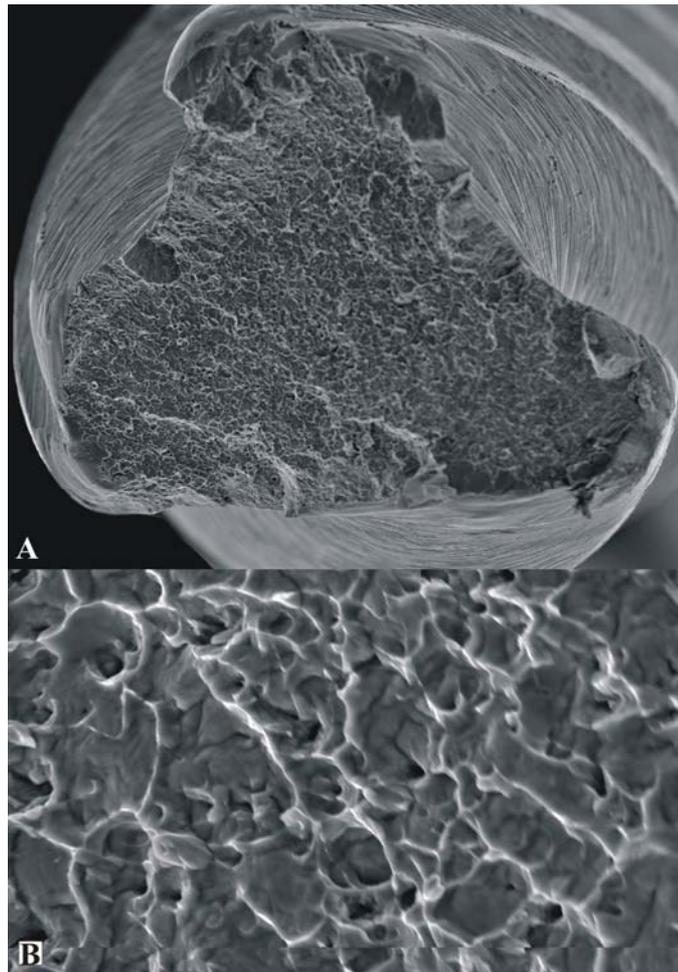


FIGURA 16 – (A) Vista de topo da superfície de fratura dúctil (250X). (B) Aumento da imagem anterior (2000X)

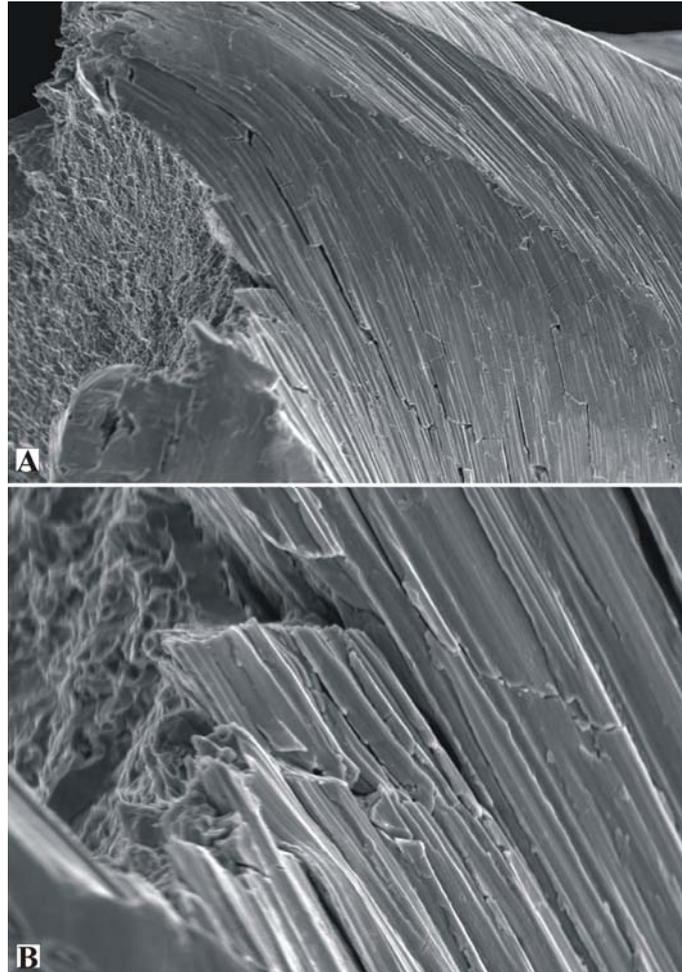


FIGURA 17 – (A) Trincas junto do ponto de fratura. Superfície de fratura em dois planos (200X). (B) Aumento da imagem anterior (1000X)

5 DISCUSSÃO

5.1 Considerações gerais

Este estudo buscou avaliar a influência da conicidade de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor, da marca K³[®] de mesmo número (diâmetro em D₀) na resistência em flexão; na fratura por torção e na fratura em flexão rotativa. Também analisou por meio de microscopia eletrônica de varredura as superfícies de fratura dos instrumentos ocorridas nos ensaios de torção e de flexão rotativa, assim como a configuração das hastes helicoidais dos instrumentos junto às superfícies de fratura.

Com o objetivo de facilitar a instrumentação de canais curvos, a liga níquel-titânio devido à superelasticidade apresentada passou a ser empregada na fabricação de instrumentos endodônticos acionados a motor (mecanizados) conforme Serene, Adams e Saxena (1995), Sattapan, Palamara e Messer (2000), Daugherty, Gound e Comer (2001) e Walia, Brantley e Gerstein (1988). De acordo com Lopes *et al.* (1998) esses instrumentos são fabricados por usinagem e possuem características únicas quanto ao desenho e conicidade da parte de trabalho. Segundo Bahia (2004) a fabricação dos instrumentos com a liga níquel-titânio é mais complexa do que as de aço inoxidável.

Esposito e Cunningham (1995), Coleman e Svec (1997), Lopes *et al.* (1997), Schäfer e Florek (2003), Schäfer e Schlingemann (2003), Yoshimine, Ono e Akamine (2005) e Jodway e Hulsman (2006) demonstraram que esses instrumentos sendo mais flexíveis do que os de aço inoxidável geram menos desvios apicais por manterem o preparo mais centrado no canal radicular. Sendo a flexibilidade dos instrumentos endodônticos um fator importante na manutenção da forma de um canal curvo, buscamos nesse trabalho avaliar a influência da conicidade na resistência em flexão (flexibilidade) dos instrumentos estudados. De acordo com Serene Adams e Saxena (1995) a força necessária para flexionar uma lima de níquel-titânio de número 45 é equivalente à necessária para flexionar uma lima convencional de aço inoxidável de número 25.

Serene, Adams e Saxena (1995) e Lopes e Elias (2001) relataram que o principal questionamento quanto à utilização de instrumentos endodônticos de níquel-titânio mecanizados está relacionado à fratura. A fratura do instrumento endodôntico de níquel-titânio mecanizado ocorre por um carregamento em torção ou por um carregamento em flexão rotativa. Estes autores acrescentaram que a fratura por torção acontece quando durante o avanço do instrumento no interior do canal radicular, sua ponta fica imobilizada total ou

parcialmente e na outra extremidade é aplicado um torque superior ao limite de resistência à fratura do material. A fratura por flexão rotativa ocorre quando o instrumento no interior de um canal curvo fica submetido a uma deformação elástica, devido às forças de resistência das paredes do canal. Com o giro do instrumento na área flexionada surgem tensões que alternam entre tração e compressão. Pruett, Clement e Carnes (1997) acrescentaram que a fratura por fadiga pode ocorrer abaixo do seu limite elástico, sem quaisquer sinais visíveis de deformação plástica prévia em instrumentos usados. Hilt *et al.* (2000) concluíram que na fratura por torção uma vez excedido o limite elástico do metal, o instrumento sofre deformação plástica seguida de fratura, especialmente em canais atresiadados e curvos. Bahia (2004) relata que a fratura por torção ocorre principalmente em função da pressão apical excessiva e de altos valores de torque selecionados no motor, ultrapassando o torque máximo para a fratura, específico de cada instrumento.

De acordo com Sattapan, Palamara e Messer (2000) durante o uso clínico dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio mecanizados no preparo de canais curvos, a fratura por torção ocorreu em 55,7% dos instrumentos e o por flexão rotativa em 44,3%. Entretanto Wei *et al.* (2007) observaram em um estudo clínico, que a fratura de instrumentos endodônticos de níquel-titânio mecanizados por fadiga ocorreu em 91% dos casos, por torção em apenas 3% e por combinação de tensões (torção e flexão) em 6% dos casos.

Segundo Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000b) a resistência à fratura dos metais e ligas metálicas é proporcional às forças de coesão entre seus átomos. Apesar de ser possível calcular-se a resistência mecânica teórica com base nas forças de ligações interatômicas, esse valor tem pouca aplicação prática, uma vez que a resistência real é de ordem de 100 a 10.000 vezes inferior à teórica calculada. A razão dessa diferença está associada à presença de defeitos nos materiais. Broek (1986) acrescenta ainda que não existe material sem defeito.

Os ensaios mecânicos são feitos com corpos-de-prova padronizados regidos por normas e especificações ou com o próprio instrumento (produto acabado). Os corpos-de-prova padronizados devem além de ter rigor quanto às dimensões, uma superfície livre de microcavidades, riscos e ranhuras que atuam como concentradores de tensão. Estes defeitos podem causar a fratura prematura do corpo-de-prova como mencionado por Elias e Lopes (2007).

Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000) e Lopes e Elias (2001) relatam que os instrumentos endodônticos por apresentarem geometrias complicadas com variações bruscas de dimensões, são difíceis de serem produzidos. Assim sendo, possuem um grande número de defeitos superficiais, advindos das ferramentas de usinagem que funcionam como pontos

concentradores de tensão. Além disso, durante a instrumentação de um canal radicular, os instrumentos endodônticos são submetidos a um severo estado de tensão e de deformação que variam com a anatomia do canal e com o conhecimento e habilidade do profissional. Nessa fase, os instrumentos sofrem carregamentos extremamente adversos que modificam continuamente sua resistência à torção e à flexão. Portanto, quando do uso de instrumentos endodônticos em ensaios mecânicos, devemos buscar o máximo de uniformização em relação à geometria (forma e dimensões) das amostras. Gall *et al.* (2001) mencionam que a fratura pode ocorrer após uma deformação relativamente pequena em materiais com geometrias complicadas onde ocorre severa concentração de tensão. Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000b) analisando por meio da microscopia eletrônica de varredura a superfície de instrumentos endodônticos observaram presença de marcas de usinagem, cavacos, rebarbas e regiões com redução abrupta de diâmetros e outros defeitos que funcionam como pontos concentradores de tensão que induzem a falha destes instrumentos com níveis de tensão abaixo do esperado. Kuhn, Tavernier e Jordan (2001) citaram que o acabamento superficial dos instrumentos endodônticos é um importante fator na fratura dos instrumentos. Aconselharam que o polimento eletrolítico poderia reduzir os defeitos advindos do processo de fabricação e melhorar o comportamento mecânico dos instrumentos quando submetidos a carregamentos durante o uso clínico.

Na realização de ensaios mecânicos, torna-se necessário o uso de dispositivos específicos para sua realização. É importante ressaltar que esses dispositivos não devem incorporar variáveis durante a realização do ensaio que possam influenciar a interpretação dos resultados obtidos.

O uso clínico para o estudo da fratura de instrumentos endodônticos em dentes humanos permite a combinação de tensões por torção e flexão rotativa, além de acrescentar inúmeras variáveis em relação à anatomia do canal radicular (raio do arco, comprimento do arco, posição do arco, dupla curvatura, dureza da dentina), e em relação ao conhecimento, experiência e habilidade do profissional. Assim sendo, optamos para o estudo da fratura dos instrumentos endodônticos os ensaios mecânicos de torção e flexão rotativa que permitem a padronização dos carregamentos para todas as amostras ensaiadas.

Os ensaios mecânicos de bancada não retratam os carregamentos reais dos instrumentos endodônticos durante a instrumentação de canais radiculares de dentes humanos, entretanto, são empregados os ensaios de flexão em cantilever para a avaliação do limite de resistência à flexão, os ensaios de torção para as avaliações dos ângulos de torção máxima, e do torque máximo por torção e os ensaios por flexão rotativa para avaliação do número de ciclos

suportado pelo instrumento endodôntico até a fratura. Estes valores são fundamentais no estudo comparativo das propriedades mecânicas e da resistência à fratura entre os diversos instrumentos, na seleção da liga metálica usada na fabricação do instrumento e no ajuste de motores elétricos quanto ao torque e à velocidade de giro. Além disso, podemos afirmar que os ensaios mecânicos de bancada fornecem valores e comparações entre os instrumentos endodônticos avaliados que podem ser observados durante a instrumentação de canais radiculares.

5.2 Instrumentos endodônticos

Os instrumentos endodônticos de níquel-titânio mecanizados selecionados para este trabalho foram os alargadores (limas endodônticas) K³® de número 25 (SYBRON KERR - Vera Cruz, México) de valores nominais de 25mm de comprimento, e de 0,25mm de diâmetro em D^o, e nas conicidades de 0,02 - 0,04 - 0,06mm/mm.

Segundo Lopes e Siqueira Júnior (2004) a ponta do instrumento K³® apresenta a figura de um cone circular e sua extremidade é arredondada. O ângulo da ponta é menor do que 60° (40° a 45°). Não tem ângulo de transição. O ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento aumenta de D₀ (20° a 25°) para D₁₆ (45° a 50°). O núcleo desses instrumentos é cônico invertido com menor diâmetro voltado para a base da haste helicoidal. A haste helicoidal apresenta seção reta transversal com três guias radiais e três canais helicoidais. O ângulo de ataque é negativo, ou seja, o ponto de referência da aresta de corte está aquém em relação à superfície de ataque do instrumento. A seção reta transversal mostra canais helicoidais com perfis sinuosos (parede convexa e côncava). Isso confere aos alargadores K³® canais helicoidais rasos e conseqüentemente aumento do diâmetro do núcleo e da área da seção reta transversa do instrumento.

Os instrumentos K³® também foram usados em outros trabalhos Ankrum, Hartwell e Truitt (2004), Decnop Batista (2005) e Moreira (2006).

Os instrumentos endodônticos empregados nesse estudo não foram previamente analisados por microscopia eletrônica de varredura quanto à presença de possíveis defeitos acentuados nas partes de trabalho (ponta e haste helicoidal) oriundos do processo de fabricação (usinagem), porque segundo Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000) e Kuhn, Tavernier e Jordan (2001) sabe-se que os instrumentos endodônticos apresentam

complexidade de forma e acabamento superficial com grande número de defeitos que atuam como pontos concentradores de tensão.

As dimensões (diâmetros e comprimentos) dos instrumentos endodônticos foram obtidas com o emprego de um paquímetro digital com resolução de 0,01mm. As medidas dos diâmetros foram realizadas em duas direções perpendiculares. A segunda medida foi tomada a noventa graus em relação à primeira como preconizado por Rowan, Nichows e Steiner (1997). Os diâmetros considerados de cada instrumento foram as médias aritméticas dos valores obtidos, de acordo com Lopes *et al.* (2006) e Decnop Batista (2005). As conicidades e o diâmetro em D_0 dos instrumentos endodônticos avaliados foram calculados a partir dos diâmetros medidos em D_3 e D_{13} como realizado por Stenman e Spangberg (1993) e Decnop Batista (2005).

Com relação aos diâmetros em D_3 e D_{13} , os instrumentos endodônticos avaliados apresentaram valores diferentes. Isso ocorreu porque com o aumento dos diâmetros em D_3 e D_{13} houve aumento da conicidade da haste helicoidal cônica dos instrumentos endodônticos. Quanto aos diâmetros em D_0 foi possível observar valores iguais para todos os instrumentos endodônticos, independentemente das conicidades apresentadas. Avaliando os comprimentos dos instrumentos endodônticos estudados, foi possível observar que todos apresentaram valores dentro da especificação com tolerância de $\pm 0,5\text{mm}$ (*International Standard Organization: ISO 3630-1, 1992*). A mesma norma cita que o comprimento mínimo do segmento cônico da haste metálica de um instrumento endodôntico é de 16mm sem um valor máximo especificado. Os resultados deste estudo mostraram que todos os instrumentos endodônticos apresentaram valores dentro da especificação. Os instrumentos que apresentaram medidas discrepantes das especificadas pela norma com relação à tolerância, foram descartados. Este procedimento permitiu o emprego de instrumentos com maior homogeneidade, fato esse que se torna relevante a partir do momento em que a discrepância entre as dimensões de instrumentos de uma mesma numeração pode interferir diretamente nos resultados obtidos por meio de ensaios mecânicos.

5.3 Ensaio de flexão em cantilever

Para avaliar a flexibilidade em cantilever dos instrumentos endodônticos, foi utilizado o ensaio mecânico proposto por Lopes *et al.* (2005). A força de flexão durante o ensaio das amostras foi aplicada lentamente criando uma velocidade 15mm/minuto. O ensaio de flexão em cantilever é considerado um ensaio estático, não destrutivo onde a força aplicada é

aumentada lentamente e o tempo de ensaio é de alguns minutos. O deslocamento proposto foi de 15mm para que a deformação determinada pela força aplicada no instrumento endodôntico ficasse dentro do limite de elasticidade em flexão do material.

Segundo Garcia, Spim e Santos (2000) e Elias e Lopes (2007) o número de amostras aconselhável quando se usa corpos-de-prova padronizados é de um mínimo de seis. Tal qual Elias e Lopes (2007) nesse trabalho, onde utilizou-se instrumentos endodônticos, o número de amostras foi de dez para cada conicidade avaliada. Isso se justifica, pelo fato dos instrumentos endodônticos apresentarem dimensões com limites de tolerâncias altos e acabamento superficial com grande número de defeitos oriundos do processo de fabricação (usinagem) que atuam como pontos concentradores de tensão, os quais podem influenciar os resultados obtidos, de acordo com Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000) e Kuhn, Tavernier e Jordan (2001). Em função disso é aconselhável o uso de uma amostragem maior, de um mínimo de dez amostras.

Como o preconizado por Lopes *et al.* (2005) as hastes de fixação e de acionamento dos instrumentos não foram removidas porque os comprimentos dos instrumentos são muito próximos e estavam dentro do limite de tolerância permitidos (ISO 3630-1). Além do mais, não eliminamos a haste de fixação com o objetivo de se determinar a resistência em flexão dos instrumentos endodônticos com as dimensões advindas do fabricante. Assim, os valores e as comparações obtidas entre os instrumentos ensaiados valem de parâmetros para seleção do instrumento mais flexível pelo profissional durante a instrumentação de um canal curvo.

Segundo Elias e Lopes (2007) por meio do ensaio de flexão de corpo-de-prova é possível determinar o limite de resistência à flexão, módulo de elasticidade, módulo de resistência e variação da flecha com a carga aplicada. Todos os materiais submetidos à ativação em que existe carregamento em balanço (cantilever) ou outros esforços de flexão, necessitam ser avaliados em ensaios de flexão.

Na endodontia, os resultados dos ensaios de flexão em balanço (cantilever) são importantes para a predição do desempenho e comportamento mecânicos de instrumentos endodônticos na instrumentação de canais radiculares curvos e/ou retos.

Os resultados encontrados neste estudo revelaram que houve diferença estatística na força máxima necessária para flexionar em 15mm os instrumentos endodônticos K^{3®} de diferentes conicidades. Os instrumentos endodônticos K^{3®} de número 25 e conicidade 0,02mm/mm se deformaram elasticamente com menor força do que os de conicidades maiores, sendo assim, menos rígidos e mais flexíveis do que os de conicidades 0,04 e

0,06mm/mm. Na comparação entre os instrumentos de conicidades 0,04 e 0,06mm/mm houve diferença estatística sendo os de conicidade menor menos rígidos e mais flexíveis do que os de conicidade 0,06mm/mm.

Os instrumentos endodônticos ensaiados, embora com o mesmo diâmetro em D_0 , mesmo comprimento, mesma liga metálica, mesma configuração e produzidos pelo mesmo processo (usinagem) e fabricante, possuem como demonstrado anteriormente, diferentes conicidades. Em função disto, é possível afirmar que a haste helicoidal de instrumento de maior conicidade apresenta núcleo com diâmetro maior e seção reta transversal com área maior. Estes maiores valores, justificam a maior resistência em flexão (menor flexibilidade) dos instrumentos K^{3®} de maiores conicidades.

Conforme Elias e Lopes (2007) um instrumento endodôntico é considerado rígido quando apresenta resistência à deformação na flexão ao ser submetido a uma força externa. Quando a resistência é pequena e a deformação é grande dizemos que o instrumento endodôntico é flexível ou apresenta baixa resistência à deformação elástica. Os termos rígido e flexível são antagônicos, qualitativos e dependem da situação que está sendo avaliada. Quanto mais flexível maior será o deslocamento elástico (deflexão elástica) da ponta do instrumento endodôntico com a força aplicada.

A resistência em flexão dos instrumentos endodônticos pode ser calculada com o emprego da equação:

$$f = PL^4 / 3EI \quad (9)$$

De acordo com Garcia, Spim e Santos (2000) e Elias e Lopes (2007) nesta equação, pode se observar que a deflexão do instrumento (flecha f) com carregamento em cantilever depende da força aplicada (P), do comprimento do instrumento (L), do módulo de elasticidade da liga empregada (E) e do momento de inércia da seção reta transversal do instrumento (I).

Como o mencionado por Elias e Lopes (2007) módulo de elasticidade é o quociente entre a tensão de tração aplicada a um corpo e a deformação elástica que ela provoca. Quanto menor o produto de elasticidade menor a rigidez e maior será a elasticidade de um metal ou liga metálica. Momento de inércia é o produto da massa de uma partícula pelo quadrado da distância desta a um eixo. O momento de inércia depende da geometria (forma e dimensão) e da seção reta transversal do instrumento. O conceito de momento de inércia é puramente matemático e fisicamente representa a resistência ao movimento que um corpo apresenta, daí a designação “inércia”.

Diversos trabalhos, tais como os achados de Schäfer e Tepel (2001), Lopes *et al.* (2005), Elias e Lopes (2007), Garcia, Spim e Santos (2000) e Turpin, Chagneau e Vulcain

(2000) demonstraram que a seção reta transversal com maior área torna os instrumentos de mesmo número (diâmetro em D_0) e fabricados com a mesma liga metálica, menos flexíveis (mais rígidos). Assim, podemos observar que quanto maior a conicidade da haste helicoidal de um instrumento endodôntico maior será a área de seção reta transversal e conseqüentemente, maior será a sua resistência em flexão (maior rigidez). Estão de acordo com o proposto, Schäfer, Dzepina e Danesh (2003).

Esposito e Cunningham (1995), Coleman e Svec (1997), Lopes *et al.* (1997), Schäfer e Florek (2003), Schäfer e Schlingemann (2003), Yoshimine, Ono e Akamine (2005) e Jodway e Hülsmann (2006) demonstraram que instrumentos mais flexíveis mantêm o preparo de canais radiculares curvos mais centrados quando comparados a instrumentos endodônticos mais rígidos.

5.4 Ensaio de torção

O ensaio de torção consistiu em aplicar uma força no instrumento endodôntico para induzir um movimento de rotação em torno de seu centro de resistência. Para a execução do ensaio fixou-se a extremidade (ponta) do instrumento e aplicou-se um momento (torque) na extremidade oposta. Durante o ensaio de torção, o movimento de rotação do instrumento endodôntico foi de 2rpm (ANSI/ADA 1982 e 1989) até a fratura do instrumento, sendo assim considerado um ensaio estático e destrutivo. Isto está de acordo com o proposto por Elias e Lopes (2007), Yared (2004) e Decnop Batista (2005) que também empregaram em seus trabalhos a mesma velocidade de rotação do instrumento.

Segundo Garcia, Spim e Santos (2000) e Elias e Lopes (2007) o número de amostras aconselhável quando se usa corpos-de-prova padronizados é de um mínimo de seis. Tal qual Elias e Lopes (2007), nesse trabalho utilizamos dez amostras (instrumentos endodônticos) para cada conicidade avaliada. Isso se justifica, pelo fato dos instrumentos endodônticos apresentarem dimensões com limites de tolerâncias altos e acabamento superficial com grande número de defeitos oriundos do processo de fabricação (usinagem) que atuam como pontos concentradores de tensão, os quais podem influenciar os resultados obtidos, de acordo com Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000a) e Kuhn, Tavernier e Jordan (2001).

Com o objetivo de eliminar variáveis que poderiam interferir nos resultados deste ensaio, as dimensões dos instrumentos endodônticos foram determinadas por amostragem. A importância dessas avaliações se deve ao fato de que a despeito de todos os esforços para padronizar as dimensões dos instrumentos endodônticos existe a possibilidade de ocorrer

discrepância entre os valores obtidos em relação aos instrumentos de mesmo tamanho de um fabricante.

Os instrumentos endodônticos da amostragem apresentaram dimensões semelhantes quanto aos diâmetros (D_0 , D_3 e D_{13}) e conicidades uniformes ao longo das hastes helicoidais. Isso permitiu o máximo de uniformização em relação às dimensões das amostras.

Wolcott e Himmel (1997) e Carmo (2001) em seus estudos também por amostragem avaliaram as dimensões (diâmetros e conicidades) de instrumentos endodônticos submetidos a ensaios de torção.

Com relação ao comprimento, os instrumentos selecionados por amostragem apresentaram variações desprezíveis dentro dos limites de tolerância determinados pela norma ISO 3630-1 (1992). Entretanto, suas hastes de fixação foram removidas uma vez que estas apresentam deficiência na fixação ao corpo do instrumento, podendo se soltar durante o ensaio de torção, e com isso alterar a interpretação dos resultados obtidos. O mesmo procedimento foi adotado por Carmo (2001), Yared (2004) e Decnop Batista (2005).

A remoção da haste de fixação permitiu uma melhor fixação do instrumento no mandril durante os ensaios de torção posicionando-o de forma mais centralizada. Para cada conicidade do instrumento endodôntico ensaiado, foi utilizado um mandril específico idealizado e utilizado por Carmo (2001). Ressalta-se também que, a remoção da haste de fixação permitiu manter com maior precisão o comprimento útil do instrumento endodôntico (19mm). A reprodução dessa distância foi obtida por meio de padrão metálico.

No estudo de Daugherty, Gound e Comer (2001) observou-se a não remoção da haste de fixação de instrumentos endodônticos mecanizados.

Os instrumentos endodônticos foram imobilizados em sua outra extremidade por uma morsa de latão com rebaixo de 3mm de profundidade. Esse mesmo procedimento foi utilizado por Carmo (2001), Decnop Batista (2005) e Lopes *et al.* (2006).

Embora Rowan, Nichows e Steiner (1997) e Booth *et al.* (2003) não tenham utilizado nenhuma proteção entre a ponta dos instrumentos e os batentes da morsa de latão, autores como Seto, Nicholls e Harrington (1990), Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000b), Carmo (2001) e Decnop Batista (2005) fizeram uso de finas lâminas de cobre recozido de 0,3mm de espessura, para que os instrumentos estivessem convenientemente adaptados ao rebaixo da morsa após o parafuso desta ter sido apertado. Com isso, as lâminas de cobre que exibiram marca do formato da parte trabalho (ponta e haste helicoidal) dos instrumentos, impediram o movimento rotacional da extremidade imobilizada do instrumento, prevenindo a indução de deformação plástica na superfície da amostra pelos batentes da morsa. Esta deformação

plástica funciona como zona de fragilidade na superfície das amostras, podendo reduzir a resistência do instrumento endodôntico durante o ensaio mecânico de torção. A cada três ensaios ou mesmo quando se apresentavam extremamente alteradas essas lâminas foram trocadas.

O dispositivo usado para o ensaio de torção de instrumentos endodônticos foi o descrito por Seto, Nicholls e Harrington (1990) com modificações propostas por Lopes *et al.* (2001). Este dispositivo foi acoplado à máquina de ensaio universal (EMIC – DL 10000, Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio - Paraná, Brasil) dotada de uma célula de carga de baixa capacidade (20N). Quando a máquina de ensaio era acionada, ocorria a tração do fio induzindo um giro à direita do eixo de rotação do dispositivo de ensaio. Sendo o sentido de rotação à direita, durante o ensaio havia um aumento do comprimento do instrumento devido à distorção de suas hélices. Estando o instrumento endodôntico imobilizado nas duas extremidades, o aumento de seu comprimento induz tensões compressivas combinadas com as tensões cisalhantes oriundas do ensaio de torção. Estas combinações de tensões interferem nos resultados obtidos nos ensaios de torção de instrumentos endodônticos. Para impedir o aparecimento das tensões compressivas, o dispositivo empregado possui uma peça em forma de “U” que permitiu o deslizamento da morsa de latão que imobiliza a extremidade do instrumento endodôntico.

Durante o ensaio de torção à direita de instrumentos endodônticos, inicialmente, ocorre a sua deformação elástica. A continuidade do carregamento ultrapassa o limite de escoamento do material em torção, ocasionando a deformação plástica de sua haste helicoidal (reversão do sentido da hélice). Com o aumento da deformação plástica, a liga sofre encruamento, o qual aumenta a resistência mecânica do material. Com a continuidade da aplicação do torque a tensão cisalhante pode ultrapassar o limite de resistência à torção do instrumento e provocar a fratura. No ensaio de torção de instrumentos níquel-titânio, torna-se difícil a determinação precisa do final da deformação elástica e o início da plástica. Isso é explicado porque nos ensaios das ligas níquel-titânio devido a sua superelasticidade ocorre transformações de fases (austenita – martensita) que são reversíveis durante o descarregamento, segundo Elias e Lopes (2007). Os autores mencionam ainda que por meio do ensaio de torção de corpos-de-prova é possível determinar o limite de escoamento à torção, o módulo de ruptura em torção, o módulo de elasticidade transversal, o ângulo máximo em torção antes da fratura (deformação de ruptura), o torque máximo suportado pelo material antes da fratura (limite de resistência à fratura em torção) e o torque de ruptura ou fratura (limite de ruptura ou de fratura em torção).

A fratura dos instrumentos endodônticos ensaiados, independentemente da conicidade ocorreu sempre junto ao ponto de imobilização, ou seja, a 3mm da ponta. Geralmente, a superfície de fratura é perpendicular ao eixo do instrumento endodôntico.

Em avaliações clínicas, a fratura por torção vai ocorrer sempre junto ao ponto de imobilização da ponta do instrumento no interior do canal radicular. Segundo Sattapan, Palamara e Messer (2000) em uma avaliação clínica, nas fraturas por torção, os instrumentos fraturaram de um a seis milímetros de sua extremidade.

Nas avaliações do comportamento mecânico de instrumentos endodônticos em torção, normalmente, determina-se o ângulo máximo em torção antes da fratura e o torque máximo. Segundo Gambarini (1999) e Svec e Powers (1999) a medida da deflexão angular (ângulo máximo em torção) nos fornece um parâmetro sobre o risco de fratura de um instrumento com sua ponta imobilizada às paredes do canal se rotação adicional é aplicada. Deve-se ressaltar que o principal parâmetro que deve ser avaliado durante o ensaio de torção de instrumentos endodônticos é o ângulo máximo em torção antes da fratura e não o torque máximo que o material resiste antes da fratura. Quanto maior o ângulo de torção, maior será a sua deformação elástica e plástica antes do início da fratura. Esse parâmetro do material atua como fator de segurança porque o torque aplicado ficará aquém do limite de resistência à fratura em torção do instrumento endodôntico (torque máximo antes da fratura) de acordo com Seto, Nicholls e Harrington (1990), Rowan, Nichows e Steiner (1997), Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000b) e Decnop Batista (2005).

Clinicamente, ficando a ponta do instrumento endodôntico imobilizada parcial ou totalmente, quanto maior for a sua deformação elástica e plástica (ângulo máximo em torção), maior será a possibilidade de se descartar o instrumento antes da fratura. Isso reforça a necessidade do profissional examinar cuidadosamente o instrumento endodôntico todas as vezes que o mesmo é retirado do interior de um canal radicular. Para canais atresiadados e instrumentos esbeltos, este deverá ser retirado do interior do canal radicular após duas a três incursões, no sentido apical, obtidas por meio do movimento de alargamento, de acordo com Lopes e Elias (2001). Todavia, como descrito pela ADA nº. 28 e ANSI/ADA 1982, para instrumentos endodônticos submetidos ao ensaio de torção deve-se determinar o ângulo máximo em torção antes da fratura e o torque máximo suportado antes da fratura. A avaliação do torque máximo que o instrumento endodôntico resiste é importante porque permite comparar a resistência dos diferentes tipos de instrumentos auxiliando no ajuste dos motores elétricos que possuem seleção ou programação de torques. Nesses motores, o torque selecionado ou programado para cada instrumento deve ficar aquém do torque máximo que o

instrumento resiste antes da fratura. Conforme Gambarini, (2000) e Peters e Barbakow (2002) o torque deveria ser personalizado para cada instrumento.

Muitos fatores podem afetar os parâmetros avaliados nos ensaios de torção de instrumentos endodônticos, tais como diâmetro em D_0 , conicidade, desenho do instrumento, área da seção reta transversal, diâmetro do núcleo, modo de fabricação, acabamento superficial, além do sentido de rotação.

O objetivo deste trabalho foi de determinar os valores médios do ângulo máximo em torção antes da fratura e o torque máximo suportado pelos instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor da marca comercial K³[®] de número 25 ($D_0=0,25\text{mm}$) em função de suas conicidades (0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm), quando submetidos ao ensaio de torção com giro à direita.

Os resultados do presente estudo demonstraram que o ângulo máximo em torção antes da fratura diminui com o aumento da conicidade, ou seja, do diâmetro em D_3 . Outros estudos encontraram resultados similares: Camps e Pertot (1995), Canalda-Sahli, Brau-Aguade e Berástegui-Jimeno (1996). Todavia os estudos de Gambarini (1999), Svec e Powers (1999) e Bahia (2004) não estabeleceram qualquer relação direta entre os valores do ângulo máximo em torção antes da fratura e a conicidade dos instrumentos.

Com relação ao torque máximo suportado pelos instrumentos endodônticos ensaiados, os resultados obtidos demonstraram que os valores aumentaram com o aumento da conicidade, ou seja, com o aumento do diâmetro em D_3 . Este resultado está em acordo com os relatos da literatura de Wolcott e Himel (1997), Svec e Powers (1999), Sattapan, Palamara e Messer (2000), Gambarini (2000), Carmo (2001) Lopes *et al.* (2006) e Guilford, Lemons e Eleager (2005).

A análise dos instrumentos fraturados por meio da microscopia eletrônica de varredura revelou a presença de defeitos nas suas hastes de corte helicoidais. São considerados defeitos de acabamento superficial as ranhuras, rebarbas e microcavidades oriundas do processo de usinagem dos instrumentos endodônticos. Para Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000b), durante as operações de usinagem, pequenas marcas e ondulações são introduzidas na superfície do instrumento endodôntico pelas ferramentas de corte. Estes defeitos de acabamento superficial atuam como pontos concentradores de tensão e induzem a fratura dos instrumentos durante os ensaios mecânicos ou durante o uso clínico com carregamentos inferiores aos esperados. Quanto maior o número e o tamanho de defeitos na haste de corte helicoidal de um instrumento, menor será a tensão necessária para determinar a fratura do mesmo.

Na análise por microscopia eletrônica de varredura com pequenos aumentos, observou-se que as superfícies de fratura dos instrumentos endodônticos foram planas e perpendiculares ao eixo dos instrumentos. Isto ocorreu devido ao carregamento cisalhante aplicado ao instrumento endodôntico durante o ensaio de torção. A deformação plástica na haste helicoidal, próxima ao ponto de imobilização do instrumento representado pela reversão do sentido original das hélices ocorreu devido à aplicação da força no sentido à direita durante o ensaio de torção. A morfologia das superfícies de fratura dos instrumentos submetidos aos ensaios de torção apresentou características do tipo dúctil. Nelas identificou-se a presença de microcavidades com formas variadas. Resultados semelhantes foram observados por Carmo (2001), Decnop Batista (2005), Alapati *et al.* (2005), Lopes *et al.* (2006) e Wei *et al.* (2007).

5.5 Ensaio de flexão rotativa

O ensaio de flexão rotativa pode ser considerado estático ou dinâmico. É considerado estático quando um instrumento endodôntico gira no interior de um canal artificial curvo permanecendo numa mesma distância, ou seja, sem deslocamento longitudinal de avanço e retrocesso, de acordo com Pruett, Clement e Carnes (1997), Haikel *et al.* (1999) e Lopes *et al.* (2007). Quando o instrumento durante o ensaio é movimentado longitudinalmente, é considerado dinâmico, de acordo com Li *et al.* (2002) e Yao *et al.* (2006).

Como o objetivo do trabalho foi de avaliar a influência da variação da conicidade do instrumento na sua resistência à fratura em flexão rotativa (número de ciclos para a fratura), buscamos com o ensaio de flexão rotativa estático eliminar variáveis (avanço e retrocesso do instrumento) de difíceis padronizações, advindas do ensaio dinâmico que poderiam interferir nos resultados obtidos.

O ensaio de flexão rotativa consistiu em submeter os instrumentos endodônticos empregados neste estudo a girar no interior de um canal artificial curvo até a fratura, sendo assim considerado um ensaio estático destrutivo. Vários fatores têm influência na fratura por fadiga dos instrumentos endodônticos, dentre os quais podemos destacar a capacidade e o conhecimento do operador; o desenho, o diâmetro, a conicidade e o comprimento do instrumento; a velocidade de giro e tempo aplicados; a anatomia do canal levando-se em consideração o raio de curvatura, o comprimento e a localização do arco; e a interação mecânica do instrumento com as paredes do canal que podem induzir tensões no instrumento endodôntico. Assim sendo, planejamos a realização do ensaio de flexão rotativa de modo a eliminar a interferência do operador, manter constante a velocidade de rotação, padronizar a

geometria do canal artificial quanto ao comprimento total do canal, comprimento do raio de curvatura e comprimento do arco e padronizar as dimensões dos instrumentos endodônticos.

De acordo com Tobushi *et al.* (1998) o ensaio de flexão rotativa é um método simples e eficaz para determinar o comportamento em fadiga dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio.

O dispositivo usado para o ensaio de flexão rotativa foi o descrito por Moreira (2006). Este dispositivo teve como objetivo principal eliminar a interferência do operador na indução de tensões sobre os instrumentos endodônticos durante a execução do ensaio de flexão rotativa. Esta preocupação foi demonstrada também por outros autores, tais como: Pruett, Clement e Carnes (1997), Haikel *et al.* (1999), Svec e Powers (1999), Gabel *et al.* (1999), Dietz *et al.* (2000), Li *et al.* (2002), Bahia (2004) e Kitchens *et al.* (2007) que realizaram seus experimentos submetendo os instrumentos endodônticos a tensões por meio de flexão rotativa com o auxílio de dispositivos-suporte.

Para avaliar o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos ensaiados em condições de flexão rotativa sem a concomitância de outros fatores optamos pela utilização de um canal artificial confeccionado pela conformação de um tubo de aço inoxidável, conforme Pruett, Clement e Carnes (1997), Svec e Powers (1999) e Bahia (2004). Com o emprego de canais artificiais é possível padronizar o comprimento do canal, o comprimento do raio e a localização e o comprimento do arco. Esta padronização dos canais artificiais eliminou variáveis que poderiam interferir nos resultados referentes aos objetivos propostos neste trabalho.

O canal artificial de aço inoxidável tinha diâmetro interno de 1,5mm que permitiu o instrumento endodôntico girar com liberdade no interior do tubo, eliminando assim o carregamento por torção. Na seqüência dos ensaios, o canal era irrigado com uma solução química lubrificante, glicerina líquida. A glicerina, por ser facilmente hidrossolúvel, foi a solução química de escolha, com a finalidade de lubrificar o canal artificial para amenizar o atrito e a geração de calor. O uso de soluções químicas com atividade solvente e antimicrobiana não são indicadas pelo fato de estarmos trabalhando em um canal artificial de aço inoxidável.

Gabel *et al.* (1999), Sattapan, Palamara e Messer (2000), Daugherty, Gound e Comer (2001) e Wei *et al.* (2007) com a finalidade de estudar a fratura de instrumentos endodônticos mecanizados, não utilizaram canais artificiais.

Segundo Pereira *et al.* (2004) ao utilizarmos canais em dentes humanos verifica-se a enorme diversidade de forma, extensão, volume e direção dos mesmos, o que dificulta o controle e representa variáveis que podem influenciar a interpretação dos resultados.

Para Lopes e Siqueira (2004) em canais de dentes humanos é impossível controlar com segurança a intensidade das tensões na região de flexão rotativa do instrumento. Além do mais, haverá sempre a combinação de tensões por flexão rotativa e por torção.

Diante das dificuldades de se obter e padronizar dentes extraídos com configurações semelhantes para um estudo comparativo, além da necessidade da aprovação do comitê de ética para trabalharmos com estes dentes, optamos pelo emprego de um canal artificial. Com canais artificiais, durante os ensaios de bancada, podemos submeter os instrumentos endodônticos a um único tipo de carregamento eliminando a combinação de tensões que ocorrem com o emprego de canais de dentes humanos. Todavia, os resultados obtidos de ensaios de bancada devem ser criteriosamente interpretados, sendo que a extrapolação para o emprego clínico deve ser cautelosa e com ressalvas.

Segundo Elias e Lopes (2007) para ensaios mecânicos quando se utiliza instrumentos endodônticos (produto acabado) o número mínimo de amostras deve ser de dez para cada grupo. Isto se justifica pelo fato dos instrumentos apresentarem dimensões com limites de tolerância altos e acabamento superficial com grande número de defeitos oriundos do processo de fabricação que atuam como pontos concentradores de tensão, os quais podem influenciar os resultados obtidos, de acordo com Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000a) e Kuhn, Tavernier e Jordan (2001).

Com o objetivo de eliminar variáveis que poderiam interferir nos resultados obtidos durante o ensaio de flexão rotativa, as dimensões dos instrumentos foram determinadas. Os instrumentos endodônticos apresentaram dimensões semelhantes quanto aos diâmetros (D_0 , D_3 e D_{13}) e conicidades uniformes (0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm) ao longo das hastes helicoidais. Isso permitiu o máximo de uniformização em relação às dimensões das amostras.

Os instrumentos K³® empregados nesse estudo não foram previamente analisados por microscopia eletrônica de varredura, quanto à presença de possíveis defeitos acentuados na parte de trabalho, porque segundo Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000b) e Kuhn, Tavernier e Jordan (2001), sabe-se que os instrumentos endodônticos apresentam acabamento superficial com grande número de defeitos que atuam como pontos concentradores de tensão.

A velocidade de giro do motor elétrico empregado neste ensaio foi baseada em estudos anteriores que estabeleceram que a velocidade de rotação deve ser baixa (variando de 150 a 350rpm) para minimizar a fratura por fadiga e a deformação plástica dos instrumentos

endodônticos. Segundo Gabel *et al.* (1999), Dietz *et al.* (2000), Yared *et al.* (2004) e Daugherty, Gound e Comer (2001) a probabilidade de ocorrer a fratura é menor quando acionados a velocidades mais baixas.

Eggeler *et al.* (2004) relataram que o efeito da velocidade de rotação na fratura está relacionada a produção de calor durante a formação da martensita induzida por tensão. Para formar martensita, a interface austenita-martensita tem que se mover, e esse movimento dissipa energia e produz calor. Velocidades maiores produzem mais calor que velocidades mais baixas e com isso aumentam mais rapidamente a temperatura do instrumento, que leva ao rápido aumento da tensão na superfície fazendo com que a fratura por fadiga ocorra precocemente. Para Nasser e Guo (2005) a movimentação da interface austenita-martensita é de fundamental importância para a nucleação e o crescimento da trinca (fratura) por fadiga.

De acordo com Zelada *et al.* (2002) e Kitchens *et al.* (2007) o aumento da velocidade em que os instrumentos endodônticos são acionados não tem efeito significativo sobre o número de ciclos para ocorrer a fratura do instrumento. Isto porque o aumento da velocidade diminui o tempo de vida útil do instrumento (tempo de fratura).

No presente estudo empregamos a mesma velocidade de giro (300rpm) para os três grupos selecionados, em função das conicidades das hastes de corte helicoidais dos instrumentos endodôntico K³® ensaiados. Também Yao *et al.* (2006) em seu estudo empregou a velocidade de 300rpm, justificando que está de acordo com o que cada fabricante dos instrumentos recomenda. A padronização da velocidade é de fundamental importância, uma vez que para Gabel *et al.* (1999), Dietz *et al.* (2000), Yared (2001) e Eggeler (2004) é um fator determinante na avaliação da fratura por fadiga de instrumentos endodônticos quando submetido a um carregamento em flexão rotativa.

De acordo com Garcia, Spim e Santos (2000), Dias e Buono (2001) e Elias e Lopes (2007) durante o ensaio de flexão rotativa com giro à direita, na região de flexão do instrumento são geradas tensões que variam alternadamente em tração e compressão. A repetição cíclica do carregamento, mesmo com tensão abaixo do limite de escoamento obtida em ensaio de tração ou torção, induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até a fratura. Como a trinca progride em direção ao centro do instrumento, ela reduz a área da seção reta transversal do instrumento até que ele fracture em duas partes. Conforme Garcia, Spim e Santos (2000) e Elias e Lopes (2007) em alguns casos, pode-se caracterizar a fratura como sendo do tipo por fadiga de baixo ciclo. A frequência de fratura

esta relacionada ao número de ciclos de carregamento e à intensidade das tensões trativas e compressivas impostas na região de flexão rotativa do instrumento.

Na avaliação do comportamento mecânico de instrumentos endodônticos em flexão rotativa determina-se o número de ciclos suportado pelos instrumentos até a fratura do material.

O número de ciclos suportado por um instrumento endodôntico submetido a um carregamento por flexão rotativa é obtido multiplicando-se a velocidade de rotação em segundos pelo tempo para fraturar o instrumento. É cumulativo e está relacionado com a velocidade de rotação do instrumento, com o tempo de ensaio por flexão rotativa e com a intensidade das tensões trativas e compressivas impostas na região de flexão de um instrumento. Segundo Lopes *et al.* (2007) a intensidade das tensões depende do raio de curvatura do canal, do comprimento do arco, do diâmetro e da conicidade do instrumento empregado.

A velocidade de rotação de um instrumento endodôntico parece não ter efeito no número de ciclos para a fratura. Isto porque velocidades maiores reduzem o tempo requerido para alcançar o número máximo de ciclos até a fratura de acordo com Parashos e Messer (2006). Quanto a intensidade das tensões trativas e compressivas impostas na região de flexão rotativa, segundo Lopes e Elias (2001) e Moreira (2006) mantendo-se constante a velocidade de rotação de um instrumento endodôntico durante um ensaio de flexão rotativa, quanto menor o raio da curvatura do canal e quanto maior o comprimento do arco, do diâmetro e da conicidade do instrumento endodôntico, menor será o tempo de vida útil do instrumento (número de ciclos de fadiga).

O objetivo deste ensaio foi de determinar o número de ciclos até a fratura suportado pelos instrumentos endodônticos de níquel-titânio mecanizados da marca comercial K^{3®} de número 25 ($D_0 = 0,25\text{mm}$) de 25mm de comprimento em função de suas conicidades (0,02-0,04 e 0,06mm/mm), quando submetido ao ensaio de flexão rotativa.

O número de ciclos até a fratura foi obtido mediante a seguinte fórmula:

$$\text{n}^\circ \text{ de ciclos} = \text{velocidade} \times \text{tempo} \quad (10)$$

O tempo para ocorrer a fratura foi cronometrado por um mesmo operador. O operador iniciou a cronometragem quando o instrumento começou a girar no interior do canal artificial e paralisou-a no momento da constatação visual da ocorrência da ruptura do instrumento. Procedimentos semelhantes foram empregados por Haikel *et al.* (1999), Li *et al.* (2002), Lopes *et al.* (2007) e Kitchens *et al.* (2007).

A fratura dos instrumentos endodônticos ensaiados, de conicidade 0,02mm/mm, ocorreu no ponto máximo de tensão da haste helicoidal localizado nas proximidades do meio do comprimento do arco do canal. Estes resultados confirmam os dados de Pruett, Clement e Carnes (1997), Moreira (2006) e Lopes *et al.* (2007). Todavia, para os instrumentos endodônticos de conicidades maiores (0,04 e 0,06mm/mm) houve um deslocamento do ponto de fratura em sentido de D_{16} . Assim, observamos que o comprimento médio do segmento fraturado aumentou com o aumento da conicidade do instrumento ensaiado.

Os resultados obtidos demonstraram que o número de ciclos até a fratura diminuiu com o aumento da conicidade e com a redução da flexibilidade da haste de corte helicoidal dos instrumentos endodônticos K^{3®} ensaiados. Os estudos de Haikel *et al.* (1999) e Yao *et al.* (2006) encontraram resultados similares.

Para Kitchens *et al.* (2007) a conicidade dos instrumentos endodônticos tem influência significativa no número de ciclos até a fratura. Os instrumentos de conicidade 0,06mm/mm fraturaram após significativamente poucos ciclos quando comparados aos de conicidade 0,04mm/mm. Estes achados foram consistentes em todos os canais curvos e em todas as velocidades empregadas.

O emprego de instrumentos endodônticos de diâmetros nominais em D_0 idênticos em canais artificiais com mesmo raio de curvatura, mesmo comprimento e localização do arco, mesma velocidade de giro, apenas variando a conicidade do instrumento, faz com que a intensidade das tensões trativas e compressivas induzidas na haste de corte helicoidal junto ao ponto máximo de tensão aumente com o aumento da conicidade do instrumento. Assim, instrumentos com conicidades maiores, fraturaram com um menor número de ciclos porque no ponto máximo de concentração de tensão apresentam diâmetros maiores. Conseqüentemente, durante o ensaio de flexão rotativa, estes instrumentos ficam submetidos a um maior carregamento. Conforme os achados de Lopes e Elias (2001), Moreira (2006) e Elias e Lopes (2007) a repetição cíclica do carregamento gera tensões que variam alternadamente em tração e compressão que induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até ocorrer a fratura do instrumento.

Na análise por microscopia eletrônica de varredura não se observou deformação plástica macroscópica nas hastes de corte helicoidais de todos os instrumentos ensaiados. Isto ocorreu devido à superelasticidade da liga níquel-titânio, ao diâmetro do canal artificial e ao uso de solução lubrificante (glicerina).

A superelasticidade da liga níquel-titânio, aumenta o patamar de deformação elástica do instrumento, enquanto o maior diâmetro do canal e o uso da solução lubrificante reduzem a

resistência ao giro do instrumento no interior do canal metálico durante o ensaio de flexão rotativa.

Por meio da análise por microscopia eletrônica de varredura verificou-se que na fratura por flexão rotativa, quando ela é oriunda da propagação de uma única trinca, a superfície da fratura com pequenos aumentos é plana e perpendicular ao eixo do instrumento. Quando oriunda da propagação de mais de uma trinca, a superfície da fratura apresenta degraus (vários planos). Nestes casos, as linhas de propagação das trincas seguem sentidos opostos e estão separadas por pequenas distâncias. As trincas estavam presentes na superfície das hastes de corte helicoidais dos instrumentos junto ao ponto de fratura que corresponde ao ponto de maior concentração de tensão durante o ensaio de flexão rotativa.

As trincas sempre tinham início nas depressões das ranhuras advindas do processo de usinagem por roscamento das hastes de corte helicoidais dos instrumentos ensaiados, conforme Cetlin *et al.* (1998), Lopes, Elias e Siqueira júnior (2000b) e Yao *et al.* (2006).

A análise da superfície de fratura de todos os instrumentos ensaiados não revelou diferenças quanto às características morfológicas. As superfícies de fratura apresentaram características morfológicas de fratura tipo dúctil. Nela, identificou-se a presença de microcavidades (*dimples*) geralmente arredondadas que indicam ruptura causada por tensão trativa. Durante o ensaio mecânico por flexão rotativa, na superfície externa da região flexionada do instrumento são induzidas tensões trativas e na superfície interna são induzidas tensões compressivas. A repetição cíclica destas tensões alternadas, mesmo estando elas abaixo do limite de escoamento do material (níquel-titânio), induz à nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até ocorrer a fratura do instrumento por fadiga de baixo ciclo. Esta fratura se caracteriza pela aplicação de uma tensão elevada para um número baixo de ciclos, de acordo com Haikel *et al.* (1999), Lopes e Elias (2001), Parashos, Gordon e Messer (2006) e Lopes *et al.* (2007).

A análise dos instrumentos fraturados por meio da microscopia eletrônica de varredura revelou a presença de defeitos nas suas hastes de corte helicoidais. São considerados defeitos de acabamento superficial as ranhuras, rebarbas e microcavidades oriundas do processo de usinagem dos instrumentos endodônticos. Para Lopes, Elias e Siqueira Júnior (2000b), durante as operações de usinagem, pequenas marcas e ondulações são introduzidas na superfície do instrumento endodôntico pelas ferramentas de corte. Estes defeitos de acabamento superficial atuam como pontos concentradores de tensão e induzem a fratura dos instrumentos durante os ensaios mecânicos ou durante o uso clínico com carregamentos inferiores aos esperados. Quanto maior o número e o tamanho de defeitos na haste de corte

helicoidal de um instrumento, menor será a tensão necessária para determinar a fratura do mesmo.

A padronização, dos dispositivos empregados nos ensaios mecânicos, do canal artificial, das características geométricas dos instrumentos endodônticos, da velocidade de rotação do instrumento endodôntico e da não interferência do operador na indução de tensões durante os ensaios realizados teve como objetivo eliminar o máximo de variáveis que poderiam interferir nos resultados desse estudo. Assim sendo, essa padronização permitiu a comparação do comportamento mecânico de instrumentos endodônticos de níquel-titânio de conicidades diferentes e de um mesmo fabricante quando submetidos aos ensaios mecânicos de flexão em cantilever, de torção e de flexão rotativa. Todavia, é possível que os resultados obtidos tenham sido influenciados pelos defeitos de acabamento presentes nas hastes de corte helicoidais dos instrumentos ensaiados.

Para a redução do número de fraturas dos instrumentos endodônticos é necessário que haja uma maior informação por parte dos fabricantes sobre a geometria e as propriedades mecânicas além de um melhor acabamento superficial dos instrumentos endodônticos principalmente dos classificados como mecanizados. Além disso, são fundamentais novos estudos para avaliar e analisar o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos nos ensaios de bancada e durante emprego clínico.

6 CONCLUSÕES

Diante das metodologias empregadas e dos resultados obtidos podemos concluir que:

_ quanto à flexibilidade (resistência em flexão):

1. A flexibilidade dos instrumentos ensaiados diminui com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal.

_ quanto ao ângulo máximo de torção:

2. O ângulo máximo de torção dos instrumentos ensaiados por torção diminui com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal.

_ quanto ao torque máximo até a fratura:

3. O torque máximo até a fratura dos instrumentos ensaiados por torção aumentou com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal.

_ quanto ao número de ciclos para a fratura por flexão rotativa:

4. O número de ciclos para a fratura em flexão rotativa diminui com o aumento da conicidade e com o aumento da resistência em flexão (diminuição da flexibilidade) dos instrumentos endodônticos ensaiados.

_ quanto à análise por meio do microscópio eletrônico de varredura:

5. Independentemente, da conicidade e do tipo de carregamento (torção ou flexão rotativa) aplicado ao instrumento endodôntico, as amostras fraturadas apresentaram superfície de fratura com característica dúctil.
6. No ensaio de torção, observou-se a reversão do sentido das hélices das hastes de corte helicoidais junto ao ponto de imobilização dos instrumentos.
7. No ensaio de flexão rotativa não ocorreu reversão do sentido das hélices das hastes de corte helicoidais (deformação plástica visível) dos instrumentos fraturados.

REFERÊNCIAS

ALAPATI, S.B.; BRANTLEY, W.A.; SVEC, T.A.; POWERS, Y.M.; NUSSTEIN, J.M.; DAEHN, G.S. SEM observations of nickel-titanium rotatory endodontic instruments that fractured during clinical use. **J.Endod.**, v.31, n.1, p.40-43, Jan. 2005.

American Dental Association. Specification n° 28. Root canal files and reamers, type K for hand use. **Amer. Dent. Ass.**, Jun. 1988.

ANKRUM, M.T.; HARTWELL, G.; TRUITT, J.E. K³ Endo, ProTaper and ProFile Systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. **J. Endod.**, v.30, n.4, p.234-7, Apr. 2004.

BAHIA, M.G.A. **Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos de NiTi.** 2004. 213p. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas)- Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais.

BERGMANS L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; BEULLENS, M.; WEVERS, M.; VAN MEERBEEK, B.; LAMBRECHTS, P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. **Int. Endod. J.**, v.36, n.4, p.288-295, Apr. 2003.

BOOTH, J.R.; SCHEETZ, J.P.; LEMONS, J.E.; ELEAZER, P.D. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotatory instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. **J. Endod.**, v.29, n.1, p.55-7, Jan. 2003.

BROEK, D. **Elementary engineering fracture mechanics.** 3th ed. Boston: Martinus Nijhoff Publishers, 1986. 469p.

CAMPS, J.J.; PERTOT, W.J. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files. **Int. Endod. J.**, v.28, p.239-243, Aug., 1995.

CANALDA-SAHLI, C.; BRAU-AGUADE, E.; BERÁSTEGUI-JIMENO, E. Torsional and bending properties of stainless steel and nickel-titanium Canal Master U and Flexogate instruments. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.12, n.3, p.141-45, Jan. 1996.

CARMO, M.R.C. **Avaliação da resistência à fratura e da superfície fraturada de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor, empregando teste físico de torção e microscópio eletrônico de varredura.** 2001.133p. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista.

CETLIN, P. R.; SILVA, P.S. P.; PENNA, J. A. **Análise de fraturas.** São Paulo, Associação Brasileira de Metais, 1988. 248p.

COLEMAN, C.L.; SVEC, T.A. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. **J.Endod.**, v.23, n.4, p.232-35, Apr. 1997.

DAUGHERTY, D.W.; GOUND, T.G.; COMER, T.L. Comparison of fracture rate,

deformation rate and efficiency between rotatory endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. **J.Endod.**, v.27, n.2, p.93-5, Feb. 2001.

DECNOP BATISTA, MM. **Avaliação da resistência: à fratura de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor em flexão por meio de teste mecânico de torção.** 2005. 165p. Tese (Doutorado em Odontologia – área de concentração: Endodontia) Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual do Rio de Janeiro.

DIAS, R. F.; BUONO, V. T. L. Influência da deformação cíclica nas temperaturas de transformação de uma liga NiTi superelástica. In: **Anais do 56º Congresso Anual da Associação Brasileira de Metalurgia e Materiais Internacional**, p. 1860-1868, 2001.

DIETZ, D. B.; DI FIORE, P.M.; BAHCALL, J.K.; LAUTENSCHLAGER, E. P. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. **J.Endod.**, v.26, n.2, p.68-71, Feb. 2000.

EGGELER, G.; HORNBOGEN, E.; YAWNY, A.; HECKMANN, A.; WAGNER, M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. **Materials Science and Engineering A**, v.378, p.24-33, 2004.

ELIAS, C.N.; LOPES, H.P. **Materiais dentários: ensaios mecânicos.** Livraria Santos Editora, São Paulo, 2007. 180p.

ESPOSITO, P.T.; CUNNINGHAM, C.J. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. **J.Endod.**, v.21, p.173-175, Set. 1995.

GABEL, W.P.; HOEN, M.; STEIMAN, R.; PINK, F.E.; DIETZ, R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. **J.Endod.**, v. 25, n. 11, p. 752-754, Nov. 1999.

GALL, K.; YANG, N.; SEHITOGLU, H.; CHUMLYAKOV, Y.I. Fracture of precipitated NiTi shape memory alloys. **Int. J. Fracture**, v.109, p.189-207, 2001.

GAMBARINI, G. Cycle fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high- torque endodontic motors. **J. Endod.**, v.27, n.12, p.772-4, Dec. 2001.

GAMBARINI, G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. **Endod. Dent. Traumat.**, v.16, p.95-100, 2000.

GAMBARINI, G. The K³ rotary nickel titanium instrument system. **Endod Top.**, v.8, n.10, p.179-182, Oct. 2005.

GAMBARINI, G. Torsional and cyclic fatigue testing of ProFile NiTi rotary instruments. **Smile Journal of Evolutionary Dentistry**, v.2, n.1, p.4-14, Jan. 1999.

GARCIA, A.; SPIM, J.A.; SANTOS, C.A. **Ensaio dos materiais.** Rio de Janeiro: LTC, 2000. 274p.

GUILFORD, W.L.; LEMONS, B.S.; ELEAGER, P.D. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. **J. Endod.**, v.31, n.6, p.468-470, 2005.

HAÏKEL, Y.; SERFATY, R.; BATERMAN, G.; SENGER B.; ALLEMANN C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. **J.Endod.**, v. 25, n. 6, p. 434-440, Jun. 1999.

HILT, B.R.; CUNNINGHAM, C.J.; SHEN, C.; RICHARDS, N. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilization. **J.Endod.**, v.26, n.2, p.76-80, Feb. 2000.

International Standard Organization. ISO 3630-1. Dental root - canal instruments - Part 1: Files, reamers, barbed broaches, rasps, paste carriers. 1992:1-18.

JODWAY, B.; HULSMANN, M. A comparative study of root canal preparation with NiTi-Tee and K³ rotary Ni-Ti instruments. **Int. Endod. J.**, v.37, p.71-80, 2006.

KITCHENS, J.G.G.; LIEWEHR, F.R.; MOON, P.C. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. **J.Endod.**, v.33, p.52-54, 2007.

KHUN, G.; TAVERNIER, B.; JORDAN, L. Influence of structure on new endodontic instruments failure. **J.Endod.**, v.27, n.8, p.516-20, Aug. 2001.

LI, U. M.; LEE, B. S.; SHIH, C. T.; LAN W. H.; LIN, C. P. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. **J.Endod.**, v.28, n.6, p.448-451, Jun. 2002.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. **RBO**, Rio de Janeiro, v.43 n.58, p.207-209, 2001.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; MANGELLI, M.; MOREIRA E.J.L. Estudo comparativo da flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. **RBO**, Rio de Janeiro, v.62, n.6, p.115-118, 2005.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N. MANGELLI, M.; MOREIRA, E.J.L. Instrumentos endodônticos de NiTi de diferentes conicidades. Fratura por torção em flexão. **RBO**, Rio de Janeiro, v.63, p.113-116, 2006.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA JÚNIOR, J.F. Fratura por torção das limas endodônticas de aço inoxidável. **RBO**, Rio de Janeiro, v.57, n.3, p. 142-46, mai./jun. 2000a.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA JÚNIOR, J.F. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos. **Rev. Paul. Odontol.**, São Paulo, v.22 n.4, p.4-8, jul./ago. 2000b.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA JÚNIOR, J.F.; ARAÚJO FILHO, W.R. Fratura por torção de limas endodônticas de aço inoxidável e de níquel-titânio. **Rev. Paul. Odontol.**, São Paulo, n.2, p.8-12, mar. 2001.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA JÚNIOR, J.F.; ESTRELA, C. Considerações sobre a conicidade e o diâmetro das limas endodônticas. **Rev. Paul. Odontol.**, v.20, n.2, p.8-14, mar. 1998.

LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA JÚNIOR, J.F.; ESTRELA, C; FONTES, P.P. Influência de limas endodônticas de NiTi e de aço inoxidável, manuais e acionadas a motor no deslocamento apical. **RBO.**, n.54, p.67-70, 1997.

LOPES, H.P.; MOREIRA, E.J.L.; ELIAS, C.N.; ALMEIDA, R.A.; NEVES. M.S. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. **J.Endod.**, v.33, p.55-57, Jan. 2007.

LOPES, H.P.; SIQUEIRA JÚNIOR, J.F. **Endodontia. Biologia e Técnica** 2.ed. MEDSI/ Guanabara-Koogan, 2004. 964p.

MATHEUS, T.C.U **Avaliação da resistência à fratura e da superfície fraturada de limas de níquel-titânio acionados a motor.** 2002.103p. Dissertação (Mestrado em Odontologia - área de concentração: Endodontia) Faculdade de Odontologia da Universidade do Federal de Pernambuco.

MOREIRA, E.J.L. **Influência dos ciclos de esterilização na resistência à fratura dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio.** 2006. 149p. Tese (Doutorado em Ciência dos Materiais) Instituto Militar de Engenharia.

MOREIRA, E.J.L.; LOPES H. P.; ELIAS, C. N.; FIDEL, R.A.S. Fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos de NiTi. **RBO**, Rio de Janeiro, v.59, n.6, p.412-414, Nov. 2002.

MOUNCE, R.E. The K³ rotary nickel-titanium file system. **Dent. Clin. North. Am.**, v.48, n.1, p.137-157, Jan. 2004.

NASSER, S. N.; GUO, W. G. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. **Mechanics of Materials**, v. 38, p. 463-474, 2006.

PARASHOS, P.; MESSER, H.H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. **J.Endod.**, v.32, n.11, p. 1031–1043, Nov. 2006.

PEREIRA, A.J.A.; FIDEL, R.A.S.; FIDEL, S.R.; DUARTE, M.A.H.; Instrumentação de canais artificiais curvos com limas manuais de níquel-titânio ProFile da série 29. **JBE**, v.5, p. 136-140, 2004.

PETERS, O.A.; BARBAKOW, F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotatory instruments during preparation of curved canals. **Int. Endod. J.**, v.35, n.454, p.379-89, Apr. 2002.

PRUETT, J.; CLEMENT, D.; CARNES, D.J. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. **J.Endod.**, v.23, n.2, p.77-85 Fev. 1997.

ROWAN, M.B.; NICHOWS, J.I.; STEINER, J. Propriedades torsionales de las limas endodônticas de acero inoxidable y de níquel-titanio. **J. Endod. Practice**, v.3, n.1, p. 66-72, Jan. 1997. Edición em Español.

SATTAPAN, B.; NERVO, G.J.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Defects in rotatory nickel-titanium files after clinical use. **J.Endod.**, v.26, n.3, p.161-65, Mar. 2000.

SATTAPAN, B.; PALAMARA, J. E.A.; MESSER, H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. **J.Endod.**, v.26, n.3, p.156-60, Mar. 2000.

SCHÄFER, E.; DZEPINA, A.; DANESH, G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v.96, n.6, p757-763, Dec. 2003.

SCHÄFER, E.; FLOREK, H. Efficiency of rotary nickel-titanium K³ instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. **Int. Endod. J.**, v.36, n.3, p.199-207, Mar. 2003.

SCHÄFER, E.; SCHLINGEMANN, R. Efficiency of rotary nickel-titanium K³ instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile: part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in several curved root canals of extracted teeth. **Int. Endod. J.**, v.36, p.208-217, 2003.

SCHÄFER, E.; TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. **J.Endod.**, v.27, n.4, p.299-303, Apr. 2001.

SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A. **Nickel-Titanium instruments: applications in endodontics**. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica, 1995. 113 p.

SETO, B.G.; NICHOLLS, J.I.; HARRINGTON, G.W. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. **J.Endod.**, v.16, n.8, p.355-60, Aug. 1990.

STENMAN, E.; SPANGBERG, L.S.W. Root canal instruments are poorly standardized. **J.Endod.**, v.17, p.327-334, Jun. 1993.

SVEC, T.A.; POWERS, J.M. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. **J.Endod.**, v.25, n.10, p.759-760, 1999.

THOMPSON, S.A. Overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **Int. Endod. J.**, v.33, p.297-310, 2000.

THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of ProFile .04 taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: part 1. **Int. Endod. J.**, v.30, p.1-7, Jan. 1997.

TOBUSHI, H.; SHIMENO, Y.; HACHISUKA, T.; TANAKA, K. Influence of strain rate on superelastic properties of TiNi shape memory alloy. **Mechanics of Materials**, v. 30, p. 141-150, 1998.

TURPIN, Y.L.; CHAGNEAU, F.; VULCAIN, J.M. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument model. **J.Endod.**, v.26, n.7, p.414-7, Jul. 2000.

WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. **J.Endod.**, v.14, n.7, p.346-51, Jul. 1998.

WEI, X.; LING, J.; JIANG, J.; HUANG, X.; LIU, L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. **J.Endod.**, v.33, n.3, p.276-279, Mar. 2007.

WOLCOTT, J.; HIMMEL, V.T. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. **J.Endod.**, v.23, n.4, p. 217-8, Apr. 1997.

YAO, J.H; SCOTT, A.; SCHWARTZ, C.; BEESON, T.Y.; Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. **J.Endod.**, v.31, p.55-57, 2006.

YARED, G. In vitro study of the torsional properties of new and used profile nickel titanium rotatory files. **J.Endod.**, v.30, n.6, p.410-2, Jun. 2004.

YARED, G. M.; KULKARNI, G. K. Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. **Int. Endod. J.**, v.35, n.6, p.536-41, Jun. 2002.

YOSHIMINE, Y.; ONO, M.; AKAMINE, A. The shaping effects of three nickel-titanium rotatory instruments in simulated S-shaped canals. **J.Endod.**, v.31, p.373-375, 2005.

ZELADA, G., VARELA, P.; MARTÍN, B.; BAHÍLIO, J. G. MAGÁN, F.; AHN, SAEM. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. **J.Endod.**, v.28, n.7, p.540-542, Jul. 2002.

APÊNDICE A - Dimensões amostrais dos instrumentos empregados nos ensaios

DIMENSÕES AMOSTRAIS DOS INSTRUMENTOS EMPREGADOS NOS ENSAIOS						
CP	C.TOTAL	H. FIX	D₃	D₁₃	C	D₀
Conicidade 0,02mm/mm						
01	36,47	11,39	0,31	0,51	0,02	0,87
02	36,33	11,42	0,31	0,51	0,02	0,87
03	36,34	11,4	0,31	0,51	0,02	0,87
04	36,34	11,41	0,31	0,51	0,02	0,87
05	36,41	11,41	0,31	0,51	0,02	0,87
06	36,53	11,41	0,31	0,51	0,02	0,87
07	36,35	11,4	0,31	0,51	0,02	0,87
08	36,38	11,42	0,3	0,5	0,02	0,84
09	36,32	11,46	0,31	0,51	0,02	0,87
10	36,47	11,44	0,3	0,5	0,02	0,84
Conicidade 0,04mm/mm						
11	36,3	11,34	0,36	0,76	0,04	0,96
12	36,19	11,32	0,36	0,75	0,039	0,963
13	36,23	11,34	0,36	0,76	0,04	0,96
14	36,25	11,36	0,36	0,77	0,041	0,957
15	36,34	11,34	0,37	0,77	0,04	0,99
16	36,32	11,33	0,37	0,76	0,039	0,993
17	36,27	11,34	0,36	0,76	0,04	0,96
18	36,23	11,35	0,37	0,77	0,04	0,99
19	36,27	11,34	0,37	0,77	0,04	0,99
20	36,3	11,33	0,37	0,76	0,039	0,993
Conicidade 0,06mm/mm						
21	36,33	11,4	0,44	1,01	0,057	1,149
22	36,34	11,42	0,44	1,03	0,059	1,143
23	36,29	11,42	0,43	1,03	0,06	1,11
24	36,29	11,37	0,43	1,03	0,06	1,11
25	36,27	11,36	0,43	1,02	0,059	1,113
26	36,29	11,39	0,43	1,02	0,059	1,113
27	36,34	11,43	0,42	1,02	0,06	1,08
28	36,32	11,41	0,43	1,02	0,059	1,113
29	36,3	11,39	0,42	1,02	0,06	1,08
30	36,25	11,41	0,43	1,03	0,06	1,11

APÊNDICE B – Valores relativos ao ensaio não destrutivo de flexão de limas níquel-titânio acionadas a motor

ENSAIO NÃO DESTRUTIVO DE FLEXÃO DE LIMAS NÍQUEL-TITÂNIO ACIONADAS A MOTOR		
CP	FORÇA (gf)	
Conicidade 0,02mm/mm		
01	75,07	
02	71,57	
03	82,29	
04	79,00	
05	76,29	
06	87,29	
07	79,72	
08	83,79	
09	83,15	
10	82,29	
	Média Aritmética (M.A.) ⇒	80,04
	Desvio Padrão (D.P.) ⇒	4,69
Conicidade 0,04mm/mm		
11	203,7	
12	213,2	
13	204,2	
14	198,9	
15	201,2	
16	213,0	
17	204,0	
18	219,9	
19	201,9	
20	221,2	
	M.A. ⇒	208,12
	D.P. ⇒	8,04
Conicidade 0,06mm/mm		
21	358,3	
22	355,4	
23	346,0	
24	354,6	
25	366,9	
26	371,4	
27	362,3	
28	358,6	
29	346,3	
30	364,0	
	M.A. ⇒	358,38
	D.P. ⇒	8,24

APÊNDICE C – Valores relativos ao ensaio destrutivo de torção à direita de limas níquel-titânio acionadas a motor

ENSAIO DESTRUTIVO DE TORÇÃO À DIREITA DE LIMAS NÍQUEL-TITÂNIO ACIONADAS A MOTOR		
CP	DEFORMAÇÃO ATÉ A RUPTURA (mm)	FORÇA (gf)
Conicidade 0,02mm/mm		
01	105,8	169,1
02	110,1	154,3
03	82,88	149,1
04	93,60	154,3
05	92,84	163,4
06	91,12	151,1
07	109,3	164,0
08	87,83	143,9
09	115,8	153,1
10	97,04	145,1
M.A. ⇒	98,63	154,74
D.P. ⇒	10,92	8,33
Conicidade 0,04mm/mm		
11	67,32	203,1
12	69,31	205,9
13	61,12	183,1
14	68,83	171,4
15	72,72	203,9
16	57,27	211,7
17	67,39	223,4
18	61,80	194,5
19	69,60	185,7
20	110,5	181,4
M.A. ⇒	70,58	196,41
D.P. ⇒	14,78	15,98
Conicidade 0,06mm/mm		
21	69,18	381,09
22	62,66	389,6
23	76,36	393,3
24	71,77	305,0
25	53,32	323,4
26	62,18	285,2
27	72,63	344,6
28	68,83	315,2
29	54,05	304,0
30	66,51	330,6
M.A. ⇒	65,74	337,19
D.P. ⇒	7,68	38,63

APÊNDICE D – Valores relativos ao ensaio destrutivo de flexão rotativa de limas níquel-titânio acionadas a motor (300rpm)

ENSAIO DESTRUTIVO DE FLEXÃO ROTATIVA DE LIMAS NÍQUEL-TITÂNIO ACIONADAS A MOTOR (300rpm)		
CP	t (s)	CICLOS
Conicidade 0,02mm/mm		
01	160,6	803
02	94,94	474,7
03	94,47	472,35
04	148,57	742,85
05	90,03	450,15
06	88,41	442,05
07	120,06	600,3
08	92,34	461,7
09	130,58	652,9
10	89,81	449,05
M.A.	⇒ 110,98	554,90
D.P.	⇒ 27,11	135,56
Conicidade 0,04mm/mm		
11	120,87	604,35
12	110	550
13	101,88	509,4
14	112,41	562,05
15	108,5	542,5
16	107,34	536,7
17	105,09	525,45
18	103,13	515,65
19	101,12	505,6
20	103,22	516,1
M.A.	⇒ 107,35	536,78
D.P.	⇒ 6,01	30,06
Conicidade 0,06mm/mm		
22	84,28	421,4
22	104,38	521,9
23	97,5	487,5
24	84,79	423,95
25	80,63	403,15
26	68,84	344,2
27	67,72	338,6
28	110,09	550,45
29	77,15	385,75
30	88,12	440,6
M.A.	⇒ 86,35	431,75
D.P.	⇒ 14,11	70,59

APÊNDICE E – Fratura por flexão rotativa. Comprimento dos segmentos fraturados (mm)

FRATURA POR FLEXÃO ROTATIVA				
COMPRIMENTO DOS SEGMENTOS FRATURADOS (mm)				
		Conicidade 0,02mm/mm	Conicidade 0,04mm/mm	Conicidade 0,06mm/mm
		7,27	7,45	8,10
		6,03	6,80	8,52
		7,15	7,48	8,40
		5,39	7,57	8,09
		6,90	7,71	8,19
		7,32	6,88	8,51
		6,98	7,18	8,02
		6,97	7,99	7,86
		5,77	7,47	8,56
		6,73	7,73	8,21
M.A.	⇒	6,65	7,42	8,24
D.P.	⇒	0,67	0,37	0,23

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)