



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA
"Júlio de Mesquita Filho"



Cristiane Bonanato Estrela

***Avaliação da resistência à fratura
torcional de diferentes instrumentos
rotatórios de níquel-titânio***

ARARAQUARA

2004

Cristiane Bonanato Estrela

***Avaliação da resistência à fratura
torcional de diferentes instrumentos
rotatórios de níquel-titânio***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho

**ARARAQUARA
2004**

Estrela, Cristiane Bonanato

Avaliação da resistência à fratura torcional de diferentes instrumentos rotatórios de níquel-titânio. / Cristiane Bonanato Estrela. – Araraquara : [s.n.], 2004.

115 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho

1. Endodontia; 2. Torção 3. Fratura

I. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Maria Helena M. Komasti Leves CRB 8/2570

Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

Cristiane Bonanato Estrela

***Avaliação da resistência à fratura torcional de
diferentes instrumentos rotatórios de níquel-titânio***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Endodontia.

Aprovada em 16 de fevereiro de 2004.

COMPONENTES DA BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho

Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho

Prof. Dr. Giulio Gavini

DADOS CURRICULARES

Nascimento: 17 de fevereiro de 1973 Goiânia – Goiás

Filiação: Gilberto Carneiro Estrela
Maria do Carmo Bonanato Estrela

1990 / 1995: Curso de Graduação em Odontologia
Universidade Federal de Goiás - F. O./UFG

1998 / 1999: Curso de especialização em Endodontia
Universidade Estadual Paulista FOAr/ Unesp

2000 / 2001: Professora Substituta de Clínica Integrada I
Universidade Federal de Goiás - F. O./UFG

2002 / 2004: Curso de Pós-Graduação em Endodontia, em nível de Mestrado,
na Faculdade de Odontologia de Araraquara
Universidade Estadual Paulista FOAr/ Unesp

2004: Professora da Disciplina de Endodontia
Universidade Paulista – UNIP Campus Goiânia

Dedico este trabalho

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

Aos meus pais **Gilberto e Maria do Carmo**, que sempre foram meu porto seguro. Por maior que fosse a distância, estiveram sempre ao meu lado, me apoiando e estimulando a continuar. Vocês são o TUDO que eu tenho.

À minha querida **tia Aurita**, em quem busquei paz e tranquilidade para vencer cada obstáculo.

À minha linda irmã **Andrea**, pessoa forte e admirável, a quem eu recorria para recarregar minhas energias. Você é meu exemplo de coragem e determinação.

Ao meu marido **Robson**, por toda compreensão, incentivo e amor que me fortaleceu durante toda esta jornada. Sem você esta vitória não teria sentido.

Agradecimentos

Em especial, ao meu orientador **Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho**, com quem aprendi não só conhecimentos científicos, mas também a tornar a vida gostosa de ser vivida. Muito obrigada pelo carinho e amizade com que você sempre me recebeu.

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara – Unesp**, na pessoa do seu diretor **Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached** e em especial ao vice-diretor, **Prof. Dr. Roberto Miranda Esberard** que sempre se mostrou disposto a me ajudar.

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

Ao **Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho**, com quem aprendi que a responsabilidade e a disciplina são características imprescindíveis em um professor.

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

Ao **Prof. Dr. Fábio Luiz Camargo Villela Berbert**, pela atenção e respeito com que sempre me tratou .

Ao **Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz**, sem o qual não seria possível a realização deste trabalho. Obrigada pela maneira carinhosa como me acolheu.

Às minhas mais novas irmãs: **Vanessa** e **Daniela**, que, com todo carinho e paciência, me ajudaram a suportar as horas difíceis de estar longe de casa.

Aos meus queridos AMIGOS de mestrado: **Denise, Erick, Fernanda, Henrique, José Carlos, Renata, Roberta, Ronaldo e Sonia**, que, apesar de apenas dois anos de convivência passaram a ocupar um lugar ETERNO em meu coração.

“Nenhum caminho é longo demais quando um amigo nos acompanha”

Aos *funcionários do departamento de Endodontia*, especialmente à **Célia**, cujo bom humor cativa a todos que a cercam. Obrigada por toda a ajuda.

Aos funcionários desta instituição, principalmente **Secção de Pós-Graduação e da Biblioteca**. Obrigada **Maria Helena Matsumoto** pela disposição com que me atendeu em todas as horas que precisei. À **Conceição**, pela maneira carinhosa e sempre prestativa que me auxiliava nos atendimentos clínicos.

Ao **Prof. Dr. Cláudio Leles**, pela dedicação e cuidado na elaboração da análise estatística deste trabalho. Obrigada pela disposição e paciência em me ajudar.

À **Prof. Dra. Ana Helena de Alencar**, por todo incentivo e amizade dedicados a mim desde no início desta caminhada. Obrigada pela confiança.

Aos **professores da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás**, em especial aos professores da Disciplina de Endodontia. Meu respeito e gratidão pela amizade e pelas oportunidades que sempre me proporcionaram.

Ao **Prof. Dr. Etevaldo Matos Maia Filho**, a quem recorri durante toda a elaboração deste trabalho. Obrigada pela orientação e pelo carinho com que sempre me atendeu.

A minha querida prima **Isabella**, por todo trabalho que eu lhe dei, nas vezes que ia e vinha de Goiânia sempre levando ou trazendo algo para mim! Obrigada pelo seu carinho e disposição em me ajudar.

Aos colegas **Ney Jorge, Adriana Lustosa, Denise Alves, Gabriella Amorim, Adriana Santos, Alessandra Rossi e Cláudia Daniela** companheiros fiéis do Projeto de Atendimento ao Traumatismo Dentário da F.O/UFG que, apesar da distância, estiveram sempre ao meu lado torcendo e me incentivando a continuar.

Aos meus sogros, **Rodrigues e Nilse**, que realmente me adotaram como filha, me orientando e apoiando em todos os momentos desta caminhada. À minha cunhada **Gabriella**, pela amizade e confiança.

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

ESTRELA, C. B. **Avaliação da resistência à fratura torcional de diferentes instrumentos rotatórios de níquel-titânio.** Araraquara, 2004. 115p. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio por meio de ensaio de torção. Foram avaliados os sistemas Profile[®] 0,04/0,06 (Dentsply/Maillefer), Protaper[™] (Dentsply/Maillefer) e K3[™] (Kerr), perfazendo um total de 300 limas, as quais foram divididas em 5 grupos: Grupo A (Profile 0,04), Grupo B (Profile 0,06), Grupo C (K3 0,04), Grupo D (K3 0,06), Grupo E (Protaper). Os instrumentos foram submetidos a ensaio de torção por meio de um dispositivo acoplado à uma máquina de ensaios mecânicos MTS (Material Test System). Esta máquina era conectada à um microcomputador onde foram registrados os valores de carga máxima aplicada a cada lima. Tais valores foram, posteriormente aos testes, convertidos em torque (em N.cm), seguindo a fórmula: torque = carga máxima x raio. Os valores de torque máximo para fratura foram analisados estatisticamente pelo teste t de Student. Os resultados mostraram que instrumentos de maiores conicidades (Grupo B e D) são mais resistentes à fratura do que os de conicidades menores (Grupo A e C). Os instrumentos K3 0,06 necessitam de maiores valores de torque máximo para fratura em relação aos Protaper. Observamos ainda que os instrumentos do sistema K3 foram significativamente mais resistentes à fratura torcional do que os instrumentos do sistema Profile. Porém, os resultados mostraram não haver diferenças significativas na resistência à fratura entre os sistemas Profile 0,04, Profile 0,06 e K3 0,04 quando comparados ao sistema Protaper, da mesma forma que quando comparamos os sistemas Profile 0,04 com o K3 0,04. Porém, quando a comparação foi feita entre instrumentos Profile 0,06 e K3 0,06, os últimos mostraram-se mais resistentes à fratura que os primeiros.

Palavras-Chave: Endodontia; Torção; Fratura.

ESTRELA, C. B. **Resistance evaluation to the torsion fracture of different nickel-titanium rotary instruments.** Araraquara, 2004. 115p. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the resistance of different nickel-titanium rotary instruments to the fracture by means of torsion test. Profile 0,04/0,06 (Dentsply/Maillefer), Protaper (Dentsply/Maillefer) and K3 ENDO (Kerr) systems were evaluated, resulting in 300 files which were divided in 5 groups: Group A (Profile 0,04), Group B (Profile 0,06), Group C (K3 0,04), Group D (K3 0,06), Group E (Protaper). The instruments were subjected to torsion test by means of an appliance coupled to a mechanical test machine MTS (Material Test System). This machine was connected to a microcomputer in which was registered the values of maximum load applied to each file. Such values were, after the tests, converted to torque (in N.cm), following the formula: $\text{torque} = \text{maximum load} \times \text{radius}$. Maximum torque values for fracture were analyzed statistically by the Student's t. The results showed that more taper instruments (Groups B and D) are more resistant to fracture than the less taper ones (Groups A and C). The K3 0,06 instruments need higher values of maximum torque to fracture with relation to Protaper's ones. We also noticed that the instruments from K3 system were significantly more resistant to the torsion fracture than the Profile system instruments. However, the results showed that there are not significant differences in the resistance to the fracture among the systems Profile 0,04, Profile 0,06 and K3 0,04 when they were compared to Protaper system, as the same way when we compare Profile 0,04 systems to K3 0,04.

Key words: Endodontics; Torsion; Fracture

SUMÁRIO

Introdução.....	11
Revisão da literatura.....	19
Proposição.....	53
Material e método.....	55
Resultados	67
Discussão	71
Conclusões	93
Referências.....	95
Apêndices.....	105
Anexo.....	113

Introdução

A terapia endodôntica só pode ser considerada como completa se englobar fases, interdependentes, que estendam-se desde um diagnóstico preciso do caso a ser tratado até uma obturação do sistema de canais radiculares e preservação do caso realizado. Apesar da importância de cada uma das etapas de um tratamento endodôntico, o preparo biomecânico requer uma atenção especial, visto que será através dele que se dará a remoção do tecido pulpar, bactérias e tecido necrótico do interior dos canais radiculares. Esta fase é também a que necessita de um maior tempo para sua realização ²⁹. Além da limpeza e desinfecção dos canais radiculares, o preparo biomecânico tem ainda como objetivo promover um acesso direto às proximidades da união cimento-dentina-canal, modelando o canal dentinário e atribuindo-lhe uma conformação cônica no sentido ápico-cervical. Desta forma, estabelecida sua conformação cônica e mantida sua curvatura original, será mais fácil a promoção de uma obturação adequada ^{5, 7, 27, 31}.

Entretanto, a anatomia interna do dente impõe limitações ao correto preparo do canal radicular devido às suas inúmeras variações: irregularidades, istmos, ramificações, presença de curvaturas, etc. Estas variações dificultam não só a correta limpeza do sistema de canais radiculares, mas também propiciam a ocorrência de acidentes como perfurações, degraus, deslocamentos apicais e fratura de instrumentos endodônticos ^{19, 31, 60}, o que determina, muitas vezes o insucesso do tratamento.

Não seria incoerente, porém, atribuímos parte da responsabilidade destes insucessos aos próprios instrumentos endodônticos, já que alguns deles apresentam limitações que os tornam incapazes de se adaptar às variações anatômicas existentes no sistema de canais radiculares. Da mesma forma, cabe ao profissional

o conhecimento destas limitações, evitando que o mesmo utilize instrumentos e técnicas não adequadas para um determinado caso.

Os instrumentos de aço inoxidável são bastante utilizados na rotina dos profissionais, porém ainda apresentam grande rigidez, o que pode causar deformações, como “zips” em canais radiculares curvos ou mesmo rasgos e trepanações^{25, 47, 50}.

Na busca de um instrumento que pudesse preencher as lacunas deixadas pelo aço inoxidável, iniciaram-se, no final da década de 80, os primeiros estudos com instrumentos endodônticos de níquel-titânio.

A liga metálica de níquel-titânio foi criada por William F. Buehler, em 1963, sendo utilizada inicialmente na indústria naval e utilizada pela NASA para fabricação de antenas de naves espaciais. A liga foi inicialmente chamada de Nitinol, sendo Ni = níquel, Ti = titânio e Nol = Naval Ordenance Laboratory⁴. Foi introduzida na Odontologia através da Ortodontia, por Andreasen e Hilleman³ em 1971, para confecção de fios ortodônticos em razão de sua ultraflexibilidade, memória elástica e grande resistência à fratura por torção e flexão^{49, 51}.

Composta por aproximadamente 55% de níquel e 45% de titânio, tal liga apresenta menor módulo de elasticidade⁴⁷ e grande resistência à fratura, destacando-se em relação ao aço inoxidável na instrumentação de canais radiculares curvos, principalmente devido à sua grande flexibilidade^{9, 17, 25, 60, 61} diminuindo o risco de perfurações, fraturas, formação de “zip” e degraus^{17, 50}. Os instrumentos de níquel-titânio apresentam outras propriedades físicas que as tornam superiores aos de aço inoxidável, como: memória elástica⁴⁶, alto coeficiente de dureza, maior capacidade de absorção de “stress”⁶⁷, alta resistência à fratura torcional^{17, 60} e a possibilidade de melhorar a eficiência da instrumentação e reduzir

o tempo de trabalho ³⁰. Além destas propriedades, os instrumentos de níquel-titânio apresentam uma boa compatibilidade biológica ^{10, 51}, alta resistência à corrosão ^{4, 10, 16, 20, 51} e suas propriedades torcionais permanecem inalteradas após procedimentos de esterilização ^{16, 53}.

Dentre todas estas características apresentadas pelas ligas de níquel-titânio, o efeito memória de forma e a superelasticidade são os responsáveis pela capacidade de reversão das dimensões iniciais do instrumento, mesmo tendo ultrapassado seu limite de elasticidade ^{12, 17, 46, 51}.

Em virtude das várias propriedades favoráveis, os instrumentos de níquel-titânio logo passaram a ser empregados em movimentos rotatórios através de motores elétricos ou a ar. Os instrumentos rotatórios são movidos por meio de um torque variável, girando em torno de 1 a 10 N.cm, e em baixa velocidade (150 a 600 rpm) ^{11, 19, 31}.

Apesar da padronização dos instrumentos endodônticos de aço inoxidável proposta por Ingle ²³ (1961), os instrumentos de níquel-titânio acionados a motor sofreram modificações também em seus aspectos morfológicos, passando a apresentar na base de sua haste um tipo de encaixe para que os mesmos pudessem ser acoplados em um contra-ângulo. Da mesma forma passaram a apresentar uma superfície plana lateral, com o objetivo de reduzir a agressividade de corte das mesmas ⁹.

Também em relação à conicidade, estes instrumentos sofreram alterações. O termo conicidade que é expresso em inglês pela palavra “taper” representa a medida de aumento do diâmetro da parte ativa. As normas de números 28 ¹ de 1976 e 28 ² de 1982 da ANSI / ADA e as de número 3630-1 ²⁴ da ISO-FDI de 1992, estabelecem que as conicidades dos instrumentos endodônticos manuais

devem seguir um padrão de conicidade equivalente a 0,02 mm/mm, obedecendo assim um aumento constante de 0,02 mm a cada milímetro de extensão da sua parte ativa.

Nos instrumentos rotatórios, o princípio básico foi fabricar os mesmos instrumentos com conicidades diferentes. Os instrumentos de níquel-titânio são fabricados por usinagem, ou seja, são desgastados. Esse processo de fabricação permite uma maior ousadia nas conformações geométricas dos mesmos. Dessa forma, os instrumentos rotatórios passaram a ser fabricados com conicidades diferentes daquelas preconizadas pela ISO, passando a ser fabricados com “tapers” variando de 0,03 à 0,19mm/mm⁵⁰.

Esta variação de conicidade desenvolveu-se de tal forma, que existem hoje sistemas rotatórios que propõem uma conicidade progressiva de seus instrumentos. O Sistema ProtaperTM (Dentsply/Maillefer), por exemplo, surge com uma proposta inovadora onde, em um mesmo instrumento rotatório, a cada dois milímetros de sua parte ativa, da ponta D_1 para sua base D_2 , as conicidades chegam a variar de 0,02mm/mm a 0,19mm/mm. Além deste, vários outros sistemas rotatórios são comercializados utilizando instrumentos de níquel-titânio com variações de conicidades. O Sistema K3TM (Kerr), por sua vez, apresenta instrumentos com variação de conicidade de 0,04 a 0,10mm/mm, assim como o Sistema Profile[®] 0,04/0,06 (Dentsply/Maillefer), que apresenta instrumentos de conicidade variando até 0,08mm/mm, considerando seus instrumentos *Orifice shapers*, com uma parte ativa de secção transversal em forma de “U”²⁷.

Uma das grandes vantagens dos sistemas rotatórios é a maior rapidez⁴⁸,⁵⁰ e segurança na instrumentação⁵, principalmente em canais radiculares atresiadados e curvos, minimizando o tempo e o cansaço do profissional. Porém, mesmo que o

profissional domine todos os conhecimentos técnicos com habilidade satisfatória para operar qualquer sistema rotatório, ainda assim existe a possibilidade de complicações e acidentes durante a execução do preparo biomecânico automatizado.

A fratura dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio dentro dos canais radiculares é um exemplo de acidente que pode ocorrer durante o preparo automatizado^{19, 43, 49, 64}. Na maioria das situações, a fratura ocorre no terço apical do canal e esta porção residual, muitas vezes, é difícil de remover, especialmente se o canal for atresiado. Os fragmentos que permanecem nesta região bloqueiam o sistema de canais radiculares e impedem adequada limpeza, modelagem e selamento^{41, 66}.

Os fatores causadores destas fraturas estão geralmente relacionados com o desenho do instrumento^{19, 58, 65}, a técnica de instrumentação utilizada^{58, 65}, a intensa pressão apical durante a penetração do instrumento no canal radicular⁶⁴, os defeitos na fabricação dos instrumentos³⁵, a complexa anatomia dos canais radiculares^{43, 45} e a inexperiência do operador⁶⁴.

A influência de diferentes forças que os instrumentos sofrem durante a instrumentação, além de outros fatores como o torque^{19, 43, 65} e a cinemática de movimento proposta aos instrumentos rotatórios também podem ser considerados como causas de fratura destas instrumentos.

Lopes e Elias³⁵, em 2001, afirmaram que torque ou momento de uma força pode ser definido como o efeito rotatório criado pelo carregamento distante do centro de resistência do corpo. Tecnicamente o torque é medido em relação à rotação axial, o qual deve coincidir com o longo eixo do instrumento⁴³. A recomendação é que se utilize os instrumentos rotatórios girando em alto torque e baixa velocidade^{26, 51}.

Porém, nem todos os sistemas rotatórios apresentam instrumentos com as mesmas características, o que nos leva a pensar que este alto valor de torque proposto não pode ser o mesmo para todos os instrumentos. Dessa forma, apesar do grande número de motores elétricos existentes com valores fixos de torque, muitos novos motores com controle de torque têm sido introduzidos com o intuito de auxiliar na redução da incidência de fratura dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio ^{19, 43}. Diante disto fica claro a importância de se conhecer os valores de torque máximos para a fratura suportados pelos diferentes instrumentos rotatórios.

Em relação à cinemática de movimento, é recomendável imprimir aos instrumentos rotações no sentido horário, de maneira uniforme e constante com movimentos de progressão e alívio, conhecido como “movimento de bicada” ²⁷. Com este movimento, o instrumento é constantemente submetido a uma força com pressão apical que poderia levar a um travamento de sua ponta nas paredes dentinárias quando submetidas a altos níveis de “stress” ^{64,65}. Como consequência, este instrumento poderia romper-se, caracterizando a chamada fratura por torção. Este conceito foi muito bem definido por Sattapan et al. ⁴⁸, em 2000, que diferenciaram dois tipos de fraturas existentes: a torcional e a flexional. No primeiro caso, como já foi dito, o instrumento se fratura quando sua ponta fica imobilizada total ou parcialmente, enquanto sua haste continua a girar. Já a fratura flexional ocorre quando o instrumento gira livremente em canais radiculares curvos ficando submetido a um carregamento elástico e fraturando em seu ponto de maior flexão.

Apesar de todo o avanço científico e tecnológico que a Endodontia tem recebido nos últimos anos, os instrumentos endodônticos ainda têm sido objeto de muitos estudos. Independente do sistema rotatório utilizado pelo cirurgião-dentista, sabe-se que os instrumentos rotatórios movidos a motor apresentam a desvantagem

de diminuir a sensibilidade tátil do profissional, quando comparados com as limas manuais. Com isto, há a possibilidade de nos depararmos com fracassos como a fratura de instrumentos no interior de canais radiculares. Este problema é agravado pelo fato de que os instrumentos de níquel-titânio podem fraturar-se sem mostrar nenhuma evidência de deformação visível, dificultando o estabelecimento de critérios para o descarte destes instrumentos ^{45, 48}.

Mesmo diante da necessidade do profissional conhecer propriedades como flexibilidade, durabilidade e eficiência de corte dos instrumentos de níquel-titânio movidos a motor, o conhecimento sobre a resistência à fratura dos mesmos é um ponto de fundamental importância durante a terapia endodôntica.

A prevenção das fraturas de instrumentos rotatórios está, não apenas, na dependência da visualização de deformações destes instrumentos, mas também relacionada a outros fatores, dentre eles a intensidade do torque estabelecido por um determinado motor. Se o profissional tivesse conhecimento dos valores de torque suportados por cada instrumento rotatório especificamente, as chances deste instrumento fraturar-se no interior do canal radicular seriam bem menores. Assim, se conseguíssemos estabelecer um torque apropriado para cada tipo de instrumento rotatório e acoplar este instrumento a um motor onde este torque pudesse ser controlado, estaríamos diante de um importante recurso auxiliar na prevenção de fraturas dos instrumentos endodônticos acionados a motor.

Revisão da literatura

O uso da liga de níquel-titânio na confecção de instrumentos endodônticos como uma alternativa às limas de aço inoxidável foi inicialmente sugerido por Civjan et al.¹⁵ (1975). Segundo estes autores, a liga metálica de NiTi possuía a propriedade de superelasticidade, a qual permitia uma transformação das fases austenítica e martensítica. Estes pesquisadores afirmaram que quando esta liga era submetida à tensão, ela tomava a forma estrutural martensítica; porém quando eram deixadas em descanso, sem nenhuma ação de força deformante, as mesmas voltavam a sua forma austenítica.

Andreasen & Morrow⁴ (1978) relataram que o emprego da liga metálica de NiTi como material odontológico ocorreu, inicialmente, na Ortodontia, devido a sua resistência à corrosão e à suas ótimas propriedades elásticas. Segundo estes autores esta liga foi descoberta pelo Dr. William F. Buehler, durante uma pesquisa metalúrgica, em 1960. A pesquisa foi realizada no Naval Ordnance Laboratory, o que explica a denominação “NITINOL”, sendo Ni= nickel; Ti= titanium; NOL= Naval Ordnance Laboratory.

Walia et al.⁶⁰ (1988) avaliaram os primeiros instrumentos endodônticos fabricados de níquel e titânio. Estes autores realizaram um estudo comparando as limas de níquel e titânio de secção triangular de número 15, produzidas a partir da usinagem de fios ortodônticos, com limas de aço inoxidável de mesmo número, tipo de secção e processo de fabricação. Durante o experimento foram utilizados três testes mecânicos, avaliando-se a flexibilidade e a resistência à torção horária e anti-horária, seguindo a especificação nº 28 da ANSI / ADA. As limas de níquel e titânio e de aço inoxidável foram fixadas a 3 mm de sua ponta e neste local foram aplicadas

as forças. Antes dos testes as limas foram fotografadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV) com o objetivo de observar-se o efeito do processo de fabricação e depois do teste de torção para de se comparar a morfologia da superfície de fratura. Os autores concluíram que devido aos baixos valores de memória elástica das limas de Nitinol, as mesmas apresentaram uma flexibilidade duas a três vezes maior do que as limas de aço inoxidável. As fotomicrografias da superfície fraturada, após os ensaios de torção, exibiram morfologia uniforme para ambas as limas e modos de torção. Este estudo indicou ainda que as limas de níquel e titânio foram superiores em relação à resistência à fratura, quando submetidas à torção no sentido horário ou anti-horário.

Num estudo realizado por Seto et al.⁵² (1990), foram avaliadas as propriedades de torção das limas tipo K de aço inoxidável, comparativamente entre as fabricadas por torção e usinagem. Antes dos testes, todos os instrumentos foram examinados em um estereomicroscópio com aumento de 30 vezes com o objetivo de averiguar a uniformidade de corte das lâminas, assim como a superfície livre de defeitos. Dez limas de cada grupo foram testadas com rotação horária e anti-horária, tendo 3 mm de sua ponta presa por garras metálicas num dispositivo fixado na Máquina de Ensaio Instron. Carga e deflexão angular (rotação) foram registradas continuamente e visualmente correlacionadas a 90°, 180°, 360° e a cada 360° até a fratura, sendo esta carga convertida em torque pela fórmula: $\text{torque} = \text{carga} \times \text{raio}$, sendo comparados os valores médios do torque máximo e rotações. Todas as amostras foram inspecionadas em estereomicroscópio na superfície de fratura e nas espirais adjacentes a ponto de fratura. Os resultados mostraram que limas do mesmo tamanho não mostraram uma diferença significativa quanto ao torque durante a fratura para ambos os grupos, independente da direção de rotação.

Porém, conforme aumentava-se o tamanho da lima, o torque na fratura também aumentava. Os resultados mostraram que as limas usinadas apresentaram menos deformações e menor elasticidade do que as limas torcidas antes da fratura. Os autores observaram que não houve nenhum benefício do método de usinagem sobre o método convencional. Na inspeção da superfície fraturada detectou-se uma deformação permanente da haste cortante, independente da direção de rotação ou marca da lima. Concluíram que a flexibilidade de uma lima é mensurada pela quantidade de rotação que a mesma resiste antes da fratura, e que, tanto as limas torcidas quanto as usinadas apresentaram uma rotação no ponto de fratura significativamente maior no sentido horário que no anti-horário.

Luebke & Brantley ³⁷ (1991), avaliaram a resistência à torção de instrumentos endodônticos rotatórios. Neste estudo laboratorial foram testadas brocas de Gates Glidden de aço inoxidável de várias numerações, sendo que os parâmetros empregados para a avaliação no ensaio de torção foram o torque na fratura e ângulo de rotação. As amostras foram presas a 3 mm da ponta da broca e a porção que se adapta à peça de mão foi fixada em um aparato tipo Bico de Jacob. Os resultados mostraram que os valores médios obtidos para torque na fratura nas diferentes marcas não mostraram nenhuma diferença estatisticamente significativa. Os valores médios correspondentes ao ângulo de rotação na fratura, em rotação à direita, mostraram diferença estatística significativa. Segundo os autores, a presença de concentrações de tensão ocorre onde há uma mudança no diâmetro de uma haste cilíndrica quando submetida à torção.

Wildev et al. ⁶¹ (1992) analisaram os vários aspectos que influenciam na instrumentação do sistema de canais radiculares, tais como, a qualidade da dentina a ser removida, a técnica utilizada para o preparo, o desenho dos instrumentos, o

material e a maneira como estes instrumentos são fabricados, a solução utilizada para irrigação durante a instrumentação e a anatomia dos canais radiculares. A análise destes fatores indicou que as técnicas e instrumentos utilizados não são ideais para o preparo dos canais radiculares.

Camps & Pertot ⁹ (1994), analisaram, comparativamente, os instrumentos Canal Master U fabricados em aço inoxidável e em liga de níquel e titânio. Neste estudo os autores seguiram a especificação nº 28 da ANSI / ADA em relação ao teste de rigidez e resistência à fratura destes instrumentos. Foram testados os instrumentos do número 20 ao 50. Os resultados mostraram que quando aplicada uma mesma carga de “stress”, os instrumentos de níquel e titânio sofrem menos deformação permanente do que o aço inoxidável, o que confere ao primeiro uma maior resistência à fratura. Observaram ainda que os instrumentos de níquel e titânio apresentaram um momento de flexão sete vezes mais baixo em todas as numerações, o que representa a excelente flexibilidade do mesmo.

Serene et al. ⁵¹ (1995), realizaram estudos a fim de avaliar as propriedades físicas, biológicas e mecânicas dos instrumentos de níquel-titânio. Através de testes físicos, compararam as limas convencionais de aço inoxidável com as de Niti, avaliando a flexibilidade, resistência à deformação, resistência à fratura e microdureza. Afirmaram que a liga de Niti exibe um comportamento conhecido como superelasticidade, o que permite seu retorno à sua forma original após ter sido submetida à uma deformação plástica. Este comportamento superelástico ocorre dentro de uma limitada faixa de temperatura e depende da composição da liga, que deve situar-se entre 50% de níquel e 50% de titânio como percentual ideal. Destacaram ainda que as propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos endodônticos fabricados a partir de liga de Niti apresentam como vantagens:

instrumentação sem esforço, ampliação rápida dos canais radiculares, fácil remoção de debris e uniformidade e lisura das paredes após o preparo. Além disso, o tempo de fadiga do instrumento é reversível, podendo, as numerações menores serem usadas por mais de 10 vezes e as maiores por 20 vezes. Tais limas apresentam, ainda, ótimas propriedades anticorrosivas, boa flexibilidade e biocompatibilidade.

Num estudo realizado por Luebke et al.³⁸ (1995), foram avaliados as dimensões físicas e o torque dos instrumentos endodônticos rotatórios. Cinco instrumentos do Canal Master, de diferentes numerações, foram submetidos a um ensaio de torção com rotação à direita através de um Medidor Digital de torque, o que permitiu determinar o torque e o ângulo de rotação. Os resultados mostraram que durante o ensaio de torção, a fratura ocorreu próxima ao cabo dos instrumentos, no ponto de mudança de diâmetro. A superfície de fratura das amostras indicou uma fratura dúctil, em decorrência da presença de microespaços e partículas de segunda fase.

Com o objetivo de comparar a eficiência de corte de instrumentos endodônticos, Camps & Pertot¹¹ (1995), avaliaram quatro diferentes marcas de limas tipo K de níquel e titânio: Brasseler, JS Dental, McSpadden e Maillefer. Duas marcas de limas de aço inoxidável fabricadas pela Maillefer serviram como controle: as limas Kerr e as limas Flexofile. Foram utilizadas limas de numeração de 15 a 40 testadas em blocos de resina acrílica às quais era aplicado um movimento linear que simulava o movimento clínico usado na retirada do instrumento do canal. Cada instrumento realizava 100 movimentos de vaivém. Um aparelho especial foi utilizado para que uma carga fosse aplicada sobre a lima, sendo que esta carga aumentava proporcionalmente ao aumento do calibre do instrumento. A profundidade das ranhuras na resina foi medida com um microscópio. A seguir, um instrumento de

cada grupo foi incluído em resina e seccionado a 14 mm da ponta a fim de examinar sua secção transversal em um microscópio óptico. Concluiu-se que a secção transversal do instrumento influenciou na eficiência de corte, sendo os instrumentos de secção transversal triangular mais efetivos do que os de secção quadrangular. Os resultados mostraram ainda que há uma discrepância entre a eficiência de instrumentação das limas tipo Kerr de níquel-titânio. Os instrumentos da Maillefer mostraram-se mais eficientes.

Camps & Pertot ¹⁰ (1995), realizaram um estudo comparativo com o objetivo de avaliar a rigidez e a resistência à fratura de quatro marcas de limas tipo Kerr de níquel-titânio: Brasseler, JS Dental, McSpadden e Maillefer. As limas de aço inoxidável tipo K Colorinox (Maillefer) foram utilizadas como grupo controle. Um total de dez instrumentos de números de 15 a 40 foram testados, sendo que estes testes seguiram a especificação nº 28 da ANSI / ADA em relação a resistência à fratura pela torção e à dureza no momento da deflexão. A resistência à fratura foi determinada por torção, medindo o torque máximo no momento da fratura (gf.cm) em rotação à direita e o ângulo de rotação máximo na fratura em rotação à direita (em graus). A dureza era determinada medindo o momento exigido para dobrar o número a 45°. Para os ensaios de torção, antes de iniciar os testes, os cabos da limas foram cortados na porção de união com a haste e esta conectada à um motor que proporcionou 2 rpm. Os resultados mostraram que as limas tipo K de níquel-titânio satisfizeram e excederam a especificação para a rigidez e para a deflexão angular no momento da fratura. O torque máximo até a fratura foi alcançado com todos os instrumentos, exceto com as limas de Niti de número 40 da Maillefer e número 30 McSpadden. As limas tipo Kerr de Niti apresentaram um torque durante a fratura inferior ao das limas tipo Kerr de aço inoxidável. As limas Kerr Niti

apresentaram um momento de dobra cinco vezes menor do que as limas K de aço inoxidável e um ângulo de deformação permanente nulo.

Com o objetivo de avaliar a relação existente entre o número e a dureza de instrumentos endodônticos de níquel-titânio, Camps et al.¹² (1995) utilizaram três grupos de limas com diferentes secções transversais. Limas tipo K com secção triangular, nos números 15 a 60, quadrangular de número 15 a 40 e triangular modificada nos números 15 a 40 foram testadas de acordo com a especificação nº 28 da ANSI / ADA para avaliação do momento de dobra. Para isto, fixaram o instrumento em garras metálicas a 3 mm de sua ponta, sendo adaptado a um aparelho de medição de torque. Os resultados mostraram que houve diferenças significativas entre os três grupos: as limas tipo K de secção quadrangular apresentaram um momento de dobra maior que as de secção triangular que, por sua vez, apresentaram um momento de dobra maior que as de secção triangular modificada. Os instrumentos equivalentes de aço inoxidável apresentaram uma relação exponencial entre o número da lima e o momento de dobra para as limas de secção triangular e quadrangular, mas uma relação linear entre as de secção triangular modificada.

Lopes et al.²⁸ (1995) realizaram um estudo para determinar as características morfológicas das superfícies de fratura de limas endodônticas tipo K quando submetidas a torção manual no sentido da hélice e no sentido oposto. Utilizaram, durante o experimento, 24 limas de números 10, 15, 20 e 25, tipo K-Anteos de secção quadrangular e outras 18 limas de números 15, 20 e 25 Flexo-File-Maillefer, que possuíam secção triangular. Após a fratura todas as amostras foram analisadas em MEV. Os resultados mostraram que as características morfológicas da superfície de fratura não depende, exclusivamente, do sentido de torção, mas sim

do sentido da hélice. Tanto as amostras que sofreram torção à direita quanto a esquerda apresentaram fratura por cisalhamento.

O número de voltas e o torque máximo na fratura de instrumentos Lightspeed foram avaliados por Marsicovetere et al.⁴⁰ (1996). Foi utilizado, neste estudo, uma máquina de ensaio Instron, empregando-se movimento de rotação à direita. Após a fratura da lima, era medida a porção que continha a ponta do instrumento. Através de uma comparação entre os resultados obtidos com a especificação nº 28 da ADA, 1976 e da ANSI / ADA, 1982 e 1989, observou-se que o Lightspeed excedeu os valores propostos pela norma, em relação ao número de voltas até a fratura. O torque no momento da fratura foi maior para os instrumentos 20 e 25 e menor para os números 30 e 50 comparando-se com a especificação citada. Através do microscópio eletrônico de varredura (MEV) pode-se observar áreas distintas na superfície da fratura: uma área concêntrica estriada na periferia, característica de fratura frágil e uma área ondulada no centro, característica de uma fratura dúctil.

Canalda-Sahli et al.¹³ (1996) realizaram um estudo com o propósito de comparar as propriedades torcionais e flexionais de diferentes limas tipo K de secção transversal triangular, fabricadas de níquel-titânio, titânio e aço inoxidável. Foram utilizadas numerações de 25 a 40, sendo dez instrumentos de cada tipo perfazendo um total 200 limas testadas, tanto de níquel-titânio: Nitiflex (Maillefer) e Naviflex (Brasseler), titânio: Microtitane (Micro-Mega) quanto de aço inoxidável: Flexofile (Maillefer) e Flex-R (Union Broach). Os testes seguiram a especificação nº 28 da ANSI / ADA e a referência nº 3630 da ISO. Para os ensaios mecânicos, três parâmetros foram adotados: o momento de flexão registrado ao dobrar o instrumento a 45°, o momento da fratura do instrumento durante a rotação horária e a deflexão

angular, em graus, que representa o ângulo de fratura. Anteriormente aos testes, todos os cabos de instrumentos foram removidos, permitindo que todos eles tivessem 25 mm de comprimento. Um milímetro da haste foi preso dentro de um dispositivo acessório que permitiu uma rotação de 1,6 rpm. A ponta das amostras, em seus três milímetros iniciais, foi presa por garras metálicas conectadas a um torquímetro digital. Através de um indicador digital foi possível acompanhar os valores máximos de torque e ângulo de rotação à fratura, obtidos para cada amostra. Os resultados mostraram que as limas Nitiflex foram as mais flexíveis, porém as com menor resistência à fratura. Já as Flexofile foram as mais resistentes, seguidas pelas Flex-R. A diferença entre os valores para o ângulo de rotação, entre os grupos de limas, foram maiores que para o torque no momento da fratura. Assim, os autores concluíram que o ângulo de rotação determina valores mais precisos para avaliar a resistência à fratura nos testes de torção.

As propriedades torcionais das limas endodônticas de aço inoxidável (Flexofile – Maillefer/Caulk) e das limas de níquel-titânio (Quality Dental Products, USA) foram comparadas e avaliadas por Rowan et al.⁴⁷ (1996). Cem limas de cada fabricante nos números 15, 20, 35, 45 e 55 foram submetidas à torção, sendo metade no sentido horário e a outra metade no sentido anti-horário. Os diâmetros das limas a 1mm e a 16 mm da ponta foram medidos. Um aparelho especial permitiu a monitorização da rotação e o controle da carga aplicada em cada lima. Os valores da torção e rotação na fratura, assim como os valores dos diâmetros das limas foram comparados com os valores da especificação nº 28 da ANSI / ADA. Os resultados mostraram que as limas de aço inoxidável apresentaram maior fratura na rotação no sentido horário, enquanto que as limas de níquel-titânio fraturaram mais no sentido anti-horário. Apesar disso, houve nenhuma diferença significativa no torque

necessário para a fratura em qualquer um dos sentidos. Portanto, a força necessária para ocorrer a fratura em ambos os grupos foi a mesma, independente da quantidade e do sentido das rotações.

Lopes et al.²⁹ (1996) realizaram a análise das vantagens obtidas com limas de conicidade 0,04, assim como do aumento constante do diâmetro na extremidade de instrumentos e características da fratura de limas de níquel-titânio. Neste trabalho, os autores estudaram limas de níquel-titânio acionadas a motor do sistema Profile série 29 (Tulsa Dental Products, Oklahoma, USA), propondo uma técnica de preparo dos canais radiculares com estes instrumentos. Em relação à conicidade, os autores relataram que: embora apresentem maior volume do que as limas ISO, estas mantêm a flexibilidade, sofrem deformação elástica em níveis inferiores de tensão e acompanham a curvatura do canal com maior facilidade, levando a um pequeno ou nenhum deslocamento apical. Além disso, a maior conicidade permite que apenas os fios de corte da região de maior diâmetro das limas permaneçam em contato com as paredes dentinárias, promovendo uma maior remoção de tecido dentinário junto à região cervical, o que acaba por favorecer o avanço coroa-ápice de instrumentos de menor calibre. Em relação às vantagens do aumento constante do diâmetro, relataram que, enquanto no sistema ISO o aumento do diâmetro D_0 entre limas consecutivas varia de 8% a 50%, na série 29 este aumento é constante e igual a 29% . Assim, na série ISO são necessárias 21 limas com diâmetros entre 0,06 e 1,40, ao contrário da série 29, que necessita de apenas 13 instrumentos para atender os mesmos objetivos, além de possuírem uma melhor distribuição de diâmetro. A variação constante de diâmetro traz como vantagem clínica uma melhor sensibilidade tátil do operador, o que facilita o preparo de canais atresícos e curvos. Os autores afirmaram que a superelasticidade, a dupla

conicidade das limas de níquel-titânio, o aumento constante do seu diâmetro D_0 igual a 29 e as características morfológicas dos instrumentos analisados, permitiram que os mesmos apresentassem vantagens em relação aos instrumentos ISO.

Tepel et al.⁵⁷ (1997) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência à flexibilidade e à fratura de diferentes tipos de instrumentos, como os de níquel-titânio, de titânio e alumínio, de aço inoxidável e de aço inoxidável flexível. Segundo os autores, a resistência à fratura de instrumentos endodônticos vem sendo investigada há mais de cinquenta anos, através de diferentes métodos, proporcionando ao clínico valiosas informações sobre o risco de fratura do instrumento durante o preparo do canal radicular. Assim, os autores testaram instrumentos endodônticos quanto ao momento de torção, torque e deflexão angular, sempre seguindo a especificação ISO 3630-1. Foram testadas dez amostras de números 15, 25 e 35. Os resultados mostraram que as limas de níquel-titânio apresentaram maior flexibilidade que as demais. A resistência à fratura por flexão de instrumentos de aço inoxidável flexíveis foi menor que a dos instrumentos de aço inoxidável convencionais. Quanto ao torque, os instrumentos de níquel-titânio, titânio e alumínio e os flexíveis de aço inoxidável apresentaram menores valores do que as limas K e os alargadores de aço inoxidável. Os autores concluíram que o risco de fratura dos instrumentos testados foi baixo. Salientaram que os parâmetros mais importantes são a eficiência de corte e a instrumentação de canais curvos, visto que eles permitem a avaliação clínica de instrumentos endodônticos, trazendo informações mais precisas aos clínicos.

Num estudo realizado por Pruett et al.⁴⁵ (1997), foi avaliada a fadiga cíclica de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor, testando o efeito da curvatura do canal e a velocidade de rotação sobre a fratura dos instrumentos

Lightspeed. Neste trabalho foi adotado um novo método de mensuração da curvatura do canal radicular, baseado no ângulo e no raio da curvatura. Foram confeccionados tubos guia de aço inoxidável, com curvaturas de 30, 45 ou 60 graus e raios de curvatura de 2 a 5 mm. Instrumentos endodônticos Lightspeed de números 30 e 40 foram introduzidos nos tubos guia e conectados a um dinamômetro que aplicou uma carga de 10g.cm. O instrumento foi girado livremente num aparelho de teste com velocidade de 750, 1300 ou 2000 rpm. Tanto o raio da curvatura quanto o ângulo de curvatura foram usados para definir, precisamente, as curvaturas dos canais artificiais usadas neste estudo. Os ciclos para a fratura não foram afetados pela rpm, sendo que os instrumentos fraturaram no ponto mediano da curvatura, dentro do tubo guia. Os instrumentos com haste de diâmetro maior fraturaram significativamente com menos ciclos que os mais finos, sob as mesmas condições de teste. A ocorrência de fraturas decrescia a medida que diminuía o raio de curvatura e aumentava o ângulo da curvatura. Os resultados indicaram que para a prevenção de fratura dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, o raio de curvatura, ângulo de curvatura e o diâmetro do instrumento são fatores mais importantes do que a velocidade de rotação durante o trabalho. Os autores sugerem que a padronização dos testes de fadiga para instrumentos de níquel-titânio acionados a motor, assim como o efeito do raio de curvatura deveriam ser considerados para avaliação de estudos envolvendo a instrumentação de canais radiculares.

Os instrumentos tipo K de aço inoxidável de “taper” 0,02 e os de níquel-titânio tipo U com “taper” 0,02 e 0,04 foram testados por Wolcott & Himel ⁶² (1997), quanto às suas propriedades de torção, seguindo a especificação nº 28 da ANSI / ADA. Foram avaliadas 180 limas endodônticas, de diferentes conicidades e nos

seguintes números: 15, 25 e 35, perfazendo um total de 9 grupos experimentais. Os parâmetros medidos foram: o torque máximo, o torque até a fratura e a deflexão angular. Para a determinação do torque, a haste foi presa dentro de um dispositivo conectado ao torquímetro. As amostras foram presas a 3mm da ponta do instrumento por garras metálicas conectadas a um motor elétrico que aplicou uma velocidade de 1,9 rpm de rotação à direita. Os resultados mostraram que as limas tipo K de aço inoxidável com “taper” 0,02 e as limas tipo U de níquel-titânio com “taper” 0,02 e 0,04 se igualaram ou excederam as especificações padronizadas para torque máximo e também, satisfizeram e excederam os padrões para a deflexão angular no ponto da fratura. Tanto o torque máximo como o torque na fratura aumentaram com o tamanho da lima em todos os grupos. As limas de aço inoxidável não mostraram diferenças significativas quanto ao torque máximo e ao torque na fratura. Já as limas de níquel-titânio apresentaram diferenças significativas entre o torque máximo e o torque na fratura.

Silvaggio & Hicks ⁵³ (1997), realizaram um estudo com 900 limas Profile Série 29 taper 0,04, a fim de avaliarem o efeito da esterilização a calor sobre instrumentos rotatórios de níquel-titânio quando submetidos à torção. Foram usadas limas de número 2 a 10, sendo esterilizadas em autoclave a vapor e calor seco, na frequência de 0, 1,5, ou 10 vezes. Em seguida, as limas foram submetidas a um teste de torção num torquímetro, numa velocidade de 1,6 rpm. Os parâmetros analisados foram o torque máximo e o ângulo de rotação no momento da fratura. Foi concluído que as limas de níquel-titânio acionadas a motor, esterilizadas em estufa ou autoclave, até 10 vezes, não são mais susceptíveis à fratura.

Zuolo & Walton ⁶⁷ (1997), avaliaram os desgastes após o uso de limas manuais e rotatórias de níquel-titânio e de limas de aço inoxidável. Cinco grupos de

doze limas foram divididos da seguinte forma: Grupos A e B – Manuais de aço inoxidável (K Flex nº 15-40 e Profile série 29 nº 2-7); Grupos C e D – Manuais de níquel-titânio (Ultra Flex nº 15-40 e Profile série 29 nº 2-7). Um total de sessenta limas de diferentes tipos e marcas foi observado quanto ao desgaste e a fratura após terem sido usadas repetidamente em canais curvos até o fracasso ou em um tempo máximo de 22 minutos. Após a limpeza em água fervente e ultra-som, as limas foram fotografadas em um microscópio eletrônico de varredura a fim de se evidenciar o desgaste e a fadiga. A seguir, foram utilizadas para instrumentação de canais mesiais de molares inferiores de curvatura moderada (15-39 graus). As seguintes áreas foram observadas em diferentes aumentos: a metade apical da lima, a ponta e 10 mm aquém da ponta. Os autores observaram que todos os instrumentos novos apresentaram boa qualidade. Relataram ainda que as limas de aço inoxidável foram as que se desgastaram mais rapidamente, seguidas pelas rotatórias de níquel-titânio. As mais resistentes ao desgaste foram as manuais de níquel-titânio. Já as limas de níquel-titânio acionadas a motor foram as que apresentaram maior índice de fratura.

Kuhn et al.²⁵ (1997) avaliaram o efeito das pontas modificadas e não modificadas de instrumentos manuais de níquel-titânio e de aço inoxidável na instrumentação de canais radiculares. Foram usadas imagens digitalizadas de 48 raízes mesiais de molares inferiores, com curvaturas entre 14 e 35 graus. Foram testadas as limas de níquel-titânio Onyx-R (Union Broach), Mity (J.S. Dental), as limas de aço inoxidável Flex R (Union Broach) e as limas tipo Kerr. As limas Onyx-R e a Flex R eram limas com ponta modificada e as Mity e Kerr eram limas sem ponta modificada. Os dentes foram preparados em resina de acordo com a técnica de Bramante modificada por Leseburg e Montgomery e em seguida seccionados a 2

mm do forame apical, 1 mm abaixo do início da curvatura e a 2 mm abaixo da furca. Os autores concluíram que a combinação da liga de NiTi com o desenho modificado da ponta resulta em mais transporte com limas mais calibrosas no terço médio. Outros fatores, como a sensibilidade tátil e a técnica de instrumentação devem ser consideradas tão importantes quanto o tipo da lima e o tipo do desenho da mesma.

Num estudo realizado por Haïkel et al.²⁰ (1998) foram avaliados, comparativamente, os efeitos da solução de hipoclorito de sódio sobre as propriedades mecânicas de quatro diferentes marcas de limas endodônticas de níquel-titânio, sendo os grupos divididos entre as seguintes marcas: Brasseler, JS Dental, McSpadden e Maillefer. A avaliação foi conduzida de acordo com a especificação nº 28 da ANSI / ADA em relação ao momento da torção e a deflexão angular máxima para cada lima. O teste foi realizado utilizando um total de 20 limas de cada marca, com numeração variando de 15 a 40. O torque e o ângulo de rotação foram medidos por um aparelho digital medidor de torque, a uma velocidade de 2 rpm em rotação à direita. Para a avaliação com hipoclorito de sódio, foram selecionados, aleatoriamente, dois grupos de 10 limas de número 30, de cada marca comercial. Os grupos foram imersos em hipoclorito de sódio por períodos de 12 e 48 horas, respectivamente, sendo, em seguida, submetidos aos testes para avaliação mecânica. A conclusão dos autores foi de que as limas da JS Dental e McSpadden foram as mais resistentes à fratura por torção, sendo as limas de níquel-titânio inferiores quando comparadas às de aço inoxidável de estudos prévios. Quanto à flexibilidade, as limas de níquel-titânio são bem superiores, sendo a Brasseler e Maillefer as melhores. Em relação a atuação do hipoclorito de sódio sobre os instrumentos, os autores concluíram que tal substância não teve nenhum efeito nas propriedades mecânicas das limas de níquel-titânio.

Lopes et al.³⁰ (1998) analisaram a composição química e sua influência nas propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos. Avaliaram, ainda, os novos diâmetros e conicidades propostas para os instrumentos endodônticos. Os autores encontraram que os aços inoxidáveis são ligas de ferro que contêm teores de cromo acima de 12%, sendo classificados em austeníticos, ferríticos e martensíticos. O cromo, quando em contato com o ar ou com soluções oxigenadas, forma, na superfície dos instrumentos uma película de óxido cromo aderente, impermeável e de elevada dureza, que protege o aço contra a maioria dos agentes agressivos, tornando este material resistente à corrosão. O níquel presente nas ligas de aço inoxidável atua estabilizando a fase austenítica e aumentando a resistência ao calor e à corrosão. As limas de conicidade 0,02mm/mm apresentam volumes menores do que as de conicidade 0,04 e 0,06mm/mm, o que aumenta o contato das mesmas com a parede do canal radicular, aumentando também o risco de fratura. Baseados nos conceitos estudados, os autores puderam afirmar que, as maiores conicidades das limas endodônticas de NiTi favoreceram o preparo do canal, no sentido coroa-ápice, além de apresentarem maior elasticidade, resistência à fratura e à deformação plástica quando comparadas às de aço inoxidável.

Bonetti Filho et al.⁸ (1998) realizaram um estudo avaliando o desgaste, após o uso progressivo das limas tipo K (Maillefer), Flexofile (Maillefer) e as limas de níquel-titânio Sureflex (Maillefer). Foram utilizados neste estudo 65 pré-molares superiores com dois canais separados. Um total de 10 limas de numeração 15, 20, 25 e 30 foi analisado através de um estereomicroscópio com ampliação de 40 vezes antes de serem usadas e depois de 1, 3 e 5 ciclos de instrumentação. Os canais foram instrumentados pela técnica “step-back”, num total de 200 movimentos de limagem cada. Defeitos conseqüentes do processo de fabricação como

deformações, sulcos, anormalidades de extremidade e fraturas foram registrados para que a avaliação posterior fosse apenas de defeitos que aconteciam durante a instrumentação. A maioria das limas de aço inoxidável novas apresentou defeitos de fabricação e falhas na superfície cortante como: deformações, ponta arredondada e perda de partes de metal depois do uso. Os autores concluíram que as limas de aço inoxidável, como as limas tipo K de números 15 e 20 e a Flexofile de número 15, ambas de pequeno calibre deveriam ser descartadas após o primeiro uso. Já as limas Flexofile de números 20 e 25 poderiam ser utilizadas até três vezes e as de número 30, cinco vezes. Os instrumentos de níquel-titânio (Sureflex) não mostraram deformidades apreciáveis em sua forma até mesmo após cinco ciclos de uso; apesar disso, que é recomendado o descarte de instrumentos de NiTi de pequeno calibre depois de cinco usos.

Thompson & Dummer ⁵⁸ (1998) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a eficiência dos instrumentos de níquel-titânio Quantec série 2000 em relação ao tempo de preparo do canal radicular, deformações dos instrumentos, obstrução do canal, alterações no comprimento de trabalho e a forma tridimensional do canal radicular simulado. Os autores instrumentaram 40 blocos de resina acrílica que foram divididos em quatro grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura, que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e tendo 20 ou 40 graus de curvatura. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. A instrumentação foi realizada por um único operador utilizando para isto um motor elétrico NT-Matic com um contra-ângulo de redução de 16:1 a 340 rpm, na seqüência sugerida pelo fabricante, terminando no instrumento número 9 (diâmetro apical ISO 40) e sempre em direção coroa-ápice. Cada instrumento foi utilizado quatro vezes e depois repostos, sendo utilizada 20 ml de água por bloco, como

solução irrigadora. Em seguida os canais foram moldados para avaliação de sua forma tridimensional. Os resultados mostraram que o preparo dos canais com instrumentos Quantec foi rápido, sem provocar obstruções e com mínima alteração no comprimento total dos canais. A maioria dos blocos preparados apresentou uma forma final uniforme e de formato cônico. Durante todo o estudo, apenas três instrumentos se deformaram e um se fraturou, todos eles de número 9 (diâmetro apical ISO 40).

Haikel et al.²¹ (1999) realizaram um estudo a fim de avaliar a influência do raio de curvatura, diâmetro e conicidade dos instrumentos sobre o tipo de fratura ocorrida em instrumentos de níquel-titânio acionados a motor. Foram estudados instrumentos de três diferentes sistemas: Profile, Hero e Quantec. Dez instrumentos foram selecionados, representando cada diâmetro e conicidade de cada grupo e cada raio de curvatura, perfazendo um total de 600 instrumentos. Os instrumentos foram introduzidos em uma curva obtida em aço inoxidável, simulando um canal, e girados a 350 rpm. Dois raios de curvatura dos canais foram usados, sendo eles de 5 e 10 mm. O raio de curvatura mostrou ser o fator mais significativo na determinação da resistência à fadiga dos instrumentos. Assim, encontrou-se que conforme havia diminuição do raio, havia também diminuição do tempo de fratura. A conicidade das limas mostrou ser significativa na determinação do tempo de fratura. Assim o aumento da conicidade provocou diminuição no tempo de fratura. Em relação ao diâmetro dos instrumentos, os autores encontraram que quanto maior o diâmetro do instrumento, menor o tempo de fratura; assim uma lima de maior diâmetro fraturava-se em um menor tempo. Em todos os casos, a fratura era do tipo dúctil, com formação de cratera na superfície de cada instrumento, indicando a fadiga cíclica como causa principal da fratura.

Num estudo realizado por Blum et al. ⁶ (1999) foi analisada a localização das áreas de contato direto dos instrumentos rotatórios Profile 0,04 e 0,06 com a dentina do canal radicular durante a instrumentação rotatória. Avaliaram ainda, a relação entre estas áreas com as forças verticais e o torque desenvolvido durante o preparo. Foram utilizados 40 incisivos inferiores recém extraídos, instrumentados seguindo-se dois tipos de técnicas: instrumentação escalonada progressiva e regressiva. Com o intuito de se localizar as áreas de contato, os instrumentos foram revestidos com duas camadas de ouro através da deposição elétrica e então fotografados antes e após seu uso. Os resultados mostraram que não houve contato da ponta dos instrumentos de conicidade 0,06 na parede dos canais. Porém, nos instrumentos de conicidade 0,04 houve um contato com as paredes dos canais nos 3 mm finais da ponta do instrumento. De maneira geral, o contato dos instrumentos com as paredes ocorreu em 10mm da parte ativa na técnica regressiva e em 7 mm na técnica progressiva. Desta forma, os autores puderam afirmar que as áreas de contato durante o desenvolvimento das forças do instrumento no canal estão mais próximas da ponta, principalmente na conicidade 0,04.

Num outro estudo também realizado por Blum et al. ⁷ (1999) foram analisados as forças verticais e o torque desenvolvido durante o preparo mecânico de 70 incisivos inferiores recém extraídos. Foram utilizadas neste estudo limas rotatórias de níquel-titânio do sistema Profile de conicidades 0,04 e 0,06. A mensuração das forças e do torque foi feita através de um aparelho de medição de forças, Endografe, que foi equipado com um dispositivo capaz de registrar e gerar gráficos da força e torque exercidos durante o preparo. Os dentes foram igualmente instrumentados por endodontistas e estudantes, seguindo-se duas técnicas de preparo: instrumentação escalonada regressiva e progressiva (crown-down). Os

autores constataram que tanto a força vertical quanto o torque foram menores na técnica crown-down, sugerindo que nesta técnica há um menor "stress" e do instrumento.

Yared et al.⁶³ (1999) avaliaram a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios Profile de níquel-titânio após a esterilização em estufa e após terem sido utilizados por 10 vezes em uma condição clínica simulada. Foram utilizados neste estudo instrumentos de numeração de 15 a 40, empregando-se a técnica de escalonamento progressivo do canal radicular. Três grupos foram incluídos neste estudo: Grupo I – utilizando-se cinco canais; Grupo II – utilizando-se dez canais; Grupo III – controle. O hipoclorito de sódio na concentração de 2,5% foi utilizado como solução irrigadora e os instrumentos foram esterilizados antes de cada uso. Os resultados mostraram que as limas de número 40 demonstraram ter a menor incidência de fratura durante a rotação. Os autores concluíram ainda que a esterilização em calor a seco associada com o uso repetido dos instrumentos em condições clínicas simuladas, utilizando-se irrigação com hipoclorito de sódio não influenciou no número de rotações necessárias para que ocorresse a fratura do instrumento.

Sattapan et al.⁴⁸ (2000) analisaram o tipo e a frequência dos defeitos dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio após o uso clínico de rotina. Foram analisadas 378 limas rotatórias do sistema Quantec após terem sido usadas por endodontistas durante um período de seis meses. Estes instrumentos foram descartados devido à diminuição da capacidade de corte, fratura ou deformações visíveis a olho nu. Todos os instrumentos foram limpos e esterilizados antes da inspeção, colocados no hipoclorito de sódio a 1% por 10 minutos, lavados em uma cuba ultrassônica e autoclavados. Quase metade dos instrumentos (49,2%) apresentava defeitos visuais; 21% estavam fraturados e 28% apresentavam outros

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

Num outro estudo, Sattapan et al.⁴⁹ (2000), propuseram-se a avaliar o torque gerado e a força apical aplicada durante a instrumentação com instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Dez dentes humanos extraídos, sendo 5 com pequena curvatura e 5 com curvatura média, foram instrumentados com o sistema Quantec série 2000. O torque e a força apical foram medidos. Para a realização deste estudo foi projetado um aparato para medir o torque, que consistia em dois suportes de apoio para o longo eixo do torquímetro, o qual girava livremente. No fim do eixo foi adaptada uma célula de carga de 100g, usada para registrar a força gerada durante a instrumentação. Outra célula de carga de 10Kg foi colocada transversalmente ao fim do longo eixo do torquímetro para registrar a força apical mostrada durante a instrumentação. As células de cargas foram conectadas a um computador, objetivando registrar, continuamente, o torque e a força apical durante a instrumentação. Independente do diâmetro do canal radicular, a pressão apical aplicada foi baixa, não ultrapassando 150 g. O torque gerado foi diretamente proporcional ao diâmetro da ponta e conicidade de cada instrumento. Os resultados mostraram que os instrumentos de conicidades 0,05 e 0,06 mm/mm geraram um torque mais alto em raízes com pequeno calibre em relação às de calibres médios. Concluíram os autores que o torque necessário à fratura torcional é significativamente maior que o torque gerado durante a instrumentação do canal radicular.

Dietz et al.¹⁷ (2000) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a fratura de instrumentos Profile de conicidade 0,04 utilizando diferentes velocidades de rotação. Utilizaram osso bovino em formato semi-circular para simular os canais radiculares com o mesmo tamanho e raio. Os canais de ossos bovinos apresentavam um raio de curvatura de 5 mm e o canal com largura equivalente ao diâmetro 4 mais 0,04mm. As limas Profile de números 3, 4 e 5 foram testadas a 150, 250 e 350 rpm. Um contra-ângulo de peça de mão elétrico foi montado em uma máquina de ensaio mecânico (Instron) que foi regulada para desenvolver uma velocidade descendente constante de 5mm/min. Tanto o contra-ângulo quanto a máquina foram acionados até a fratura da lima. A quantidade de penetração da ponta do instrumento dentro do osso foi medida em graus com a projeção da imagem radiográfica feita com o instrumento dentro do modelo ósseo. Quanto maior eram os valores em graus da ponta, maior era a resistência à fratura do instrumento. Os resultados indicaram que houve uma diferença significativa em todos os tamanhos na extensão de penetração da ponta da lima antes da fratura. A maior penetração ocorreu com uma velocidade de 150 rpm. Este estudo concluiu que as limas rotatórias de níquel-titânio Profile 0,04 tiveram menor risco de fratura quando foram rotacionadas em baixa velocidade.

Gambarini¹⁹ (2000) discutiu as propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi, relacionado estas com os valores de torque que devem ser usados nos motores elétricos durante o preparo de canais radiculares. O autor salientou que quando motores de baixo torque são usados, o limite de torque específico de cada instrumento geralmente é excedido. Propôs, então, o uso de um motor elétrico (EndoStepper), cuja maior vantagem é aumentar a sensibilidade tátil na instrumentação rotatória. Para o autor, se o torque for calibrado em valores

abaixo do limite de elasticidade para cada instrumento, o risco de fratura diminuirá consideravelmente. Concluíram ainda que, a fratura do instrumento está ligada à velocidade de rotação e ao ângulo de curvatura do canal.

Lopes et al.³³ (2000), descreveram os modos de falhas das limas endodônticas manuais tipo K e acionadas a motor. Segundo estes autores, o comportamento de um material varia em função da estrutura interna, estado de carregamento, temperatura de emprego, estado termomecânico e da agressividade do meio ao metal. Os tipos de fraturas são classificados com base nas características morfológicas da superfície da fratura, podendo, ser classificadas como: fratura transgranular por clivagem (fratura frágil), fratura transgranular por cisalhamento (fratura dútil) e fratura intergranular. Os autores relatam que a fratura dos instrumentos endodônticos pode ocorrer por torção, flambagem e flexão, ou ainda por dobramento e desdobramento do instrumento. Concluem que, em função da microestrutura das ligas metálicas empregadas na fabricação das limas endodônticas manuais tipo K ou acionadas a motor, a fratura destes instrumentos é do tipo transgranular por cisalhamento, também chamada de fratura dútil.

Com o objetivo de comparar o desempenho das limas de aço inoxidável fabricadas por torção e usinagem quanto à resistência das mesmas à fratura, Lopes et al.³² (2000), submeteram tais limas ao carregamento de torção à direita e à esquerda. Avaliaram através, deste trabalho, o torque e o ângulo de rotação até a fratura, assim como as características morfológicas da superfície da fratura e a deformação plástica das hélices. Utilizaram três marcas comerciais de limas tipo K, entre os números de 15 a 30 (ISO): CCCord (Antaeos), FlexoFile (Maillefer) e Flex R (Moyco), sendo as duas primeiras fabricadas por torção e a última por usinagem. Seis limas de cada diâmetro e marca foram submetidas ao ensaio de torção no

sentido horário, e outras seis no sentido anti-horário. A torção foi aplicada através de um dispositivo acoplado a uma máquina de ensaio de tração, sendo que as limas foram imobilizadas 3 mm da ponta por um dispositivo de latão e seus cabos fixados em um mandril fixo na haste de rotação do dispositivo. O ângulo de rotação e o torque máximo até a fratura foram registrados por um microcomputador acoplado à máquina de ensaio. Os autores concluíram que, em relação ao ângulo de rotação, o método de fabricação dos instrumentos não interferiu nos resultados quando da rotação à esquerda, porém os instrumentos fabricados por torção resistiram melhor quando submetidos a rotação à direita. Quanto ao torque, observaram que não houve diferença significativa entre os instrumentos torcidos e usinados de mesma seção; apesar dos instrumentos de seção quadrangular serem mais resistentes que os de seção triangular. Na avaliação no MEV, constataram que a superfície de fratura era do tipo dúctil, independente do sentido de rotação durante o ensaio. Já a deformação plástica variou de acordo com o sentido de rotação do instrumento.

Lopes et al.³⁴ (2001) compararam as limas de aço inoxidável e as de níquel-titânio quanto ao ângulo de torção e torque máximos aplicados no momento da fratura. Verificaram, ainda, as características da deformação plástica das hélices e a morfologia da superfície da fratura. Foram utilizadas limas de numeração 15 a 30, sendo elas: Flex R, de aço inoxidável e Niti Onix.R, de níquel-titânio, ambas da Moyco Union Broach – EUA e fabricadas por usinagem. Doze limas de cada diâmetro foram submetidas a ensaio de torção, sendo seis no sentido horário e seis no sentido anti-horário. A torção foi aplicada através de um dispositivo acoplado a uma máquina de ensaio de tração, sendo que o ângulo de rotação e o torque máximo até a fratura foram registrados por um microcomputador acoplado a esta máquina. As características da superfície da fratura e da deformação das hélices

foram analisadas através de um microscópio eletrônico de varredura (JEOL JSM – 5800 LV, Tóquio, Japão). Os resultados mostraram que, quanto ao ângulo de rotação máxima até a fratura, não houve diferenças estatisticamente significantes entre as limas de aço inoxidável e as de níquel-titânio quando a rotação obedeceu o sentido horário. Porém, no sentido anti-horário, as limas de níquel-titânio tiveram melhor comportamento. Concluíram ainda que, independente do sentido de torção, ambas as limas suportaram o mesmo carregamento até a fratura, apresentando superfície de fratura do tipo dúctil.

Lopes et al.³⁶ (2001) estudaram as falhas por torção e por dobramento em limas endodônticas de aço inoxidável e de níquel-titânio. Os autores afirmaram que o ângulo de torção máxima até a fratura é maior à direita do que à esquerda, independente da liga ou do método de fabricação do instrumento, apesar de que, quanto maior a plasticidade da liga, maior será o ângulo de torção suportado pelo instrumento. As limas endodônticas de aço inox fabricadas por torção suportam maior rotação à direita e as de níquel-titânio, suportam melhor a rotação à esquerda. O torque máximo até a fratura é maior nos instrumentos de maior diâmetro e de seção reta quadrangular, não havendo diferenças significativas entre as de aço inoxidável e de níquel-titânio de mesma seção reta transversal. Observaram também que a incidência de fratura por dobramento e desdobramento é maior para instrumentos de aço inoxidável de menor diâmetro, sendo raras nos de níquel-titânio. As superfícies de fratura, tanto por torção quanto por dobramento, apresentam-se do tipo dúctil.

Lopes & Elias³⁵ (2001), descreveram a falha por torção e flexão ocorrida nos instrumentos endodônticos rotatórios de Niti. Segundo estes autores, quando a ponta do instrumento se prende às paredes do canal radicular e o carregamento

cisalhante ultrapassa o limite de resistência à fratura da lima, então ocorre a separação do instrumento junto ao ponto de imobilização. Esta imobilização seguida de fratura pode ser evitada com o conhecimento dos princípios mecânicos da instrumentação, técnicas adequadas e habilidade do profissional. Além disso, após o preparo do canal radicular, o instrumento pode apresentar deformação plástica representada pela reversão de suas hélices. Para estes autores o torque máximo de fratura do instrumento estaria na dependência de área de secção transversal, diâmetro do instrumento e anatomia do canal radicular. Em relação à fratura por flexão, os autores afirmam que, para os instrumentos acionados a motor é imprescindível que a deformação permaneça no regime elástico, quando empregadas no preparo de canais curvos. Na região de flexão de um instrumento são geradas tensões que variam, alternadamente entre tração e compressão. A frequência de fratura está relacionada ao número de ciclos de carregamento e à intensidade de tensões trativas e compressivas. Através da análise no MEV, verificaram que a superfície de fratura foi plana.

Reis & Elias ⁴⁶ (2001) estudaram as duas principais características das ligas de níquel-titânio: superelasticidade e memória de forma. Para eles o efeito memória de forma acontece quando o corpo é capaz de recuperar completamente sua forma original, sendo aquecido acima de uma determinada temperatura. A superelasticidade estaria relacionada com o fato de que as ligas de NiTi poderem ser deformadas em até 8% do seu comprimento inicial, sem guardar nenhuma deformação residual.

Turpin et al. ⁵⁹ (2001) afirmaram que as leis da mecânica podem ser usadas para analisar e prever o comportamento de instrumentos endodônticos quando sujeitos à deformação e distorção. Através de fórmulas matemáticas é

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

Yared et al.⁶⁴ (2001) avaliaram o número de rotações necessárias para ocorrer a fratura de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Utilizaram, para o experimento, 60 molares humanos com polpas vitais que necessitavam de tratamento endodôntico por finalidade protética. Tais canais foram instrumentados com limas Profile 0,06 submetidas à repetidos usos e expostas ao hipoclorito de sódio à 2,5% e esterilização em autoclave. Avaliaram as limas quanto à deformação e fratura após o preparo dos dentes. Após o uso das limas nos canais radiculares, elas foram giradas dentro de um tubo metálico com ângulo de 90° e diâmetro de 2mm, até sua fratura. Os resultados indicaram que a deformação, observada nos 4mm da lima, só ocorreu durante a seqüência final do preparo dos últimos molares. Cinco instrumentos apresentaram deformações visíveis e três necessitavam de lupa para esta constatação. A análise estatística não demonstrou diferenças entre os calibres dentro de cada grupo ou entre os dois grupos.

Carmo et al.¹⁴ (2002) realizaram um estudo objetivando comparar o desempenho de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor quanto ao ângulo de torção e torque máximos até a fratura. Aplicaram o teste de

torção à direita em 80 instrumentos fabricados por usinagem, sendo 40 limas Pow R (Moyco Union Broach – EUA) e 40 Profile (Dentsply / Maillefer Instruments – Ballaigues, Swizland). A torção foi aplicada através de um dispositivo acoplado à uma máquina de ensaio universal, que permitiu a monitoração da rotação e a determinação da força aplicada ao instrumento. Os resultados mostraram que o ângulo de torção máxima de fratura não foi influenciado pelo aumento de diâmetro do instrumento, ao contrário do que ocorreu com o torque máximo.

Peters & Barbakow ⁴³ (2002), analisaram o torque e a força gerada durante o preparo de canais curvos por meio de instrumentos rotatórios Profile 0,04. Uma plataforma de teste especialmente desenhada e controlada por computador foi usada para registrar os eventos ocorridos durante o preparo de canais retos e curvos em blocos plásticos e em dentes humanos extraídos. O limite apical foi realizado com lima de tamanho 40, utilizando técnica crown-down, preparo apical e step-back. O torque máximo, as forças apicais e o número de rotações foram registrados. Os resultados mostraram um maior torque para os canais retos em blocos de plástico, com valores de 25 Nmm e de 14 Nmm para os canais naturais. As forças para fratura variaram de 3,7 a 32,3 Nmm, e as forças apicais de 1 a 7,5Nmm. O número de rotações durante o preparo foi de 18 a 41. Os tamanhos 15, 30 e 45 fraturaram após 581, 430 e 402 rotações, respectivamente. Os autores concluíram que mais de 10 canais curvos puderam ser preparados com segurança com a sequência de instrumentos Profile 0,04, sem fratura devido à fadiga cíclica. Mais estudos devem relacionar a anatomia do canal com o torque e as forças geradas durante o preparo biomecânico.

Sidney ⁵⁵ (2002), realizou um trabalho com o objetivo de apresentar e discutir o sistema K3 (Kerr), no que se refere à suas características e técnicas de

emprego. O autor relacionou as seguintes principais características desta série: ângulo de corte positivo, ângulo helicoidal variável, diferentes bandas radiais, diâmetro variável na zona de corte e cabo reduzido. Apesar da técnica proposta pelo fabricante, o autor propõe uma técnica particular, onde, além de outras modificações, restringe o uso dos instrumentos de conicidade 0,06. O autor afirma que os aspectos relacionados com a área seccional do instrumento parece estar relacionada com a maior segurança e eficácia deste sistema.

Zelada et al.⁶⁶ (2002) avaliaram os efeitos da velocidade de rotação e a curvatura dos canais radiculares na fratura dos instrumentos rotatórios. Foram utilizados 120 canais radiculares de molares extraídos divididos em dois grupos de acordo com a curvatura dos canais: maior ou menor que 30 graus. Três diferentes velocidades de rotação (150, 250 e 350 rpm) foram utilizadas para realizar a instrumentação dos canais radiculares, todos preparados com limas rotatórias do sistema Profile. A curvatura dos canais pareceu ser o fator mais importante para o aumento do risco de fratura do instrumento quando comparado com a velocidade de rotação dos instrumentos.

Yared et al.⁶⁵ (2002) avaliaram a influência da velocidade de rotação no risco de fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi, quando utilizados em diferentes motores por um endodontista experiente. Foram utilizados molares com curvatura de 25°. Foram utilizados instrumentos Profile de conicidade 0,06 com diâmetros de 40 à 15, pela técnica *crown-down*, numa velocidade de 350 rpm. Utilizaram motores a ar, com alto torque (10 a 55 Ncm), baixo torque (1, 1,5 e 3 Ncm) e baixíssimo torque (menor que 1 Ncm). Uma seqüência de limas foi utilizada para cada canal, sendo que cada grupo possuía 30 canais radiculares. Antes de serem utilizados os instrumentos eram esterilizados em autoclave e depois do uso eram observados

num aumento de 2,5x, a fim de verificar deformações da parte ativa. Os resultados mostraram que não ocorreu deformação ou fratura em nenhum dos instrumentos nos 4 grupos avaliados. Foi concluído que as limas Profile são seguras quando utilizadas por um endodontista experiente, mesmo em diferentes motores e em uma velocidade de 350 rpm, através da técnica *crown-down*.

Bergmans et al.⁵ (2003) avaliaram a influência dos tapers progressivos em relação aos constantes das hastes dos instrumentos durante o preparo do canal radicular com técnicas rotatórias. Utilizaram para isto um scanner XMCT e um computador para analisar os canais mesiais de 10 molares inferiores extraídos. 10 amostras, por grupo (K3 e Protaper) foram scaneadas antes e após o preparo usando Protaper (conicidade progressiva) e K3 (conicidade constante). Valores numéricos relacionados ao volume, curvatura, dentina removida foram obtidos, além de inspeção visual de aberrações do canal. Os resultados mostraram que o volume total de dentina removida foi pouco maior nos casos preparados com Protaper em relação aos do K3. Nenhum caso de aberração severa foi encontrado. Os instrumentos com conicidade progressiva do Protaper foram menos influenciados pelas curvaturas do terço médio quando comparados com os instrumentos de conicidade constante da K3, realizando, com isso, um preparo apical mais centralizado. Em relação ao deslocamento do centro próximo a furca, os autores recomendaram maior cautela quando do uso de instrumentos com conicidade progressiva.

Maia³⁹ (2003) realizou um trabalho com o objetivo de avaliar, comparativamente, a resistência à fratura de duas marcas de instrumentos rotatórios: Profile e Pow-R. Por meio de um dispositivo acoplado à uma máquina de ensaios mecânicos MTS, o autor realizou em ensaio de torção submetendo os

instrumentos rotatórios ao seu torque máximo até a fratura. Foram testadas 240 limas de conicidades variadas: 0,02, 0,04, 0,06. Os resultados mostraram que houve diferenças estatísticas significantes entre o torque necessário para fraturar os instrumentos de diferentes conicidades. Observou ainda que as limas mais calibrosas apresentaram uma maior resistência à fratura, sendo que os instrumentos da marca Profile necessitaram de um torque máximo para fratura maior do que os instrumentos da marca Pow-R.

Com o objetivo de avaliar o efeito da velocidade de rotação e do ângulo e raio de curvatura dos canais radiculares na fratura dos instrumentos de níquel-titânio, Martín et al.⁴¹ (2003), selecionaram 240 canais radiculares de molares, dividindo-os de acordo com o ângulo de curvatura destes canais. O Grupo A era composto por canais com curvatura menor que 30° e o Grupo B por aqueles com curvatura maior que 30°. Os autores usaram velocidades de rotação de 150, 250 e 350 rpm, sendo a instrumentação de todos os canais realizada com dois tipos de rotatórios: K3 e Protaper. Os resultados deste estudo mostraram que as limas que foram usadas em velocidades de 150 e 250 rpm fraturaram menos freqüentemente do que aquelas usadas com 350 rpm. Além da velocidade de rotação, também o ângulo de curvatura do canal influenciou na fratura dos instrumentos, sendo mais comum nos canais com ângulos acentuados. Já o raio da curvatura não influenciou, significativamente, na fratura do instrumento.

Matheus et. al.⁴² (2003), realizaram um estudo objetivando comparar o desempenho de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor quanto ao ângulo de torção e torque máximos até a fratura. Aplicaram o teste de torção à direita em 40 instrumentos sendo 20 limas da marca K3 ENDO (SDS – KERR) e 20 da marca Profile (Dentsply / Maillefer) ambos fabricados por usinagem.

Dez instrumentos de cada diâmetro e marca foram submetidos ao ensaio de torção no sentido horário. A torção foi aplicada através de um dispositivo acoplado à uma máquina de ensaio universal, que permitiu a monitoração da rotação e a determinação da força aplicada ao instrumento. Estes foram imobilizados à 3 mm da ponta (D_0) por uma morsa de latão revestida por cobre. A torção foi realizada mediante o enrolamento de um fio de seda trançado no eixo de rotação do dispositivo de ensaio. Os resultados mostraram que o ângulo de torção máxima de fratura variou de acordo com a marca e o diâmetro nominal, não apresentando diferenças estatísticas entre instrumentos da mesma numeração. Houve diferenças estatísticas significativas quanto ao torque máximo na fratura de acordo com a marca e o diâmetro dos instrumentos. Os autores concluíram que os instrumentos K3 necessitam de um torque máximo maior no momento da fratura quando comparados com os instrumentos Profile.

Peters et al.⁴⁴ (2003) avaliaram o comportamento dos instrumentos de NiTi Protaper no preparo de canais radiculares variando a geometria do canal. Molares humanos extraídos foram escaneados antes e após o preparo com instrumentos Protaper e levados para um microcomputador. Os canais foram tridimensionalmente reconstruídos e avaliados o volume, a área superficial, o diâmetro o transporte do canal e a superfície preparada. Comparações foram feitas entre os canais mesio-bucal, disto-bucal e palatino, assim como entre amplos e estreitos. Os resultados mostraram que o volume e a área superficial aumentou significativamente nos canais mesio-bucal, disto-bucal e palatino, sem erros no preparo. O transporte do canal, apicalmente, foi de 0,02 a 0,04 mm, independente do tipo do canal. Concluíram que o uso dos instrumentos Protaper não provocou maiores erros de

preparo, podendo ser mais efetivos na modelagem de canais estreitos do que de canais amplos.

Schäfer & Florek ⁵⁰ (2003), compararam a capacidade de limpeza dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio K3 com as K-Flexofile manuais de aço inox. Utilizaram para o estudo canais simulados de resina com graus de curvatura de 28º à 35º. 24 canais foram preparados com instrumentos K3 com uma velocidade de rotação de 250 rpm e técnica crown-down e outros 24 com instrumentos manuais K-flexofile. Antes do uso, cada instrumento foi coberto com glicerina, para agir como lubrificante, sendo que, após cada uso, os canais foram copiosamente irrigados com água. Todos os canais foram preparados até o nº 35. Foram realizadas imagens pré e pós instrumentação e a avaliação da forma do canal foi completada com um programa de imagens pelo computador. Foram registrados acidentes de preparo, tempo de preparo, mudanças no comprimento de trabalho e fratura de instrumentos. Os resultados mostraram que os canais curvos foram mais rapidamente preparados com as limas rotatórias de NiTi K3, com mínimo transporte do canal, em relação aos preparados pelas limas de aço inoxidável. Porém, os instrumentos K3 fraturaram mais, mostrando um alto risco de fratura.

Proposição

Baseando-se nos trabalhos existentes na literatura, o propósito deste estudo foi avaliar, comparativamente, qual o torque máximo necessário para que ocorresse a fratura dos instrumentos que compõe os seguintes sistemas rotatórios: Profile[®] 0,04/0,06 (Dentsply/Maillefer), K3[™] 0,04/0,06 (Kerr) e o Protaper[™] (Dentsply/Maillefer), aplicando-se, para isto, ensaio de torção. Foram analisados:

- 1)** Valores de torque necessários para a fratura de instrumentos de conicidades 0,04 e 0,06 dos sistemas Profile e K3.
- 2)** Valores de torque necessários para a fratura de instrumentos de mesma conicidade entre os sistemas Profile e K3.
- 3)** Valores de torque necessários para a fratura de instrumentos dos diferentes sistemas.

Material e método

Neste estudo foram avaliados instrumentos endodônticos de níquel-titânio, acionados a motor, pertencentes à três diferentes sistemas rotatórios: Profile® 0,04/0,06 (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça), K3™ 0,04/0,06 (Kerr, Scafati, Itália) e Protaper™ (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça), perfazendo um total de 300 instrumentos.

1) Sistema Profile 0,04/0,06: foram utilizados 10 instrumentos de cada numeração (de 15 a 40) com conicidades 0,04 (Figura 1) e 0,06 (Figura 2), perfazendo um total de 120 instrumentos.



FIGURA 1: Foto representativa do instrumento Profile 0,04 número 25.



FIGURA 2: Foto representativa do instrumento Profile 0,06 número 25.

2) Sistema K3: foram utilizados 10 instrumentos de cada numeração (15 a 40) com conicidades 0,04 (Figura 3) e 0,06 (Figura 4), perfazendo um total de 120 instrumentos.



FIGURA 3: Foto representativa do instrumento K3 0,04 número 25.



FIGURA 4: Foto representativa do instrumento K3 0,06 número 25.

3) Sistema Protaper: foram utilizados instrumentos de numerações diferentes e de conicidades variadas, denominadas: S_x , S_1 , S_2 , F_1 , F_2 , F_3 , perfazendo um total de 60 instrumentos (Figura 5).



FIGURA 5: Foto representativa do instrumento F_2 do sistema Protaper.

Estas distribuições estão melhor ilustradas no quadro 1:

Quadro 1. Distribuição dos instrumentos endodônticos de acordo com o diâmetro (D_1), marca comercial e quantidade: (a) Sistemas Profile e K3 ; (b) Sistema Protaper.

(a)

Diâmetro	Marca comercial				Quantidade de instrumentos
D ₁	Profile		K3		
	0,04	0,06	0,04	0,06	
15	10	10	10	10	40
20	10	10	10	10	40
25	10	10	10	10	40
30	10	10	10	10	40
35	10	10	10	10	40
40	10	10	10	10	40
TOTAL	60	60	60	60	240

(b)

Marca comercial: Protaper	
Diâmetro - D_1	Quantidade de instrumentos
S_x (0,19mm)	10
S_1 (0,17mm)	10
S_2 (0,20mm)	10
F_1 (0,20mm)	10
F_2 (0,25mm)	10
F_3 (0,30mm)	10
TOTAL	60

Todos os instrumentos utilizados neste estudo mediam 25mm de comprimento, com exceção dos instrumentos S_x do Sistema Protaper, que mediam 19 mm.

Após a remoção de suas embalagens, todas as amostras foram submetidas a uma limpeza em cuba ultrassônica, seguindo o trabalho de Tanomaru et al.⁵⁶ (2001), objetivando eliminar resíduos sobre a superfície destes instrumentos, provenientes do processo de fabricação. Em seguida, foram acondicionadas em frascos de vidro, devidamente identificados e, então, distribuídos em 5 grupos, conforme o quadro 2:

Quadro 2. Distribuição dos instrumentos endodônticos de acordo com os grupos experimentais:

Grupo A	Instrumentos de números 15, 20, 25, 30, 35 e 40 do Sistema Profile de conicidade 0,04
Grupo B	Instrumentos de números 15, 20, 25, 30, 35 e 40 do Sistema Profile de conicidade 0,06
Grupo C	Instrumentos de números 15, 20, 25, 30, 35 e 40 do Sistema K3 de conicidade 0,04
Grupo D	Instrumentos de números 15, 20, 25, 30, 35 e 40 do Sistema K3 de conicidade 0,06
Grupo E	Instrumentos de números S _x , S ₁ , S ₂ , F ₁ , F ₂ , F ₃ do Sistema Protaper de conicidade variada

Para a análise quanto ao torque máximo no momento da fratura, os espécimes foram submetidos ao ensaio de torção. Todos os instrumentos foram

analisados quanto à presença de defeitos na superfície, ângulo de corte e de uniformidade. Esta avaliação foi realizada com o auxílio de uma lupa com aumentos variando de 10 a 100x (Carl Zeiss - JEMA). Aqueles instrumentos que apresentassem defeitos discrepantes, como, por exemplo, distorções de suas espirais seriam automaticamente descartados.

A torção foi aplicada através de um dispositivo acoplado a uma máquina de ensaios mecânicos MTS 810 (Material Test System, Corporation, Minneapolis, USA), equipada com o software Test Star II, por meio do qual obteve-se a força máxima aplicada a cada instrumento até ocorrer a fratura.

a) Descrição do dispositivo utilizado para o teste:

Foi utilizado um dispositivo (Figura 6), fixado à máquina de ensaio MTS (Material Test System) (Figura 7), através da qual foi realizado um ensaio de torção com rotação do instrumento endodôntico no sentido horário. Este conjunto permitiu determinar a carga máxima aplicada ao instrumento até ocorrer a fratura.

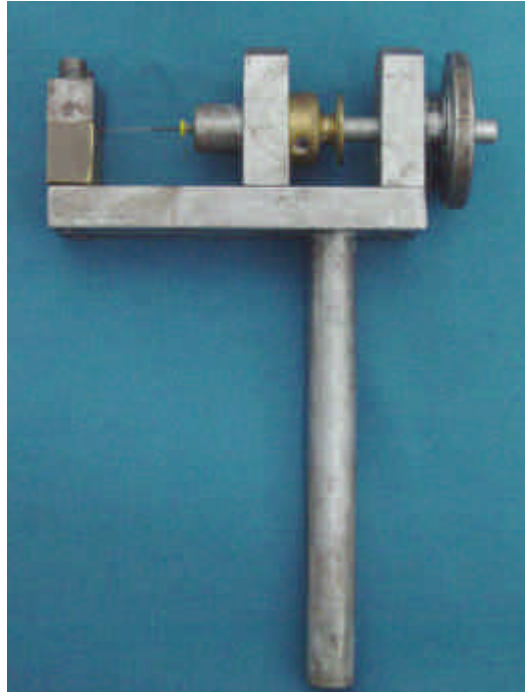


FIGURA 6: Dispositivo utilizado para realização do teste de torção



FIGURA 7: Máquina de Ensaio MTS.

Esse dispositivo era composto por uma base retangular fixada por uma haste inferior à máquina MTS. Sobre a base retangular, havia três colunas as quais denominamos de colunas A, B e C (Figura 8).

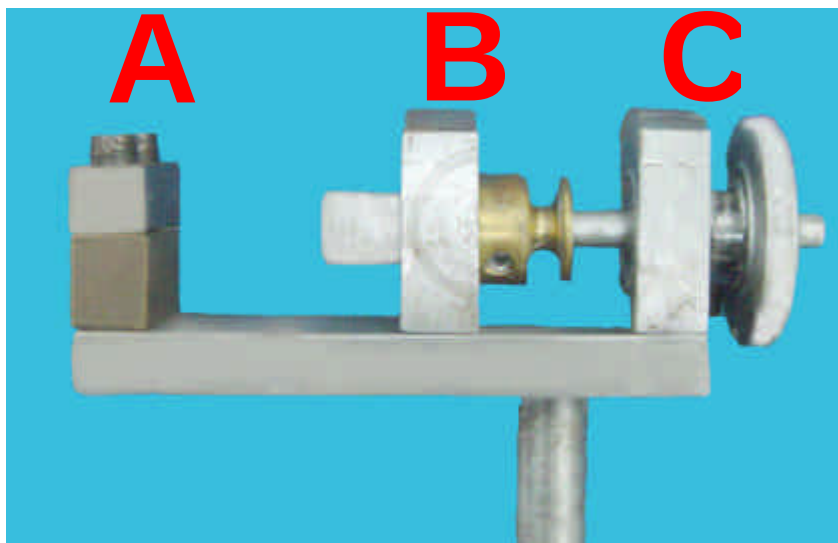


FIGURA 8: Base retangular do dispositivo apresentando as colunas A, B e C.

A coluna A era bipartida horizontalmente e unida por parafusos, tendo a finalidade de fixar a ponta do instrumento a ser testado. Esta fixação era feita por mordentes de metal, sendo um superior de latão e um inferior de cobre. Estes mordentes eram trocados a cada cinco usos. Uma haste horizontal atravessava as colunas B e C, podendo realizar movimentos de rotação devido à presença de rolamentos, tanto na coluna B como na coluna C. Na extremidade da haste, próximo à coluna B, existia um orifício que serviu para fixar o cabo dos instrumentos a serem testados. Na haste, entre a coluna B e C existia uma roldana onde era preso um fio de aço com resistência de cinco libras. Na outra extremidade dessa haste foi acoplada uma circunferência com o objetivo de auxiliar no ajuste do fio de aço.

Este fio de aço teve uma extremidade enrolada à roldana do dispositivo (entre as colunas B e C) e outra fixada à um cilindro que, por sua vez era conectado à célula superior da máquina MTS. O cabo do instrumento a ser testado foi acoplado ao orifício presente na haste horizontal que atravessava as colunas B e C. A ponta deste instrumento era fixada à coluna A (bipartida horizontalmente) através de seus três milímetros iniciais, seguindo as especificações da ISO 3630/1 ²⁴ (Figura 9).

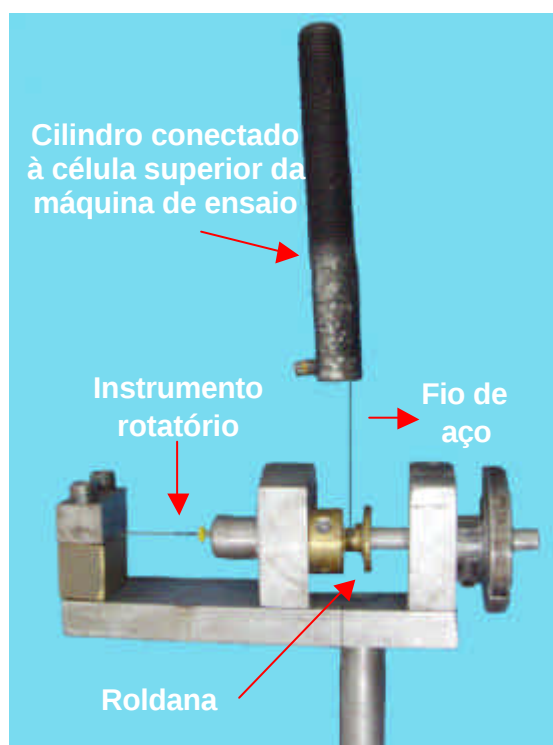


FIGURA 9: Fio de aço conectado ao dispositivo e à máquina de ensaio.

A haste inferior do dispositivo foi fixada à máquina MTS (Figura 10).



FIGURA 10: Dispositivo acoplado à máquina de ensaios pela sua haste inferior.

Então, a máquina MTS era acionada de forma que sua garra inferior se deslocava para baixo fazendo com que o fio de aço se desenrolasse da roldana e promovesse um movimento de rotação de 2rpm (segundo a especificação nº 28 da ADA) da haste horizontal (onde era acoplado o instrumento endodôntico). Para que a especificação de 2 rpm fosse seguida, Maia ³⁹, em 2003, realizou cálculos que definiram que a máquina MST deveria funcionar à uma velocidade de 45,22 mm/min.

b) Forma de análise dos resultados

Após a fratura do instrumento, as cargas necessárias para o instrumento ultrapassar o limite de elasticidade (carga máxima até a fratura) foram convertidas em torque, seguindo a fórmula:

$$\text{Torque} = \text{Carga} \times \text{Raio da circunferência}$$

Antes de cada sessão de teste foram verificadas a calibração da máquina de ensaio e a sensibilidade do dispositivo. A resistência à rotação do dispositivo e a sua sensibilidade eram determinadas pela realização do ensaio sem a colocação do instrumento no dispositivo, a qual deveria ser determinada como sendo inferior a 2gf.

A carga máxima até a fratura dos instrumentos foi registrada continuamente por um microcomputador acoplado à máquina de ensaio. A partir destes valores de carga máxima, foram obtidos os valores de torque máximo até a fratura.

A carga pode ser expressa em kgf, gf ou Newton (N), sendo:

$$1 \text{ kgf} = 1000 \text{ gf} = 9,8 \text{ N}.$$

O torque, por sua vez, pode ser expresso nas unidades: kgf.m, kgf.cm, gf.cm ou N.cm, sendo:

$$1,0 \text{ kgf.m} = 9,8 \text{ N.m} = 100,0 \text{ kgf.cm} = 10^5 \text{ gf.cm} = 980 \text{ N.cm}$$

Diante dos valores de torque determinados por meio dos cálculos anteriormente descritos, fizemos a comparação da resistência à fratura entre os sistemas da seguinte forma:

- 1) Comparação dos valores de torque de instrumentos de conicidades 0,04 e 0,06, dos sistemas Profile e K3:

GRUPO A (Profile 0,04)	X	GRUPO B (Profile 0,06)
GRUPO C (K3 0,04)	X	GRUPO D (K3 0,06)

- 2) Comparação dos valores de torque de instrumentos de mesma conicidade dos sistemas Profile e K3:

GRUPO A (Profile 0,04)	X	GRUPO C (K3 0,04)
GRUPO B (Profile 0,06)	X	GRUPO D (K3 0,06)

- 3) Comparação dos valores de torque dos instrumentos de diferentes sistemas:

GRUPO A <i>(Profile 0,04)</i>	X	GRUPO E <i>(Protaper)</i>
GRUPO B <i>(Profile 0,06)</i>	X	GRUPO E <i>(Protaper)</i>
GRUPO C <i>(K3 0,04)</i>	X	GRUPO E <i>(Protaper)</i>
GRUPO D <i>(K3 0,06)</i>	X	GRUPO E <i>(Protaper)</i>
GRUPO A + GRUPO B <i>(Profile)</i>	X	GRUPO C + GRUPO D <i>(K3)</i>

c) Planejamento estatístico

Os dados finais obtidos após os testes mecânicos foram tabulados e analisados utilizando-se o programa estatístico SPSS for Windows 11.0 (SPSS Inc., 2001). Foi realizada análise descritiva dos dados em forma de tabelas e análise comparativa empregando-se o teste paramétrico “t” de Student para comparação de duas amostras independentes (não pareadas), ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

Resultados

Foram avaliados os valores de torque máximo de fratura dos instrumentos submetidos a ensaio de torção, segundo o tipo de sistema do instrumento e conicidade. Após os testes mecânicos os valores de carga máxima foram transformados em torque máximo, obtendo resultados na unidade de N.cm.

Os valores originais foram, então, agrupados para formação de grupos utilizados para análise, dando origem aos grupos A (Profile 0,04), B (Profile 0,06), C (K3 0,04), D (K3 0,06) e E (Protaper). Os dados resumidos desses grupos, bem como outras combinações de grupos (A+B, C+D, A+C, B+D e A+B+C+D+E), se encontram descritos na Tabela 1, a seguir.

Tabela 1. Média, desvio-padrão e valores mínimo e máximo do torque máximo dos instrumentos, segundo os grupos formados para análise.

Instrumento	Grupo	N	Média	DP	Min.	Max.
Profile 0,04	A	60	1,071	0,491	0,35	2,27
Profile 0,06	B	60	1,405	0,707	0,45	2,86
K3 0,04	C	60	1,240	0,674	0,34	2,90
K3 0,06	D	60	2,106	1,035	0,55	4,18
Protaper	E	60	1,237	0,650	0,20	2,53
Profile	A+B	120	1,238	0,629	0,35	2,86
K3	C+D	120	1,673	0,972	0,34	4,18
Conicidade 0,04	A+C	120	1,156	0,593	0,34	2,90
Conicidade 0,06	B+D	120	1,756	0,950	0,45	4,18
Total	A+B+C+D+E	300	1,412	0,814	0,20	4,18

A análise comparativa dos grupos de instrumentos foi realizada ao pares, por meio do teste “t” de Student para amostras independentes. O resultado das comparações entre os grupo de instrumentos dos Sistemas Profile e K3, deram origem à Tabela 2.

Tabela 2. Resultado da comparação entre os grupo de instrumentos dos Sistemas Profile e K3.

Comparação	Grupo	N	Média	Dif.	t	P	Sig.
A x B	(A) Profile 0,04	60	1,071	0,334	3,002	0,003	(*)
	(B) Profile 0,06	60	1,405				
C x D	(C) K3 0,04	60	1,240	0,866	5,433	0,000	(*)
	(D) K3 0,06	60	2,106				
A x C	(A) Profile 0,04	60	1,071	0,169	1,569	0,119	n.s.
	(C) K3 0,04	60	1,240				
B x D	(B) Profile 0,06	60	1,405	0,701	4,335	0,000	(*)
	(D) K3 0,06	60	2,106				
(A+B) x (C+D)	(A+B) Profile	120	1,238	0,435	4,117	0,000	(*)
	(C+D) K3	120	1,673				
(A+C) x (B+D)	(A+C) Conicidade 0,04	120	1,156	0,600	5,867	0,000	(*)
	(B+D) Conicidade 0,06	120	1,756				

n.s. – diferença não significativa

(*) – diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Portanto, houve diferença significativa entre os instrumentos com conicidade 0,04 e 0,06, tanto para o Sistema Profile ($p=0,003$) quanto para o Sistema K3 ($p=0,000$), ou mesmo independentemente do Sistema ($p=0,000$). Da mesma forma, houve diferença entre os grupos formados pelos Sistemas Profile e K3, para a conicidade 0,06 ($p=0,000$) e independentemente da conicidade ($p=0,000$).

Entretanto, os Sistemas Profile e K3 apresentaram comportamento semelhante para a conicidade 0,04 ($p=0,119$).

A Tabela 3 mostra o resultado da comparação entre os grupo de instrumentos dos Sistemas Profile e K3 com os instrumentos do Sistema Protaper.

Tabela 3. Resultado da comparação entre os grupo de instrumentos dos Sistemas Profile e K3 com os instrumentos do Sistema Protaper.

Comparação	Grupo	N	Média	Dif.	t	P	Sig.
A x E	(A) Profile 0,04	60	1,071	0,165	1,572	0,119	n.s.
	(E) Protaper	60	1,237				
B x E	(B) Profile 0,06	60	1,405	0,168	1,356	0,178	n.s.
	(E) Protaper	60	1,237				
C x E	(C) K3 0,04	60	1,240	0,008	0,029	0,977	n.s.
	(E) Protaper	60	1,237				
D x E	(D) K3 0,06	60	2,106	0,870	5,512	0,000	(*)
	(E) Protaper	60	1,237				

n.s. – diferença não significativa

(*) – diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$)

Observou-se que os instrumentos do Sistema Protaper foram semelhantes ao Sistema Profile 0,04 ($p=0,119$), Profile 0,06 ($p=0,178$) e K3 0,04 ($p=0,977$). Entretanto os instrumentos do Sistema Protaper apresentaram resistência à fratura inferior quando comparados com os instrumentos do Sistema K3 de conicidade 0,06 ($p=0,000$).

Discussão

Apesar dos instrumentos manuais confeccionados a partir de ligas de aço inoxidável serem ainda os instrumentos endodônticos mais utilizados no mundo ²⁷, não há como negar que os de níquel titânio têm conquistado, cada dia mais, a preferência dos profissionais.

Com o avanço da tecnologia endodôntica, foi possível associar as vantagens oferecidas pelos instrumentos endodônticos de níquel titânio, tais como superelasticidade ^{10, 15}, resistência à corrosão ^{4, 20}, resistência à fratura torcional ^{17, 60}, memória de forma ^{46, 63}, dentre outras propriedades, à instrumentação automatizada. Tais instrumentos tiveram alterações no desenho de suas lâminas de corte ⁴⁸, assim como no tipo de secção transversal ²⁹, passando a serem empregados em movimentos rotatórios através de motores elétricos ou a ar. Desta forma, o tempo necessário para a realização do preparo biomecânico diminuiu consideravelmente e resultados satisfatórios em relação à modelagem do canal radicular também passaram a ser observados ⁵⁰.

Atenção deve ser dada ao fato de que, durante o preparo biomecânico, quer seja ele manual ou rotatório o instrumento endodôntico está sendo constantemente submetido a uma série de forças, tais como pressão, tração, rotação e flexão, condições estas que propiciam a falhas deste instrumento ²⁸.

Os fabricantes dos instrumentos rotatórios recomendam que eles sejam utilizados sob leve pressão ²⁵, porém esta “leve pressão” não pode ser numericamente definida ⁴³. Além disso, orientam que tais instrumentos sejam constantemente verificados em relação a defeitos que possam alertar o usuário a prevenir a fratura. A capacidade de um instrumento endodôntico sofrer deformação plástica ou irreversível antes da fratura tem uma importância clínica muito grande.

Teoricamente, um instrumento que apresenta deformação relativamente precoce permite ao operador substituí-lo antes que uma desagradável fratura ocorra⁴⁷.

Porém, existe a preocupação de que os instrumentos rotatórios de níquel-titânio, diferentemente dos de aço inoxidável, podem fraturar sem que exista algum defeito ou deformação previamente visível^{66, 67}. Portanto, para alguns autores, embora a inspeção visual seja recomendada, esta pode não ser a solução ideal para avaliação dos instrumentos de níquel-titânio a fim de se prevenir a fratura⁴¹.

Apesar disso, existem outros trabalhos, como de Marsicovetere et al.⁴⁰ (1996) que mostraram que todos os instrumentos que foram experimentalmente fraturados por torção, apresentaram nítidos defeitos associados: espirais distorcidas, com reversão e alongamento das espiras ou uma combinação de defeitos, sendo que esta distorção ocorreu próximo ou a alguns milímetros do ponto de fratura.

Portanto, apesar da segurança e agilidade que a instrumentação rotatória “promete” durante o preparo dos canais radiculares é importante que o profissional tenha conhecimento de algumas características dos instrumentos que estão sendo rotacionados, como, por exemplo, do seu comportamento no que se refere à resistência à fratura.

Lopes et al.³³, em 2000 define que a fratura dos materiais consiste na sua separação em duas ou mais partes devido à aplicação de cargas externas. Pode ser induzida pela aplicação de cargas lentas (tração, flexão, compressão e torção), pelo impacto, por carregamentos repetidos (fadiga) ou por cargas de baixa intensidade atuando durante muito tempo (fluência).

Em relação aos instrumentos endodônticos, Turpin et al.⁵⁹, em 2001, afirmaram que os mesmos estão sujeitos a “stress” por torção e flexão durante o

preparo do canal radicular. Este “stress” causaria distorções e deformações no corpo do instrumento, o que poderia levar à fadiga ou fratura do material.

Sattapan et al.⁴⁸, em 2000, classificaram as fraturas em dois tipos: fraturas por torção e por flexão. A fratura torcional ocorre quando, durante o avanço do instrumento no interior do canal, sua ponta fica imobilizada total ou parcialmente, enquanto sua haste continua a girar. Já a fratura flexional ocorre quando o instrumento gira livremente em canais radiculares curvos, ficando submetido a um carregamento elástico, devido a forças de resistência das paredes dentinárias e a fratura ocorre em seu ponto de maior flexão. Este tipo de falha pode resultar de defeitos superficiais do instrumento e ocorre após a fadiga cíclica⁴³. Os autores observaram ainda que a fratura torcional ocorre mais freqüentemente que a fadiga flexional, correspondendo a 55,7%, enquanto a fratura por flexão ocorreu em 44,3% dos instrumentos avaliados.

Em relação às fraturas por flexão, Zelada et al.⁶⁶, em 2003, afirmaram que, quando comparada com a velocidade de rotação, a curvatura do canal radicular pareceu ser o fator mais importante na determinação da fratura. Num estudo realizado por eles, canais com curvaturas acentuadas determinaram a fratura de instrumentos endodônticos, mesmo quando acionados em baixa velocidade, enquanto nos canais de pouca curvatura e alta velocidade de rotação, não houve a ruptura dos instrumentos. Por outro lado, Martín et al.⁴¹, em 2003, afirmaram que, apesar do ângulo de curvatura influenciar na fratura dos instrumentos, a utilização de velocidades mais baixas (150 a 250 rpm) reduziu a incidência de fratura dos instrumentos, quando comparado com velocidades mais altas de 350 rpm.

Baseados nestes conceitos optamos, em nosso estudo, avaliar a resistência à fratura dos instrumentos endodônticos quando submetidos à torção no

sentido horário. A escolha por estudar a fratura torcional pode ser explicada pelo fato de que, a cinemática de movimento proposta para os instrumentos rotatórios baseia-se na penetração do instrumento endodôntico dentro do canal radicular seguida de tração do mesmo. Este instrumento entra e sai do interior do canal radicular girando no sentido da esquerda para a direita (horário), a uma velocidade pré-definida pelo operador, ao contrário do torque, que, infelizmente, muitas vezes apresenta valores fixos para cada aparelho, independente do sistema rotatório que está sendo utilizado.

Esta cinemática é freqüentemente chamada de “movimento de bicada”²⁷ e acaba gerando uma pressão na ponta do instrumento a cada vez que ele penetra no interior deste canal, milímetro a milímetro. Blum et al.⁷ (1999) afirmaram que os instrumentos endodônticos sofrem maior “stress” durante o movimento de penetração da instrumento no interior dos canais radiculares, e não durante sua remoção. Assim, se esta pressão apical for excessiva, o risco deste instrumento se travar nas paredes dentinárias é grande, o que poderia determinar a fratura do instrumento neste ponto^{19, 48, 64}. Caso isto acontecesse, estaríamos diante de uma fratura torcional e não flexional.

Dentre os inúmeros fatores responsáveis pela fratura dos instrumentos rotatórios, o torque e a técnica de instrumentação³⁵ são causas possíveis de serem controladas.

Em relação às técnicas de instrumentação propostas para o preparo automatizado dos canais radiculares, sabe-se que cada fabricante recomenda uma técnica específica, com uma seqüência de instrumentos pré-determinada para cada sistema. No entanto, o cumprimento destas recomendações está longe de ser o ideal no que se refere à segurança das técnicas rotatórias. A anatomia dos canais

radiculares é talvez um dos maiores obstáculos à padronização desta seqüência operatória.

A complexidade anatômica dos canais radiculares caracteriza-se por suas curvaturas agudas, abruptas ou discretas, associadas a paredes dentinárias rugosas e a canais estreitos ou mesmo amplos, podendo também ser retos e calcificados. Quanto mais aguda for a curvatura de um canal radicular, maior será a concentração de forças do instrumento contra as paredes dentinárias, sendo maior o risco de ruptura do mesmo ⁶¹.

Diante da enorme variação anatômica dos canais radiculares, torna-se praticamente impossível adotarmos sempre a mesma seqüência de instrumentos, recomendada pelo fabricante, para o preparo de diferentes elementos dentários.

Uma maneira de driblar esta complexidade seria a adoção de técnicas de preparo que amenizassem um pouco o risco de uma fratura. Blum et al. ⁶ (1999) afirmaram que utilizando uma seqüência de instrumentos com diferentes “tapers” (ex:0,06 e 0,04) pela técnica *crown-down*, não haveria o travamento da ponta do instrumento no interior do canal radicular, visto que o mesmo estaria livre em sua porção coronária. Porém, se fossem utilizados instrumentos de mesmo “taper”, a ponta do instrumento se tornaria ativa e submetida a um alto torque, gerando deformação e fratura nos instrumentos menos calibrosos. Também Blum et al. ⁷ (1999) observaram que a técnica *crown-down* gerou menores forças verticais que a técnica *step-back*, indicando que a escolha da técnica influencia na força desenvolvida pelo operador. Uma outra vantagem desta técnica seria o fato de apresentar menores áreas envolvidas na ação de corte, promovendo, assim um corte mais eficiente.

Lopes et al.²⁹ (1996) afirmaram que as falhas nos instrumentos ocorreram principalmente devido ao uso incorreto destes instrumentos e não devido ao tempo de emprego, sugerindo que tais instrumentos possam ser usados em aproximadamente oito casos antes de serem descartados. Em relação aos instrumentos manuais de NiTi, Serene et al.⁵¹ (1995) concordaram com esta afirmação de que a fratura do instrumento depende mais de *como* este instrumento é usado do que *por quanto tempo* ele foi usado. Sugeriram que tais instrumentos possam ser usados por cerca de dez vezes sem se fraturar. Apesar disso, Bonetti Filho et al.⁸ (1998) afirmaram que os instrumentos de NiTi manuais deveriam ser descartados após 5 usos.

Já em relação ao torque, preconiza-se que os instrumentos rotatórios de níquel-titânio sejam acionados por um motor com alto torque e baixa velocidade⁵¹. Num trabalho realizado por Yared et al.⁶⁵ (2002) os autores adotaram como altos valores de torque aqueles regulados entre 10 a 55 Ncm, baixos valores quando regulados em 1, 1,5, 2 e 3 Ncm, e baixíssimos valores aqueles abaixo de 1Ncm.

Hoje, a definição dos valores de torque ideal para o preparo dos canais radiculares ainda está um pouco confusa. Teoricamente, instrumentos utilizados com um alto torque são mais ativos, aumentando, porém, o risco de travamento dos mesmos nas paredes dentinárias, o que determinaria uma possível deformação e fratura dos instrumentos durante o preparo. Por outro lado, quanto menor é o torque, menor é a capacidade de corte do instrumento, o que faz com que o operador force mais a instrumento contra as paredes dentinárias, com o objetivo de aumentar a eficiência de corte das mesmas. Esta conduta aumentaria também o risco de travamento deste instrumento no canal radicular, gerando conseqüências como deformação e fratura de tais instrumentos^{64, 65}.

Segundo Gambarini ¹⁹, em 2000, apesar de fabricantes, clínicos e pesquisadores aprovarem a utilização de instrumentos rotatórios nestas condições (alto torque e baixa velocidade), isto seria o motivo de muitos acidentes, como "zips", perfurações e degraus durante a confecção do preparo biomecânico. Para ele, este conceito deveria ser mudado para: baixo torque e baixa velocidade, visto que o "stress" mecânico dos instrumentos rotatórios é proporcional ao torque do motor.

Baseados nestes conceitos, conforme descrito na metodologia, submetemos instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio a ensaio de torção no sentido horário, objetivando determinar valores máximos de torque suportados por eles.

A resistência à fratura por torção dos instrumentos endodônticos pode ser mensurada através de ensaio mecânico de torção ⁴². O ensaio de torção consiste em aplicar uma força no corpo de prova fazendo com que o movimento dele seja em torno de seu centro de massa e ao longo de seu eixo ⁵⁴. Consiste em fixar uma das extremidades do corpo de prova e aplicar uma força na extremidade oposta. Este ensaio tem como objetivo quantificar o torque máximo suportado pelo material, podendo-se determinar, também, o limite de escoamento à torção, o módulo de ruptura, o módulo de elasticidade transversal e o ângulo máximo em torção ¹⁸.

Durante o nosso experimento, não utilizamos uma máquina de ensaio específica para torção, mas sim uma máquina de ensaios mecânicos (MTS), através da qual, um esforço de tração permitiu estabelecermos o ensaio de torção.

Para a realização dos testes de torção foi utilizado um dispositivo fabricado por Maia ³⁹ (2003), que é semelhante ao proposto por Seto et al. ⁵² (1990). Conforme realizado em outros trabalhos ^{14, 32, 52}, tal dispositivo foi acoplado à uma máquina de ensaios mecânicos, de forma a permitir o monitoramento da carga

suportada pelo instrumento até sua fratura. Esta metodologia permitiu também eliminarmos um outro fator que poderia interferir nos resultados: a influência do operador.

Um fio de aço foi fixado tanto à máquina de ensaios quanto ao dispositivo utilizado para o teste de torção^{34, 39}. A máquina foi programada para funcionar a uma velocidade de 45,22 mm/min, fazendo com que, durante seu funcionamento, o fio de aço se desenrolasse da roldana (presente no dispositivo) e permitisse que o instrumento endodôntico, acoplado ao dispositivo, realizasse um movimento de rotação de 2 rpm^{1, 24}, no sentido horário, determinando um ensaio de torção.

Seguindo o trabalho de Maia³⁹ (2003), a velocidade de 45,22 mm/min teve este valor porque necessitávamos que o instrumento girasse à uma velocidade de 2 rpm, em função de ser esse o valor estipulado nas especificações da ISO 3630/1 de 1992²⁴. Apesar destas especificações serem direcionadas para instrumentos manuais, adotamos as mesmas em nosso estudo por não existirem, ainda, normas específicas para instrumentos endodônticos rotatórios.

Sabendo-se que o raio da roldana media 0,36 cm, aplicamos estes valores na fórmula $V = W \times r$ ²³ (Anexo A).

Assim como em vários outros trabalhos^{9, 10, 13, 52, 60}, os instrumentos avaliados neste estudo foram acoplados ao dispositivo de teste, fixados através dos 3 mm iniciais de sua ponta, conforme definido pelas especificações ANSI / ADA nº 28¹ e 3630-1 da ISO²⁴. A outra extremidade foi fixada ao dispositivo através do cabo do instrumento.

Estes 3 mm da ponta do instrumento eram presos em uma pequena morsa composta por duas placas: uma superior de latão e outra inferior de cobre. Esta morsa permitia que a ponta do instrumento permanecesse imobilizada, sem, no

entanto, ser danificada. Este conjunto de placas era trocado a cada cinco ensaios, seguindo as descrições de Maia³⁹ (2003).

A máquina de ensaios MTS forneceu, dentre outros dados, a carga máxima necessária para causar a fratura do instrumento durante seu movimento de rotação. Os valores de carga foram registrados em Newtons (N), visto que a força, no Sistema Internacional de Unidades é expressa em N. Porém, este é um valor difícil de ser clinicamente aplicado. Desta forma, seguindo trabalhos de Seto et al.⁵² (1990), Lopes et al.³⁶ (2001), Rowan et al.⁴⁷ (1996), dentre outros, transformamos estes valores de carga máxima em torque máximo, através da fórmula:

$$\text{Torque}_{\text{máximo}} = \text{Carga}_{\text{máxima}} \times \text{Raio}$$

O torque é expresso pela unidade de força multiplicada pela unidade de comprimento. Assim, adotamos para o torque máximo a unidade Ncm, conforme alguns fabricantes utilizam em seus motores (K3 etcm, Kerr; Novag TC 3000; Tecnika, Tri Auto ZX), e também de acordo com outros trabalhos relatados na literatura^{43, 50, 63, 64, 65}. Desta forma, seria mais fácil comparar os dados encontrados neste trabalho tanto com os existentes na clínica endodôntica quanto com os observados na literatura científica.

Dentre todos os sistemas endodônticos rotatórios existentes no mercado, escolhemos apenas três para participarem de nossos experimentos: Profile 0,04/0,06, K3 e Protaper. Cada um destes sistemas apresenta características próprias, muitas vezes diferentes entre si, porém todos com propostas claras de aumentar a agilidade e segurança do profissional durante o preparo biomecânico dos canais radiculares.

A escolha por sistemas de conicidades diferentes é justificada pelo interesse em se estudar se a resistência à fratura dos instrumentos pode ser

influenciada pela variação da conicidade. Além disso, nos preocupamos em avaliar se a variação progressiva de “taper” em um mesmo instrumento, como no caso do sistema Protaper, resultaria em um comportamento diferenciado em relação aos outros dois sistemas, onde o aumento de conicidade é constante ao longo de todo o instrumento.

Os resultados de nosso estudo mostraram haver diferenças estatisticamente significantes entre os valores de torque máximo necessário para a fratura de instrumentos entre o Grupo A (Profile 0,04) e o Grupo B (Profile 0,06), assim como, quando comparou-se os valores entre o Grupo C (K3 0,04) e o Grupo D (K3 0,06). Nestes resultados fica claro que instrumentos de maior conicidade (0,06mm/mm) necessitam de valores superiores de torque máximo para a fratura em relação aos de menor conicidade (0,04mm/mm). Isto pode ser explicado pelo fato dos instrumentos de maior conicidade serem também instrumentos mais rígidos ⁶¹ e por isso mais resistentes à fratura por torção. Segundo Gambarini ¹⁹, em 2000, cada instrumento deve ser utilizado sob um torque específico ideal, sendo que os instrumentos de menor diâmetro e com menor conicidade suportam valores de torque mais baixos, ao contrário dos instrumentos calibrosos e com maior conicidade, que suportam valores mais elevados de torque.

Esta afirmação pode ser comprovada por outros autores que observaram que o aumento da conicidade está diretamente relacionado a um aumento dos valores de torque máximo para determinar uma fratura por torção ⁴⁹, além de melhorar a eficiência de corte dos instrumentos ^{30, 49}. Clinicamente, esta maior conicidade é favorável, pois, segundo Lopes et al. ³⁰(1998), os instrumentos de conicidades maiores promovem uma maior remoção de tecido dentário junto à região cervical do canal radicular, o que favorece o avanço, no sentido coroa-ápice,

dos instrumentos de menor calibre. Isto proporciona um pequeno contato da lâmina ativa dos instrumentos menos calibrosos com as paredes do canal durante o preparo apical. Esta menor fricção entre a porção apical do instrumento e a parede do canal radicular reduz o esforço de corte e a possibilidade de fratura dos instrumentos endodônticos.

Por outro lado, os instrumentos que apresentam conicidades maiores acabam tornando-se mais rígidos do que os instrumentos com “taper” padronizado pela ISO, propiciando o transporte do canal radicular ⁵⁰ e, nos casos de canais curvos, diminuindo a resistência à fratura flexional ²¹.

Ainda em relação à conicidade, nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada comparando-se sistemas de mesmo “taper”: Grupo A (Profile 0,04) X Grupo C (K3 0,04). Este achado pode ser explicado pelo fato de serem sistemas que apresentam um aumento de conicidade semelhante (0,04mm/mm) ao longo de seus instrumentos. Conforme anteriormente discutido, a diferença existiria se comparássemos sistemas de conicidades diferentes, onde o maior “taper” significaria uma maior resistência à fratura torcional. Baseado nestes conceitos, comparando-se o Grupo A com o Grupo C, era, realmente, esperado que sistemas de mesma conicidade apresentassem o mesmo comportamento. Porém, este achado discorda dos resultados encontrados por Matheus et al. ⁴² (2003), onde, após submeterem instrumentos de nº 15 e 35 dos sistemas K3 e Profile a ensaio de torção, adotando uma metodologia bastante semelhante à de nosso estudo, encontraram diferenças estatisticamente significantes entre estes sistemas, ambos de “taper” 0,04mm/mm, sendo que os instrumentos K3 necessitaram de um torque máximo maior no momento da fratura.

Também em nosso trabalho, esta relação entre conicidade e resistência à fratura não foi observada quando confrontamos o Grupo B (Profile 0,06) com o Grupo D (K3 0,06). Baseado no que foi afirmado em relação à influência da conicidade na resistência à fratura torcional deveríamos encontrar um resultado semelhante ao que encontramos entre os Grupos A e C, ou seja, se as conicidades são iguais (0,06 mm/mm) os valores de torque máximos para a fratura também deveriam ser compatíveis. Contudo não foi o que aconteceu. Os instrumentos K3 0,06 apresentaram valores de torque máximo superiores aos valores apresentados pelos instrumentos Profile 0,06.

Um outro fato que nos chamou a atenção foi o bom comportamento do Grupo D em relação ao Grupo E. Também nesta comparação, o aumento progressivo de conicidade dos instrumentos do sistema Protaper não pareceu influenciar na sua capacidade de resistência à fratura, visto que os instrumentos K3 0,06 (Grupo D) foram significativamente mais resistentes à fratura do que os instrumentos Protaper.

Diante destas observações entendemos que os instrumentos do sistema K3 são, realmente, mais resistentes à fratura por torção do que os demais sistemas testados. Isto pode ser observado em função das diferenças estatisticamente significantes existentes quando comparamos os Grupos B X D, Grupos D X E e sistemas Profile (Grupo A + Grupo B) X K3 (Grupo C + Grupo D). Porém, esta evidência na superioridade dos instrumentos do sistema K3 foi observada principalmente naqueles de maiores conicidades (0,06mm/mm). Os instrumentos K3 0,04 apresentaram resultados com valores de torque compatíveis com outros sistemas: Grupo A $\cong$ Grupo C, Grupo C $\cong$ Grupo E. Uma possível explicação para este diferente comportamento entre instrumentos de conicidade 0,04 e 0,06 no

sistema K3 seria que, em conicidades maiores as características específicas da parte ativa destes instrumentos ficariam mais evidentes. Poderíamos, a partir daí, considerar características como secção transversal, diâmetro do núcleo, presença de guia radial, composição da liga, dentre outros como possíveis responsáveis por este resultado.

Um fato interessante em relação a esta maior resistência dos instrumentos K3 à fratura por torção foi observado durante nossos experimentos. Alguns instrumentos deste sistema tiveram suas espirais distorcidas, assim como uma grande deformação de sua parte ativa junto ao ponto imobilização, porém não se fraturaram, mesmo após a máquina ter chegado ao final do ensaio (Apêndice A). Apesar de terem sido pouquíssimas amostras que apresentaram este quadro, nos chamou a atenção o fato de somente instrumentos deste sistema comportarem-se desta maneira. Os dois outros sistemas (Profile e Protaper) tiveram todos os seus instrumentos fraturados ao final do ensaio de torção.

Os instrumentos K3 são apontados na literatura por apresentarem características de sua parte ativa bastante inovadoras. Algumas destas características poderiam ser as responsáveis pela alta resistência à fratura torcional neste estudo.

O desenho da secção transversal de um instrumento endodôntico está diretamente relacionado à sua capacidade de corte ¹¹. Da mesma forma, alguns autores relacionam a secção transversal à flexibilidade do instrumento ¹³. Neste trabalho, a preocupação maior estaria relacionada com a influência que esta secção transversal poderia ter sobre a resistência à fratura de instrumentos endodônticos.

Lopes e Elias ³⁵ (2001), afirmaram que o torque máximo de resistência à fratura depende da área de secção transversal do instrumento. Conseqüentemente,

o limite de resistência à fratura do instrumento tem valores variáveis ao longo de sua lâmina cortante.

O sistema Profile apresenta uma secção transversal triangular modificada em forma de “U” ²⁷, apresentando três superfícies radiais (ou bandas radiais). Os instrumentos Protaper apresentam secção transversal triangular convexa ⁵ (cordiforme), porém com ausência de superfície radial. Diferenciando-se dos dois sistemas anteriores, os instrumentos da K3 apresentam secção transversal assimétrica ⁵⁰ e, assim como a Profile, possui três bandas radiais, porém, completamente diferentes deste último sistema.

A necessidade de maiores valores de torque máximo para determinar uma fratura nos instrumentos do sistema K3 pode estar relacionada com a diferença entre os diâmetros das secções transversais: os instrumentos K3 apresentam uma área de secção transversal maior do que a área seccional dos sistemas Profile e Protaper necessitando, portanto, de maior carga para fraturar seus instrumentos. Um outro relato importante foi feito por Turpin et al. ⁵⁹ (2001), que afirmaram que o stress é principalmente confinado à borda externa do instrumento, sendo o núcleo menos afetado. Os instrumentos de secção reta transversal em tríplice U possuem um menor núcleo, fazendo com que toda a tensão seja concentrada muito próximo do centro do instrumento, devido a menor distância que existe entre um determinado ponto da superfície externa do canal e o centro da secção transversal. Sendo assim, acreditamos que os instrumentos de secção reta transversal em tríplice U (Profile), por possuírem um ponto de concentração de tensão muito próximo ao centro, seriam menos resistentes ao torque máximo na fratura do que os instrumentos da marca K3. Estes mesmos autores observaram ainda que, a forma da secção transversal também seria um fator capaz de influenciar na fratura de instrumentos endodônticos.

Verificaram que uma maneira de se evitar a fratura dos instrumentos seria submetê-los a baixos níveis de stress. Porém, estas concentrações de “stress” podem ocorrer em instrumentos que apresentam variações abruptas na forma da secção transversal, como é o que acontece na secção triangular em forma de “U”⁵⁹.

Relacionando-se a fratura às superfícies radiais dos sistemas testados, temos que os instrumentos K3 apresentam bandas bem mais amplas que as dos instrumentos Profile. Este maior volume de massa metálica atrás da parte ativa do instrumento é o responsável pela resistência periférica dos instrumentos K3. Segundo Sydney⁵⁵ (2002), quanto menor a quantidade de metal após a lâmina de corte, menor é a resistência do instrumento à torção ou estresse rotacional. Assim, quando um instrumento com guia radial pequena se trava, ocorre o estresse que normalmente leva à fratura⁵⁵. Os instrumentos Profile apresentam guias radiais pequenas e talvez este seja um ponto a ser considerado na diferença de resistência à fratura entre este sistema e o K3.

Bergmans et al.⁵ (2003) encontraram maiores deslocamentos do canal radicular, quando estes foram preparados pelos instrumentos Protaper, em comparação com os do sistema K3. Segundo os autores, esta diferença pode ser explicada pela ausência da guia radial juntamente com o grande diâmetro da porção cervical da haste dos instrumentos Protaper.

Por outro lado, a resistência friccional é proporcional à área de contato entre a banda radial e a parede do canal radicular. Segundo Blum et al.⁷ (1999) a quantidade de torque gerada depende da área de contato entre o instrumento e as paredes do canal radicular. Para eles, dentre os métodos existentes para reduzir a fratura torcional, a modificação da geometria de secção transversal dos instrumentos rotatórios seria fator decisivo. Porém, autores como Peters & Barbakow⁴³ (2002),

discordam desta afirmativa, relatando que, clinicamente, esta área de contato não poderia ser definida podendo variar de acordo com as várias seqüências de instrumentos.

Seguindo as afirmações de Blum et al.⁷ (1999), o sistema K3 apresenta mudanças na geometria de sua secção transversal com o objetivo de reduzir a resistência friccional. Para isto, apresenta duas bandas radiais amplas com alívio e uma terceira banda sem alívio que têm como finalidade manter o instrumento centrado no canal radicular. De acordo com Sydney⁵⁵ (2002) e Schäfer & Florek⁵⁰ (2003), a área de alívio da guia radial teria a função dentre outras, de aumentar a resistência do instrumento à fratura. Este alívio, além de reduzir o atrito, controla a profundidade com que a espira trabalha na dentina, de modo que o excesso de pressão apical não significa aumento de volume da espira atuando na dentina. Este fato protege o instrumento, reduzindo o índice de fratura.

Outra possível explicação para o melhor comportamento dos instrumentos K3 à fratura está no diâmetro variável de seu núcleo. O diâmetro do núcleo decresce uniformemente em direção ao cabo. Assim, há uma maior quantidade de massa metálica concentrada na região mais susceptível à fratura e que, por isso requer maior resistência: a ponta do instrumento⁵⁵. Estas características não foram encontradas, na literatura pesquisada, nos sistemas Profile e Protaper.

Alguns autores^{10, 11, 61} apontam ainda um outro ponto a ser considerado em nossa discussão: nem todos as ligas utilizadas para a fabricação de instrumentos endodônticos têm a mesma composição. Segundo Wildey et al.⁶¹ (1992), existem aços inoxidáveis extremamente duros e outros de uma maciez inacreditável. Para eles a porcentagem de carbono seria o fator mais importante no que diz respeito às propriedades físicas do aço inox. O mesmo acontece para as ligas de níquel-titânio.

Camps e Pertot ¹¹ (1995) alertaram para a existência de quatro diferentes tipos de ligas de NiTi. Segundo estes autores, os fabricantes podem escolher fios de NiTi de diferentes origens e fabricar instrumentos endodônticos de níquel-titânio semelhantes. Porém, uma pequena diferença no conteúdo de níquel ($\cong 0,2\%$) nesta composição seria o suficiente para promover modificações nas propriedades desta liga ¹¹. Reis e Elias ⁴⁶ (2001) afirmaram que uma adição de níquel suficiente para variar a composição da liga NiTi de 50-50 para 51-49 determinaria uma redução na temperatura As (austenita inicial) em aproximadamente 100° C, o que, praticamente, triplicaria a tensão de escoamento. Por outro lado, Lopes et al. ³² (2000) afirmaram que a resistência dos instrumentos endodônticos à fratura não depende apenas do tipo e composição química da liga metálica usada na sua fabricação, mas também de suas propriedades mecânicas e das características morfológicas advindas do processo de fabricação.

Como trabalhamos com duas diferentes marcas comerciais (Kerr e Dentsply/ Maillefer), poderíamos suspeitar de diferenças tanto na composição das ligas de NiTi utilizadas por estes dois fabricantes, quanto nas características particulares de cada um, advindas do processo de fabricação. Isto poderia explicar o melhor comportamento do sistema produzido pela Kerr (K3), em relação aos outros dois produzidos pela Dentsply / Maillefer (Profile e Protaper).

A ausência de diferenças significantes dos valores de torque máximo entre os Grupos A x E e entre os Grupos B X E, nos leva, mais uma vez a concluir que a variação progressiva de “taper” nos instrumentos Protaper não foi o motivo que influenciou na maior ou menor resistência à fratura. Além disso, se formos nos basear na influência da secção transversal, os dois sistemas são, relativamente,

semelhantes, já que ambos apresentam três lâminas cortantes, com secções transversais triangulares: um convexa (Protaper) e o outro em forma de “U” (Profile).

Observamos ainda a existência de uma relação entre o calibre dos instrumentos e a resistência à fratura por torção (Apêndice B). Independente do sistema (Profile ou K3) os instrumentos de menor calibre suportaram menores valores de torque antes da fratura torcional. Assim, um instrumento nº 15 (Grupo A - Profile 0,04) apresentou valor médio de torque máximo aproximado de 0,62 Ncm, enquanto um instrumento nº 40 do mesmo grupo apresentou uma média de 1,82 Ncm. Da mesma forma, no sistema K3 0,04 (Grupo C) instrumentos mais finos, nº 15 e 20, apresentaram valores de torque para fratura de 0,53 Ncm e 0,63 Ncm, respectivamente; ao contrário dos instrumentos de nº 35 e 40, que mostraram maior resistência à fratura, com valores de torque superiores ao dos instrumentos menos calibrosos: 1,67 Ncm e 2,36 Ncm respectivamente.

Estes achados vão de encontro a outros trabalhos ^{11, 43, 47, 49} que afirmaram que os instrumentos mais calibrosos dificilmente fraturam por torção porque têm um maior volume e por isso necessitam de um maior torque para se fraturarem. Por outro lado, quando consideramos canais curvos, esta relação é inversa. Camps et al.¹² (1995), Haïkel et al. ²¹ (1999), Sattapan et al. ⁴⁸ (2000) dentre outros, mostraram em seus trabalhos que relacionando-se o diâmetro ao tipo de fratura que pode ocorrer durante o preparo biomecânico, os instrumentos de menor diâmetro são mais susceptíveis à fratura por torção, ao contrário dos mais calibrosos que, em função de seu maior volume, são mais resistentes a este tipo de fratura. Por outro lado, estes instrumentos de maior diâmetro são mais susceptíveis à fratura por flexão ⁴⁵.

A fratura dos instrumentos deste estudo ocorreu junto ao ponto de imobilização da ponta do instrumento (próximos aos seus 3 mm iniciais), igualando-se ao que aconteceu em outros trabalhos ^{14, 34, 42}.

Um outro achado de nosso estudo mostra que muitos instrumentos, independente do sistema a que pertenciam, apresentaram deformações de suas espirais próximas ao ponto de fratura (Apêndice C). Estas deformações foram também descritas por Sattapan et al. ⁴⁸, em 2000, que observaram, em seu estudo, que todos os instrumentos fraturados experimentalmente por torção apresentaram defeitos associados com a fratura, ao contrário daqueles fraturados por flexão, os quais apresentaram fratura aguda, sem o acompanhamento de defeitos.

Clinicamente, isto pode ser explicado por estudos de Lopes e Elias ³⁵ (2001), que afirmaram que durante o avanço do instrumento no interior do canal radicular, sua ponta pode ficar imobilizada e, com isso, o esforço de carregamento (torção à direita) provocaria a ultrapassagem do limite de escoamento do material (liga de NiTi). Isto ocasionaria a deformação plástica na lâmina cortante do instrumento. Sendo as hélices dos instrumentos endodônticos confeccionados no sentido da direita para a esquerda, durante sua imobilização e torção ocorreria a reversão das espiras, determinando sua deformação ^{29, 33, 34, 36, 42}.

Vários trabalhos ^{28, 38, 40, 60}, mostraram que através da microscopia eletrônica de varredura (MEV) é possível observar características da morfologia dos instrumentos endodônticos no seu ponto de fratura. Desta forma, submetemos algumas amostras a análise no MEV (JEOL – JMS T-330 A), antes e após o teste de torção, por considerarmos que o conhecimento da estrutura física do instrumento endodôntico é um dado importante no entendimento do processo de fratura.

Por meio da MEV pudemos observar dados interessantes que, apesar de não fazerem parte do objetivo de nosso trabalho, veio complementar o estudo do comportamento dos instrumentos frente à fratura torcional.

O primeiro fato que nos chamou a atenção foi o precário acabamento superficial encontrado nos instrumentos de níquel-titânio. Nossos achados concordaram com vários outros trabalhos^{32, 34, 36, 42}, no que se refere à presença, em algumas amostras, de uma grande quantidade de ranhuras, microcavidades, rebarbas, cavacos presentes nas pontas e lâminas cortantes, enfim, defeitos de acabamento que podem atuar como concentradores de tensão, induzindo a fratura do instrumento a níveis inferiores de tensão do que o teoricamente esperado (Apêndice D).

Também através da microscopia eletrônica de varredura, podemos observar a intensidade da deformação das espirais associada ao ponto de fratura após o ensaio de torção (Apêndice E). Tais deformações também foram observadas por outros autores^{27, 29, 33, 34, 35, 36, 42, 48}, conforme já relatado.

Diante do que foi discutido, podemos observar que o limite elástico e a resistência à fratura dos instrumentos endodônticos são dependentes de fatores como desenho, diâmetro e conicidade de sua parte ativa¹⁹. Assim, os valores corretos de torque para cada instrumento deveriam ser calculados pelo próprio fabricante, de forma a manter um ótimo desempenho das lâminas cortantes associado ao menor risco de deformação e fratura destes instrumentos. Além disso, a padronização de motores com controle de torque seria fundamental para a segurança do operador durante o uso de instrumentos endodônticos rotatórios.

O desenvolvimento de motores que forneçam um valor de torque limite baixo acaba por contribuir para a diminuição deste problema. Quando um motor

apresenta um torque limite alto, o torque para deformação e fratura do instrumento pode ser alcançado antes dos altos valores de torque estabelecidos pelo motor, determinando a fratura do instrumento. Porém, nos motores com um torque limite baixo, os valores de torque fixados no motor são, supostamente, menores que os valores de torque máximos suportados pelo instrumento. Desta forma, quando o instrumento for submetido a níveis de torque iguais ao do motor, este parará de girar e começará a girar em sentido contrário (reverso), evitando assim o “stress” do instrumento e sua conseqüente fratura ⁶⁵. Estas observações podem ser confirmadas por Matheus et al. ⁴², em 2003, que afirmaram que, nos motores elétricos que possuem programação de torque, os valores de torque programado deveriam ficar aquém do limite de resistência à fratura por torção do instrumento utilizado.

Entendemos que o conhecimento dos valores de torque máximos suportados pelos instrumentos automatizados durante o preparo dos canais radiculares nos ajudará a definir melhor em qual motor elétrico (dependendo do torque fornecido), determinado sistema rotatório poderá ser utilizado com maior segurança, diminuindo, assim, ocorrências desagradáveis como as fraturas dos instrumentos dentro dos canais radiculares.

Conclusões

Baseados nos resultados dos experimentos podemos concluir que:

- 1) No sistema Profile 0,04/0,06 e no K3 0,04/0,06, as limas de conicidade 0,06 foram estatisticamente mais resistentes à fratura apresentando valores de torque superiores aos das limas de conicidade 0,04.
- 2) Os instrumentos Profile 0,04 e K3 0,04 não apresentaram diferenças significantes nos valores de torque necessários para a fratura ($p= 0,119$). Porém, houve diferenças significantes entre os sistemas Profile 0,06 e K3 0,06, sendo este último mais resistente à fratura torcional ($p= 0,000$).
- 3) O sistema K3, independente da conicidade, apresenta instrumentos significativamente mais resistentes à fratura que os instrumentos do sistema Profile. Comparando-se os sistemas Profile 0,04, Profile 0,06 e K3 0,04 com o sistema Protaper, não observamos nenhuma diferença estatisticamente significante entre os valores de torque necessários para a fratura. Porém, o sistema K3 0,06 mostrou-se mais resistente à fratura quando comparado com as limas do sistema Protaper ($p= 0,000$).

Referências *

1. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on dental material and devaces. New American Dental Association Specification nº 28 for endodontic files and reamers. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.93, p.813-7, 1976.
2. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Revised American National Standards Institute. Specification nº 28 for root canal files and reamers, type K. New York American National Standards Institute, 1982.
3. ANDREASEN, G.F.; HILLEMANN, T.B. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.82, p.1373-1375, June, 1971.
4. ANDREASEN, G.F.; MORROW, R.E. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 73, n.2, p. 142-51, Feb. 1978.
5. BERGMANS, L.; CLEYNENBREUGEL, J.V.; BEULLENS, M.; WEVERS, M.; VAN MEERBEEK, B.; LAMBRECHTS, P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, p. 288-295, 2003.
6. BLUM, J.Y.; MACHTOU, P.; MICALLEF, J.P. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 2, p. 108-114, Mar., 1999.
7. BLUM, J.Y.; COHEN, A.; MACHTOU, P.; MICALLEF, J.P. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 1, p. 24-31, Jan., 1999.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR6023**: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

-
8. BONETTI FILHO, B.; ESBERARD, R.M.; LEONARDO, R.T.; DEL RIO, C.E. Microscopic evaluation of three endodontic file pre and posinstrumentation. **J. Endod.**, Chicago, v. 24, n. 7, p. 461-64, July, 1998.
 9. CAMPS, J.; PERTOT, W.J. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and Nitinol instruments. **J. Endod.**, Chicago, v. 20, n. 8, p.395-98, Aug. 1994.
 10. CAMPS, J.; PERTOT, W.J. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K-files. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 28, n. 5, p. 239-43, Sep., 1995.
 11. CAMPS, J.; PERTOT, W.J. Machining efficiency of nickel-titanium K-types files in a linear motion. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 28, n. 6, p. 279-84, Nov., 1995.
 12. CAMPS, J.; PERTOT, W.J.; LEVALLOIS, B. Relationship between file size and stiffness of nickel titanium instruments. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 11, n. 6, p. 270-73, Dec., 1995.
 13. CANALDA-SAHLI, C.; BRAU-AGUADÉ, E.; BERÁSTEGUI-JIMENO, E. A comparasion of bending and torcional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 29, n. 3, p. 185-89, May, 1996.
 14. CARMO, A.M.R.; VALERA, M.C.; LOPES, H.P.; ELIAS, C.N. Fratura por torção de instrumentos endodônticas de níquel-titânio acionados a motor. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 59, n. 3, p. 197-199, mai./jun., 2002.
 15. CIVJAN, S.; HUGET, E.F.; DeSIMON, L.B. Potential applications of certain nicke-titanium (Nitinol) alloys. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v. 54, n. 1, p.89-96, Feb. 1975.

16. CRAVEIRO DE MELLO, M.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. **J. Endod.**, Chicago, v. 28, n. 11, p. 765-9, Nov., 2002.
17. 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.**, Chicago, v. 26, n. 2, p. 68-71, Feb., 2000.
18. ESTRELA, C. **Metodologia Científica** – ensino e pesquisa em odontologia. São Paulo: Artes Médicas, 2001.
19. GAMBARINI, G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 16, n. 3, p. 95-100, Mar., 2000.
20. HAÏKEL, Y.; SERFATY, R.; SPEISSER, J.M.; ALLEMANN, C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. **J. Endod.**, Chicago, v. 24, n. 11, p. 731-35, Nov., 1998.
21. HAÏKEL, Y.; SERFATY, R.; BATEMAN, G.; SENGHER, B.; ALLEMANN, C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. **J. Endod.**, Chicago, v. 25, n. 6, p. 434-40, June, 1999.
22. HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; KRANE, K.S. **FÍSICA 1** 4 ed. Rio de Janeiro: LTC editora, 1996.
23. INGLE, J.I. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 14, n. 1, p. 83-91, Jan., 1961.
24. INTERNATIONAL ORGANIZATION OF STANDARDIZATION. Dental root-canal instruments. ISO/DIS 3630-1, 1992.

-
25. KUHN, W.G.; CARNES, D.L.; CLEMENT, D.J.; WALKER, W.A. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. **J. Endod.**, Chicago, v. 23, n. 12, p. 735-38, Dec., 1997.
26. LEONARDO, M.R.; LEAL, J.M. **Endodontia**: tratamento de canais radiculares. 3ed. São Paulo: Panamericana, 1998.
27. LEONARDO, M.R.; LEONARDO, R.T. **Sistemas Rotatórios em Endodontia**: instrumentos de níquel-titânio. São Paulo: Artes Médicas, 2002.
28. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; VIANA, C.S.C.; ESTRELA, C. Estudo da fratura de limas endodônticas. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 52, n. 4, p. 18-22, Jul./Ago., 1995.
29. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; ESTRELA, C. FONTES, P.P.; TUCHMAN, D. Emprego de limas acionadas a motor no preparo de canais radiculares. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 53, n. 2, p. 20-24, Set./Out., 1996.
30. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA Jr, J.F.; ESTRELA, C. Considerações sobre conicidade e o diâmetro das limas endodônticas. **Rev. Paul. Odontol.**, São Paulo, n. 2, p. 8-14, Mar./Abr., 1998.
31. LOPES, H.P.; SIQUEIRA Jr, J.F. **Endodontia**: biologia e técnica. Rio de Janeiro: MEDSI Editora médica e científica Ltda., 1999.
32. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA Jr., J.F. Fratura por torção das limas endodônticas de aço inoxidável. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 57, n. 3, p. 142-146, Mai./Jun., 2000.
33. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA Jr, J.F. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos. **Rev. Paul. Odontol.**, São Paulo, n. 4, p. 4-9, Jul./Ago., 2000.

34. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; SIQUEIRA Jr, J.F.; ARAÚJO FILHO, V.R. Fratura por torção das limas endodônticas de aço inoxidável e de níquel-titânio. **Rev. Paul. Odontol.**, São Paulo, n. 2, p. 8-12, Mar./Abr., 2001.
35. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 58, n. 3, p. 207-210, Mai./Jun., 2001.
36. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N. Fratura das limas endodônticas tipo K. Fundamentos teóricos e práticos. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 58, n. 6, p. 406-410, Nov./Dez., 2001.
37. LUEBKE, N.H.; BRANTLEY, W.A. Torsional and metallurgical properties of rotary endodontic instruments. II. Stainless steel gates glidden drills. **J. Endod.**, Chicago, v. 17, n. 7, p.319-23, July 1991.
38. LUEBKE, N.H.; BRANTLEY, W.A.; SABRI, Z.I.; LUEBKE, F.L.; LAUSTEN, L.L. Physical dimensions, torcional performance, bending properties, and metallurgical characteristics of rotary endodontic instruments. VI. Canal Master drills. **J. Endod.**, Chicago, v. 21, n. 5, p.259-63, May, 1995.
39. MAIA FILHO, E.M. Avaliação comparativa da resistência à fratura de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor submetidos a ensaios de torção. 2003. 95f. Tese (Doutorado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia Unesp – Araraquara.
40. MARSICOVETERE, E.S.; BURGESS, J.O.; CLEMENT, D.J. Torsional testing of the Lightspeed nickel-titanium instrument system. **J. Endod.**, Chicago, v. 22, n. 12, p. 681-84, Dec., 1996.

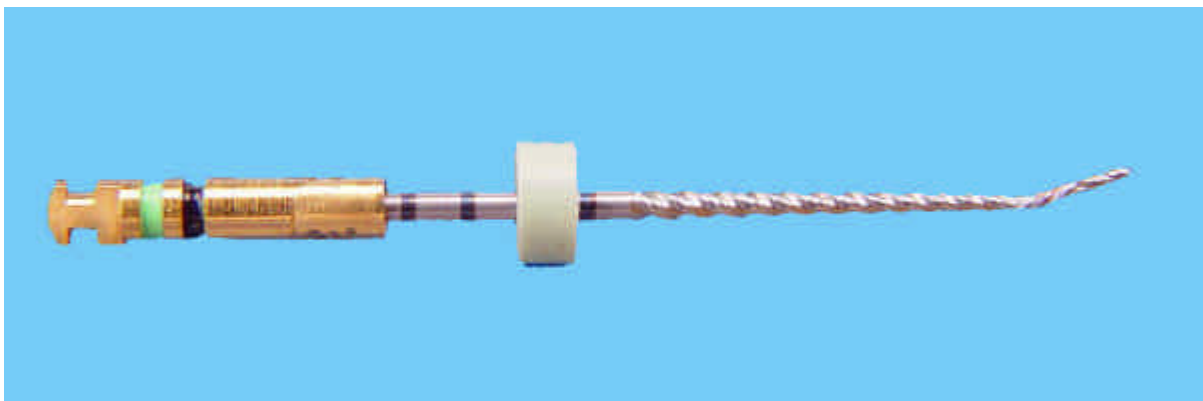
-
41. MARTÍN, B.; ZELADA, G.; VARELA, P.; BAHILLO, J.G.; MAGÁN, F.; AHN, S.; RODRÍGUEZ, C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, p. 262-266, 2003.
42. MATHEUS, T.C.U.; ALBUQUERQUE, D.S.; LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; CARMO, A.M.R.; MOREIRA, E.J.L. Fratura por torção de instrumentos de níquel-titânio, K3 Endo e Profile. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 60, n. 3, p. 202-204, Mai./Jun., 2003.
43. PETERS, O.A.; BARBAKOW, F. Dinamic torque and apical forces of Profile 0,04 rotary instruments during preparation of curved canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, p. 379-389, Abril, 2002.
44. PETERS, O.A.; PETERS, C.I.; SCHÖNENBERGER, K.; BARBAKOW, F. Protaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, p. 86-92, 2003.
45. PRUET, J.P.; CLEMENT, D.J.; CARNES, D.L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. **J. Endod.**, Chicago, v. 23, n. 2, p. 77-85, Feb., 1997.
46. REIS, W.P.; ELIAS, C.N. Ligas de NiTi com superelasticidade e memória de forma. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 58, n. 5, p. 300-304, Set./Out., 2001.
47. ROWAN, M.B.; NICHOLLS, J.I.; STEINER, J. Torsional properties of stainless steel nickel-titanium endodontic files. **J. Endod.**, Chicago, v. 22, n. 7, p. 341-45, July, 1996.
48. SATTAPAN, B.; NERVO, G.J.; PALAMARA, J.E.A. MESSER, H.H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. **J. Endod.**, Chicago, v. 26, n. 3, p. 161-65, Mar., 2000.

49. SATTAPAN, B.; PALAMARA, J.E.A. MESSER, H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. **J. Endod.**, Chicago, v. 26, n. 3, p. 156-60, Mar., 2000.
50. 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.**, Oxford, v. 36, p. 199-207, 2003.
51. SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A. **Nickel-Titanium instruments: applications in endodontics**. 2ed. St. Louis, Missouri: Ishiyaku Euroamericana, 1995.
52. SETO, B.G.; NICHOLLS, J.I.; HARRINGTON, G.W. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. **J. Endod.**, Chicago, v. 16, n. 8, p.355-360, Aug., 1990.
53. SILVAGGIO, J.; HICKS, L. Effect of heat sterilization on the torcional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. **J. Endod.**, Chicago, v. 23, n. 12, p. 731-34, Dec., 1997.
54. SOUZA, S.A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. Fundamentos teóricos e práticos. 5 ed. São Paulo:Edgard Blücher, 1982.
55. SYDNEY, G.B. K3 - Nova geração de instrumentos de níquel-titânio. **JBE**, v. 3, n. 8, p. 33-38, Jan./Mar., 2002.
56. TANOMARU FILHO, M.; LEONARDO, M.R.; BONIFÁCIO, K.C.; DAMETTO, F.R.; SILVA, I.A.B. The use of ultrasound for cleaning the surface of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 34, p. 581-585, 2001.

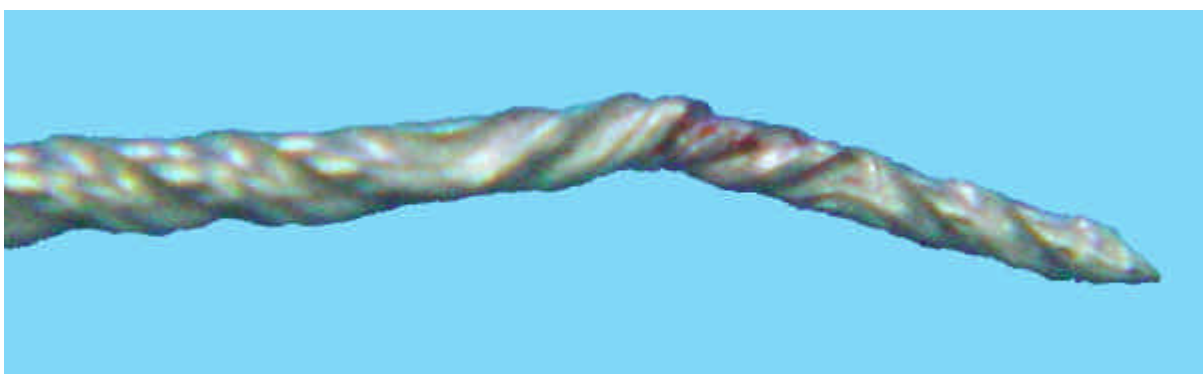
-
57. TEPEL, J.; SCHÄFER, E.; HOPPE, W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. **J. Endod.**, Chicago, v. 23, n. 3, p. 141-45, Mar., 1997.
58. THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Quantec series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 31, p. 259-267, 1998.
59. TURPIN, Y.L.; CHAGNEAU, F.; BARTIER, O.; CATHELINEAU, G.; VULCAIN, J.M. Impact of torcional and bending inertia on root canal instruments. **J. Endod.**, Chicago, v. 27, n. 5, p. 333-336, May, 2001.
60. WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of bending and torcional properties of nitinol root canal files. **J. Endod.**, Chicago, v. 14, n. 7, p. 346-351, July, 1988.
61. WILDEY, W.L.; SENIA, S.; MONTGOMERY, S. Another look at root canal instrumentation. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 74, n. 4, p. 499-507, Oct., 1992.
62. WOLCOTT, J.; HIMEL, V.T. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. **J. Endod.**, Chicago, v. 23, n. 4, p. 217-20, Apr., 1997.
63. YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 2, p. 115-19, Mar., 1999.
64. YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on Profile failures. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 34, n. 1, p. 47-53, Jan., 2001.

65. YARED, G.M.; SLEIMAN, P. Failure of Profile instruments used with air, high torque control and low torque control motors. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 93, n. 1, p. 92-96, Jan., 2002.
66. ZELADA, G.; VARELA, P.; MARTÍN, B.; BAHÍLLO, J.G.; MAGÁN, F.; AHN, S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. **J. Endod.**, Chicago, v.28, n. 7, july, 2002.
67. ZUOLO, M.L.; WALTON, R.E. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. **Quintessence Int.**, Illinois, v 28, n. 6, p. 397-402, June, 1997.

APÊNDICE A



Instrumento K3 de conicidade 0,04 nº 40 após ensaio de torção. Distorção e deformação das espiras de sua parte ativa junto ao ponto imobilização, porém sem ocorrer a fratura.



Vista mais aproximada da ponta de um instrumento K3 de conicidade 0,06 nº 35 após ensaio de torção. Distorção e deformação das espiras, porém sem ocorrer a fratura.

APÊNDICE B - Variação nas médias do torque máximo para fratura dos instrumentos, de acordo com o sistema e diâmetro dos mesmos.

Tabela 4. Valores de torque máximo dos instrumentos Profile (0.04 e 0.06), segundo a numeração do instrumento (15, 20, 25, 30, 35 e 40), em N.cm.

Conicid.	Profile 0.04						Profile 0.06					
Nº	15	20	25	30	35	40	15	20	25	30	35	40
	0,35	0,37	0,52	0,83	1,11	1,45	0,45	0,51	0,64	1,02	1,47	1,62
	0,38	0,47	0,59	0,85	1,30	1,54	0,56	0,64	0,69	1,18	1,51	2,07
	0,38	0,60	0,60	0,86	1,32	1,57	0,56	0,65	0,75	1,18	1,69	2,10
	0,39	0,63	0,63	1,02	1,33	1,65	0,57	0,65	0,83	1,18	1,77	2,15
	0,42	0,66	0,64	1,02	1,37	1,72	0,57	0,74	0,83	1,35	1,85	2,39
	0,45	0,67	0,65	1,04	1,45	1,77	0,57	0,81	0,91	1,40	1,85	2,62
	0,81	0,77	0,68	1,10	1,46	2,04	0,85	0,81	0,91	1,41	1,89	2,62
	0,83	0,83	1,04	1,22	1,58	2,07	1,28	0,93	1,05	1,49	2,18	2,64
	1,02	1,06	1,23	1,27	1,61	2,07	1,47	1,02	1,16	1,49	2,74	2,86
	1,15	1,25	1,33	1,33	1,66	2,27	1,52	2,16	1,72	2,16	2,74	2,86
Média	0,618	0,731	0,791	1,054	1,419	1,815	0,840	0,892	0,949	1,386	1,969	2,393
DP	0,304	0,263	0,294	0,178	0,168	0,278	0,419	0,470	0,313	0,313	1,453	0,401

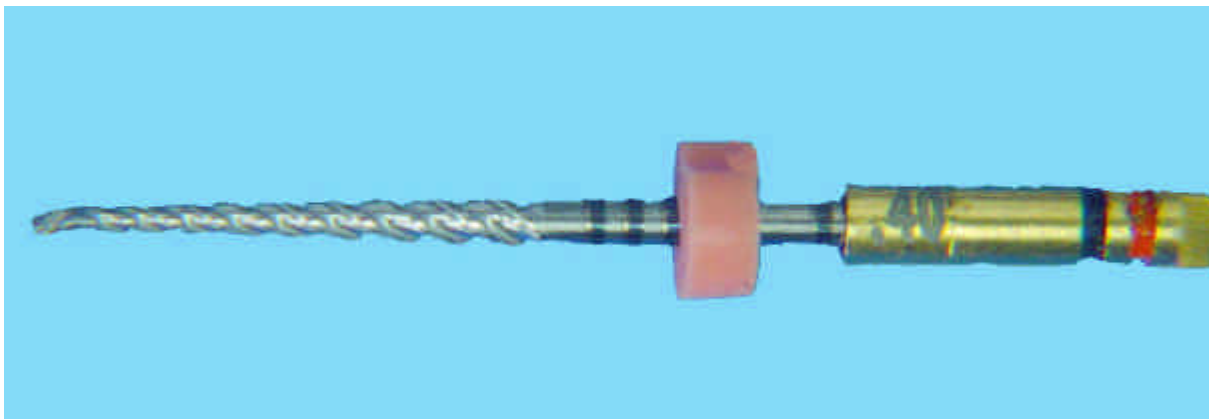
Tabela 5. Valores de torque máximo dos instrumentos K3 (0.04 e 0.06), segundo a numeração do instrumento (15, 20, 25, 30, 35 e 40), em N.cm.

Conicid.	K3 0.04						K3 0.06					
Nº	15	20	25	30	35	40	15	20	25	30	35	40
	0,34	0,50	0,55	1,12	1,42	2,09	0,55	1,05	1,24	1,56	2,30	3,09
	0,40	0,54	0,65	1,27	1,43	2,20	0,63	1,06	1,49	2,00	2,32	3,26
	0,41	0,59	0,69	1,28	1,48	2,22	0,66	1,07	1,51	2,04	2,73	3,39
	0,44	0,59	0,76	1,36	1,66	2,25	0,70	1,13	1,57	2,13	2,78	3,39
	0,52	0,59	0,76	1,37	1,69	2,25	0,79	1,20	1,70	2,15	2,83	3,54
	0,58	0,67	0,82	1,42	1,69	2,29	0,81	1,21	1,80	2,33	2,85	3,60
	0,60	0,69	0,83	1,50	1,78	2,34	0,87	1,24	1,96	2,51	2,98	3,71
	0,61	0,70	0,99	1,54	1,83	2,38	0,94	1,33	1,98	2,57	3,21	4,06
	0,61	0,73	1,01	1,59	1,83	2,70	0,95	1,38	2,08	2,71	3,34	4,16
	0,75	0,75	1,37	1,59	1,90	2,90	1,11	1,41	2,14	3,46	3,63	4,18
Média	0,526	0,635	0,843	1,404	1,671	2,362	0,801	1,208	1,747	2,346	2,897	3,638
DP	0,127	0,084	0,233	0,154	0,174	0,248	0,171	0,133	0,295	0,513	0,419	0,384

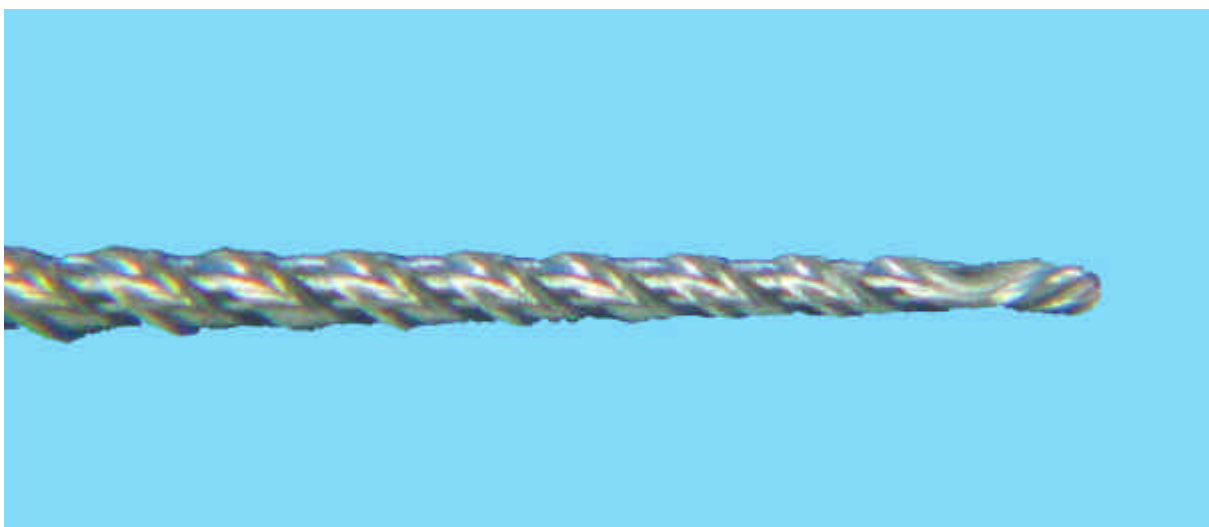
Tabela 6. Valores de torque máximo dos instrumentos Protaper, segundo a numeração do instrumento (S_x , S_1 , S_2 , F_1 , F_2 , F_3 em N.cm).

Numeração	S_x	S_1	S_2	F_1	F_2	F_3
	0,20	0,37	0,45	0,81	1,08	1,26
	0,27	0,42	0,46	0,97	1,28	1,98
	0,52	0,52	0,52	1,00	1,40	1,99
	0,64	0,55	0,72	1,03	1,64	2,02
	0,71	0,57	0,75	1,25	1,65	2,12
	0,80	0,58	0,77	1,27	1,92	2,20
	0,98	0,59	0,80	1,31	1,92	2,21
	1,15	1,00	0,81	1,32	2,05	2,22
	2,26	1,03	1,01	1,48	2,13	2,30
	2,28	1,24	1,03	1,52	2,34	2,53
Média	0,981	0,687	0,732	1,196	1,741	2,083
DP	0,788	0,293	0,205	0,233	0,402	0,333

APÊNDICE C



Instrumento K3 de conicidade 0,06 nº 40 fraturado após ensaio de torção. Distorção e deformação das espiras adjacentes ao ponto de fratura torcional.



Vista mais aproximada da ponta do instrumento K3 de conicidade 0,06 nº 40 após ensaio de torção. Distorção e deformação das espiras adjacentes ao ponto da fratura torcional.

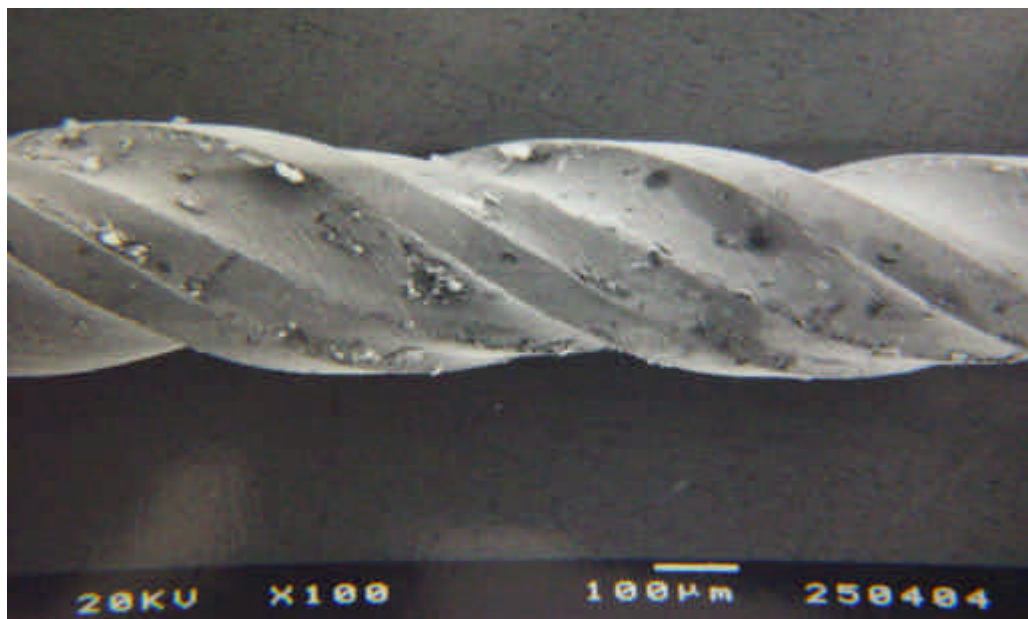


Instrumento Protaper F₃ fraturado após ensaio de torção. Distorção e deformação das espiras adjacentes ao ponto de fratura torcional.

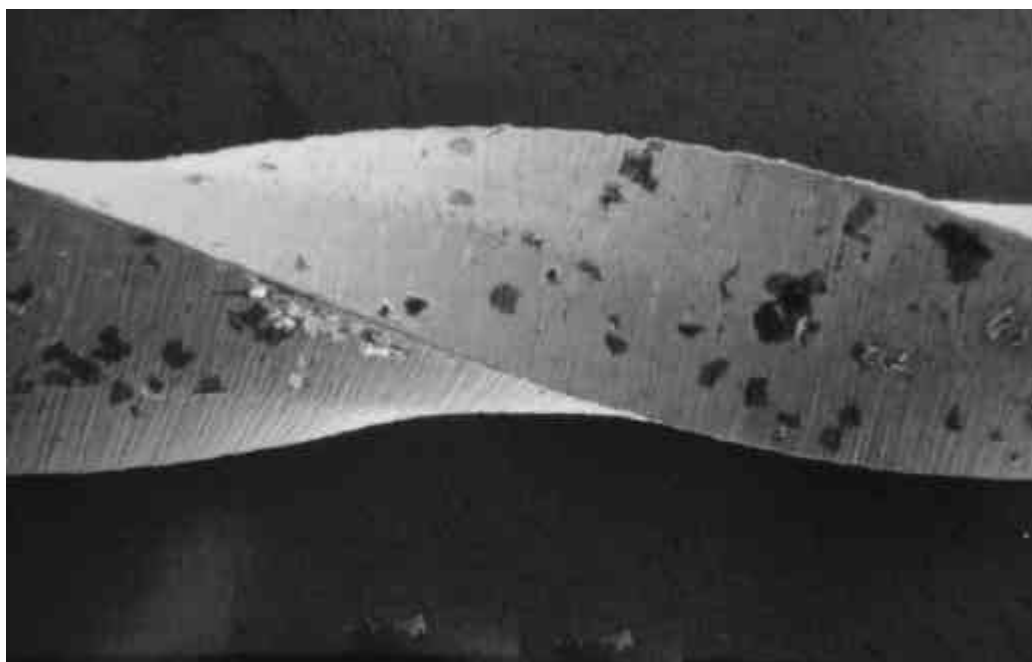


Vista mais aproximada da ponta do instrumento F₃ após ensaio de torção. Distorção e deformação das espiras adjacentes ao ponto da fratura torcional.

APÊNDICE D

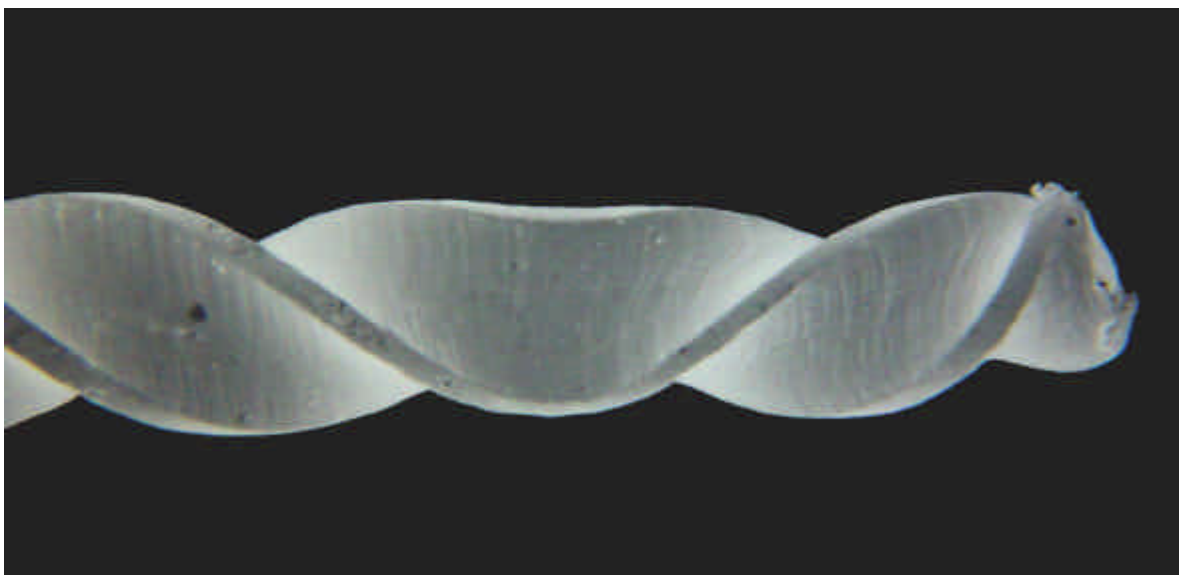


MEV do instrumento K3 de conicidade 0,04 nº 20 100X de aumento: presença de defeitos de acabamento superficial.

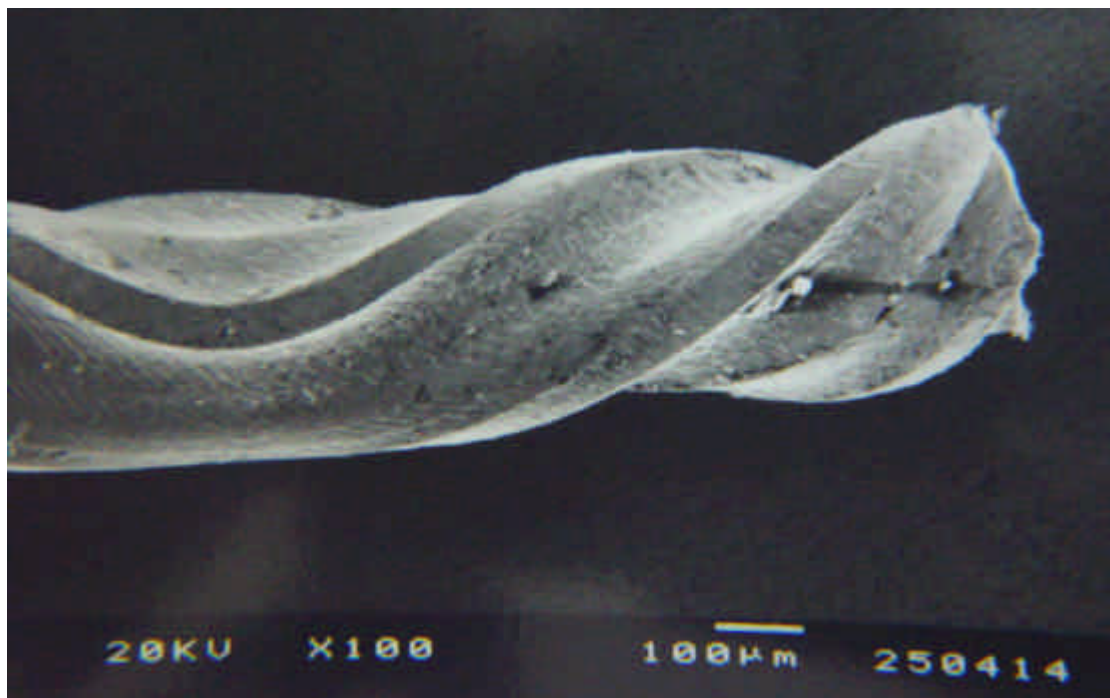


MEV do instrumento Protaper F₁ 100X de aumento: presença de defeitos de acabamento superficial.

APÊNDICE E



MEV do instrumento Profile de conicidade 0,04 nº 30 50X de aumento: deformação das lâminas próximas ao ponto de fratura.



MEV do instrumento K3 de conicidade 0,04 nº 20 100X de aumento: deformação das lâminas próximas ao ponto de fratura.

ANEXO A

$$\mathbf{V = W \times r}$$

Onde **V** é a velocidade que queríamos determinar, **W** é igual à $2\pi f$ e **r** é o raio da roldana. Sabemos que:

$$p = 3,14$$

$$f = 2 \text{ (rpm – ISO 3630/1)}$$

$$r = 0,36 \text{ cm} \rightarrow 3,6 \text{ mm}$$

Então se $W = 2p f$, temos que:

$$W = 2. 3,14. 2$$

$$W = 12,56$$

Voltando à fórmula inicial temos que:

$$\mathbf{V = W \times r}$$

$$\mathbf{V = 12,56 \times 3,6 \text{ (mm)}}$$

$$\mathbf{V @ 45, 22 \text{ mm/min}}$$

Autorizo a reprodução deste trabalho.

Araraquara, 16 de fevereiro de 2004.

Cristiane Bonanato Estrela