UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU DEPARTAMENTO DE DENTÍSTICA, ENDODONTIA E MATERIAIS ODONTOLÓGICOS



ELAINE CRISTINA CONSOLMAGNO

Avaliação por meio da microscopia eletrônica de varredura da limpeza e deformação de instrumentos rotatórios após a instrumentação de canais radiculares

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas.

Área de concentração: Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Hungaro Duarte.

Versão corrigida

Consolmagno, Elaine Cristina C765a Avaliação por meio da microscopia eletrônica de varredura da limpeza e deformação de instrumentos rotatórios após a instrumentação de canais radiculares. Elaine Cristina Consolmagno – Bauru, 2011. 105 p.: il.; 31cm. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia

de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Húngaro Duarte

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.	
Assinatura:	
Data:/	

Comitê de Ética da FOB-USP Protocolo nº: 137/2009

Data: 01/10/2009



Aos meus Pais:

Antonio Aparecido Ponsolmagno & Maria José de Rima Ponsolmagno

Que nunca mediram esforços para que eu pudesse buscar meus objetivos, sonharam comigo cada sonho, apoiaram todas as minhas decisões com muito amor e carinho e nunca duvidaram do meu potencial.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por me dar saúde, força e iluminar meu caminho para que eu alcance meus objetivos e possa sonhar cada vez mais...

Aos meus **Pais**, pelo amor incondicional e pelo apoio dado em qualquer momento de minha vida, acreditando sempre na minha capacidade e me encorajando frente a qualquer situação;

Ao meu marido **Jonathan Camargo Callejon** pelo apoio em todas minhas decisões, pelo amor, companheirismo e amizade, pois mesmo estando há quilômetros de distância eu sempre te senti muito próximo. Obrigada também pelo presente mais precioso que me deu: nossa filha Manuela;

À minha filha **Manuela** que me ensinou o valor de um simples sorriso e me mostrou o maior amor que um ser humano é capaz de sentir;

Aos meus irmãos **André** e **Adriano**, pelo amor, amizade e cuidados de irmãos mais velhos;

Às cunhadas **Élidi** e **Fabiana** por fazerem parte da família e por me darem sobrinhos lindos: Eduardo, Enzo e Isabella;

A todos meus **familiares** que sempre me incentivaram e disseram palavras de carinho procurando me apoiar sempre;

À equipe **Multiodonto**: **Dra. Sandra**, **Raquel**, **Dra. Flávia**, **Dr. Fábio**, **Dra. Cintia** pela oportunidade de iniciar minha vida clínica profissional e mais que isso, pela amizade e confiança;

Aos amigos: Aline Bertasi, Fabíola, Flávia Negreiros, Junior Nobre, Louise, Mirian Tassa e Tatiane Nahsan que fazem parte da minha vida, me mostraram que

caminhar junto é muito valioso e que amizade é pra sempre, mesmo que a distância tenha nos separado por algum motivo;

Aos amigos: Andreza, Bruna Moron, Mirian Bueno, Pekirson e Raquel pela amizade e carinho sempre que preciso. Vocês são muito especiais e estarão em meu coração sempre;

Ao amigo **Fernando Accorsi Orosco** que me deu o maior apoio para prestar o mestrado em Endodontia e me conduziu nos estudos. Sem você eu não estaria aqui;

Aos meus amigos de mestrado **Aldo**, **Bruno**, **Clarissa**, **Marcelo**, **Marina**, **Paloma**, **Raquel** e **Thaís** pela amizade, companheirismo e pelos momentos inesquecíveis que passamos juntos, tanto de estudo quanto de descontração;

Ao amigo **Ronald Ordinola Zapata** que além de excelente pesquisador, não mede esforços para ajudar todos. Sou muito grata por todo auxílio neste trabalho;

Ao professor **Dr. Marco Antonio Húngaro Duarte** que foi mais que orientador me conduzindo da melhor maneira possível neste estudo, mas um mestre digno de toda minha admiração. Obrigada pela amizade e paciência;

Aos professores do departamento de Endodontia: **Dr. Clovis Monteiro Bramante, Dra. Flaviana Bombarda de Andrade, Dr. Ivaldo Gomes de Moraes, Dr. Norberti Bernardineli** e **Dr. Roberto Brandão Garcia**, por nos ensinarem que Endodontia é mais que uma especialidade, requer amor e dedicação para que o trabalho saia bem feito e, que a docência é mais que dar aulas, mas transmitir o desejo pelo conhecimento. Vocês têm toda minha admiração e carinho, com muito orgulho de ter aprendido muito com vocês;

A toda equipe do departamento **Neide**, **Patrícia**, **Suely** pela amizade, atenção e prontidão sempre, ao **Edimauro** que realizou todas as fotografias no microscópio eletrônico de varredura e tornou o trabalho muito menos cansativo pela alegria, amizade e descontração;

A todos os **Professores** desta Instituição que foram mais que professores, mas amigos e grandes mestres que deixaram mais que aprendizado acadêmico, mas coisas que levarei para vida toda;

A esta Instituição, Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo, na pessoa do Dr. José Pereira, por proporcionar minha formação acadêmica e mais que isso, a realização de um sonho;

A CAPES, pelo auxílio financeiro concedido para a realização deste trabalho;

Enfim, a todos que contribuíram direta ou indiretamente para a execução e conclusão deste trabalho,

Muito obrigada de coração, sem vocês, chegar aqui seria muito mais difícil...

"Ror mais complicada que pareça qualquer situação, nunca desista, pois
quanto maior a dificuldade, maior sua capacidade para resolvê-la e mais
fortalecido sairá ao final."
Elaine Pristina Ponsolmagno

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar, por meio da microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.), a remoção de detritos e deformação superficial sofrida pelos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi BioRace (BR); Protaper (PT) e Twisted File (TF) após cada uso, totalizando cinco usos, simulando as condições clínicas. Um total de 75 molares superiores humanos extraídos cuja raiz disto-vestibular apresentava curvatura de 0 a 5° e mésio-vestibular entre 20 e 30° de acordo com o método de Weine, foram selecionados e divididos em três grupos com 25 espécimes. Para o grupo I: realizou-se instrumentação com o sistema BR; para o grupo II com o sistema PT e para o grupo III, com o TF. Foram utilizadas cinco caixas de cada sistema rotatório para instrumentar os canais mesio e distovestibulares. Inicialmente os instrumentos foram fotografados em M.E.V. com aumento de 35 vezes, utilizados uma vez e em seguida passaram por um protocolo de limpeza baseado no proposto por Parashos, Linsuwanont e Messer (2004) previamente a esterilização e, em seguida eram analisados em M.E.V., antes do uso seguinte. Esses procedimentos foram realizados até o último uso. Os dados de limpeza foram submetidos ao teste estatístico de Kruskal Wallis para comparação global e ao teste de Dunn para comparação individual dos grupos, enquanto para análise da deformação foram submetidos ao teste estatístico do Qui-quadrado para comparação global e ao teste exato de Fisher para as comparações individuais, todos com significância de 5%. Os resultados apontaram diferenças estatisticamente significantes quanto à limpeza para o sistema BR com maior quantidade de detritos remanescentes do processo de fabricação em relação ao PT e TF; após os 5 usos, os sistemas BR e PT apresentavam-se mais limpos em relação ao início do experimento, enquanto o TF permaneceu com quantidade semelhante de detritos superficiais. Ocorreu deformação em 40% do sistema BR, sendo 5% fratura e, 100% do TF, sendo 40% fratura. O sistema PT não sofreu danos consideráveis de acordo com os critérios avaliados. Por meio dos resultados obtidos neste estudo, concluiu-se que o protocolo de limpeza utilizado não proporcionou superfícies completamente limpas tanto no decorrer quanto ao final do experimento e quanto a deformação superficial, o sistema TF apresentou o pior resultado, seguido do BR, enquanto o PT que não apresentou qualquer deformação quanto aos critérios avaliados.

Unitermos: Deformação de instrumento. Limpeza de instrumento. Sistema rotatório de NiTi.

ABSTRACT

Evaluation by scanning electron microscopy of cleaning and deformation of rotary instruments after use

The aim of this study was to evaluate by scanning electron microscopy (SEM) the debris removal and deformation surface by rotary NiTi endodontic systems BioRace (BR), Protaper (PT) and Twisted File (TF) before each use, total five uses, simulating clinical conditions. A total of 75 extracted human molars whose disto-vestibular roots had curvature between 0 and 5 degrees and mesio-vestibular roots had curvature between 20 and 30 degrees according to the Weine method were selected and divided into three groups of 25 specimens. In the Group I: was used the BR system, group II was used the PT system and group III was used the TF system to shaping the mesio and distovestibular molars canals. Were used a total of five boxes to each rotary system. Initially, the instruments were examined by SEM at a magnification of 35x, then used into root canals and submitted through the cleaning protocol based on proposed by Parashos, Linsuwanont and Messer (2004) prior to sterilization for further examination by SEM, before the next use. These procedures were carried out until the last use. The cleaning data were analysed using statistical Kruskal Wallis test for global comparison and the Dunn test for individual groups comparison. The deformation data were analysed using Chi-square test for overall comparison and Fisher exact test for individual comparisons, both with 5% significance. The results showed the following statistically significant differences regarding cleaning to BR system with highest amount of debris remaining from the manufacturing process in relation to the PT and TF; after the five uses, the BR and PT systems were cleaner in relation to the initial experiment, but the TF system had the same debris amount. The deformation occurred in 40% of the BR system, with 5% fractured and 100% of the TF, with 40% fractured. The PT system has not suffered considerable damage in accordance with the criteria evaluated. The results of this study showed that the protocol did not provide cleaning surfaces completely free of debris, especially in the TF system, while for the BR and PT, resulting in cleaner surfaces at the end of the experiment compared with the dirt initial (immediately removed from their packaging). The surface deformation of TF system presented the worst results, followed by the BR and PT did not show any deformation on the criteria evaluated.

Key words: Cleaning. Deformation. NiTi rotary system.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

_	\mathbf{F}	GI	JR	AS
_	1 1	()() I 🔪	Δ

Figura 1 -	Fotografia demonstrando a medida da angulação pelo método de	
rigura i -	Weine	61
Figura 2 -	Motor elétrico Endo Motor Denjoy utilizado na instrumentação dos	O1
rigura 2 -	canais radiculares	63
Figura 3 -		
riguia 5 -	Sistema BioRace, utilizado no grupo I	04
Figura 4 -	Sistema Protaper, utilizado no grupo II	64
Figura 5 -	Sistema Twisted File, utilizado no grupo III	64
Figura 6A -	Fotografias iniciais (Uso 0) em M.E.V. do sistema BR (25.08; 15.05;	
	25.04; 25.06)	65
Figura 6B -	Fotografias iniciais (Uso 0) em M.E.V. do sistema PT (Sx; S1; S2; F1;	
	F2)	66
Figura 6C -	Fotografias iniciais (Uso 0) em M.E.V. do sistema TF (25.08)	66
Figura 7 -	Sequência do protocolo de limpeza (A. Inserção do instrumento na	
	esponja; B. Molho no Descrost; C. Banho ultrassônico e D. Lavagem).	67
Figura 8 -	Instrumentos colocados no dispositivo com o "picote" para cima; seta	
	indicando o posicionamento do mesmo, para análise em M.E.V	69
Figura 9 -	Área de sujidade e alteração de coloração*	
Figura 10 -	Exemplo do grau da deformação sofrido pelos sistemas rotatórios	70
6	1	. 0
an í Elac		
- GRÁFICO		
Gráfico 1 -	Porcentagem dos instrumentos que sofreram deformação de acordo com	
	o respectivo escore	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Média dos valores em µm² (além do valor mínimo e máximo) da	
	quantidade de detritos superficiais após os respectivos usos dos sistemas	
	rotatórios avaliados	74
Tabela 2 –	Instrumentos do sistema BioRace que sofreram deformação e o respectivo	
	escore, após os respectivos usos	75
Tabela 3 -	Instrumentos do sistema Twisted File que sofreram deformação e o	
	respectivo escore, após os respectivos usos	76
Tabela 4 -	Número total de instrumentos utilizados de cada sistema rotatório após os	
	5 usos, de acordo com o escore atribuído quanto ao grau de deformação	76

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

BR BioRace

°C Grau Celsius

CH5N3 Guanidina

ECD Escaneamento calorimétrico diferenciado

EDS Microscópio de energia dispersiva de raios X

H Hedstroëm

ISO International Standards Organization

K Kerr

KHz Quilohertz

LCF Baixo ciclo de fadiga

M Molar

MCD Média de ciclos para deformação

MEV Microscópio eletrônico de varredura

Micro-XCT Microtomografia computadorizada de raios X

mL Mililitro

mm Milímetro

N.m Newton por metro

N/cm Newton por centímetro

NaCl Cloreto de sódio

NaOCl Hipoclorito de sódio

NaOH Hidróxido de sódio

NiTi Níquel-Titânio

n° Número

p Nível de significância estatística

PF ProFile
PT Protaper

PTU Protaper Universal

rpm Rotações por minuto

TF Twisted File

vs. Versus

LISTA DE SÍMBOLOS

- E_a Superfície da efetiva amplitude de tensão
- < Menor
- > Maior
- μm² Micrometro quadrado
- N_f Número de ciclos até a fratura
- % Porcentagem
- x Vezes
- ° Grau

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DA LITERATURA	25
2.1	EVOLUÇÃO DA INSTRUMENTAÇÃO COM SISTEMA ROTATÓRIO	27
2.2	A IMPORTÂNCIA DA LIMPEZA DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS	28
2.3	DEFORMAÇÃO DE SISTEMAS ROTATÓRIOS POR FADIGA	
	CÍCLICA, TORCIONAL OU FRATURA	34
3	PROPOSIÇÃO	55
4	MATERIAIS E MÉTODOS	59
4.1	SELEÇÃO DOS ESPÉCIMES	61
4.2	ACESSO CORONÁRIO E INSTRUMENTAÇÃO DOS CANAIS	
	RADICULARES	62
4.3	DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS E SEQÜÊNCIA TÉCNICA.	63
4.4	PROTOCOLO DE LIMPEZA	67
4.5	FLUXOGRAMA DA ANÁLISE DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS	68
4.6	AVALIAÇÃO DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS NO MICROSCÓPIO	
	ELETRÔNICO DE VARREDURA	68
4.7	ANÁLISE DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS	69
4.7.1	Quanto à remoção dos detritos superficiais	69
4.7.2	Quanto ao grau da deformação	69
4.8	ANÁLISE DOS RESULTADOS	70
4.8.1	Quanto à remoção dos detritos superficiais	70
4.8.2	Quanto ao grau da deformação	70
5	REULTADOS	71
5.1	QUANTO À REMOÇÃO DOS DETRITOS SUPERFICIAIS	73
5.2	QUANTO AO GRAU DE DEFORMAÇÃO	74

6	DISCUSSÃO	79
6.1	QUANTO À METODOLOGIA	81
6.2	QUANTO À LIMPEZA DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS	84
6.3	QUANTO À DEFORMAÇÃO	87
7	CONCLUSÕES	91
	REFERÊNCIAS	95
	ANEXOS	103

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

O preparo biomecânico dos canais radiculares constitui-se em uma das etapas mais importantes do tratamento endodôntico (SCHILDER, 1974; RUDDLE, 2002), pois objetiva-se a remoção completa de tecidos vitais e/ou necróticos, dentina infectada e em caso de retratamento, a remoção do material obturador (HULSMANN; PETERS; DUMMER, 2005), visando uma cavidade suscetível para acomodação dos materiais obturadores.

Esta etapa é constituída pela instrumentação e irrigação dos canais radiculares, sendo que a instrumentação realiza o preparo e a limpeza pela ação mecânica dos instrumentos, enquanto a irrigação promove a limpeza física pelo ato de irrigar e a química, pela ação da solução irrigadora (RAMOS; BRAMANTE, 2001).

A instrumentação dos canais radiculares pode ser realizada tanto com instrumentos manuais, geralmente de aço inoxidável, quanto com sistemas rotatórios. O desenvolvimento de instrumentos acionados a motor para o preparo do canal radicular em toda sua extensão, inclusive naqueles com curvaturas, foi possível com o emprego da liga de Níquel-Titânio (NiTi) na fabricação de instrumentos endodônticos, devido suas propriedades mecânicas, bem como formato apropriado das lâminas de corte (SATTAPAN et al., 2000). Esta liga apresenta flexibilidade elástica de duas a três vezes maior que a do aço inoxidável, graças aos baixos valores do módulo de elasticidade durante tensão, bem como maior resistência à fratura em torção no sentido horário e anti-horário devido sua flexibilidade (WALIA; BRANTLEY; GERSTEIN, 1988). No entanto, seu processo de fabricação pode promover defeitos capazes de contribuir para a degradação de suas propriedades mecânicas (KUHN; TAVERNIER; JORDAN, 2001).

A liga de NiTi usada para confecção de instrumentos endodônticos utilizados no preparo dos canais radiculares contém aproximadamente 56% de Ni e 44% de Ti, podendo apresentar uma pequena porcentagem de cobalto (2%) substituindo Ni. O termo genérico para esta liga é 55-Nitinol, com uma capacidade própria para alterar seu tipo de ligação atômica que provoca única e significante mudança nas propriedades mecânicas e disposição cristalográfica da liga. Essas mudanças ocorrem em função da temperatura e estresse. Para a odontologia, as únicas características relevantes resultam da transição da austenita em martensita, as quais se relacionam com memória de forma e superelasticidade da liga. A estrutura cristalográfica dos instrumentos de NiTi em repouso, à temperatura ambiente ou até 100°C é austenítica, com estrutura cristalina cúbica de face centralizada. Quando a liga é

resfriada ou submetida ao estresse, como no preparo de canais radiculares curvos, a fase austenítica transforma-se em martensítica, na qual o instrumento torna-se mais flexível, caracterizando a superelasticidade. Como o estresse é descontinuado e a temperatura aumenta, o metal recupera a estrutura de austenita, caracterizando a propriedade de memória de forma, que consiste na capacidade do instrumento retornar à sua forma original assim que a força externa é interrompida (THOMPSON, 2000).

Cada transformação cristalográfica da liga de NiTi enfraquece o instrumento e reduz sua resistência à fratura. Os instrumentos endodônticos normalmente apresentam dois tipos de fratura, denominadas torcional e flexural. A fratura torcional ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento fica travada no canal enquanto o eixo de rotação continua a girar, fazendo com que exceda o limite de elasticidade do metal e apareça deformação plástica seguida de fratura; já a fratura por fadiga flexural, ocorre pelo excesso de uso e fadiga do metal, conduzindo a uma quebra inesperada, sem que o instrumento apresente deformações externas (SATTAPAN et al., 2000).

Para minimizar as forças que provocam deformação e fratura nos instrumentos rotatórios de NiTi, diversos fabricantes desenvolveram diferentes sistemas com a haste cuidadosamente desenhada para alcançar este objetivo (TROIAN et al., 2006).

Atualmente os sistemas rotatórios são muito utilizados, uma vez que possibilitam o acabamento mais uniforme durante a modelagem dos canais radiculares com o uso de poucos instrumentos, num curto período de tempo (CANALDA-SAHLI; BRAU-AGUADE; BERASTEGUIJIMENO, 1996; PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997), otimizando o tempo clínico do cirurgião-dentista.

No entanto, o mercado dispõe de inúmeros sistemas rotatórios de NiTi, de diversos fabricantes. Dentre eles, temos: BioRace; Protaper e Twisted File, cada um com suas particularidades.

O BioRace (BR) (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suíça), é vendido em embalagem com seis unidades nas conicidades 0.04; 0.05; 0.06 e 0.08. É fabricado por usinagem e ainda submetido ao tratamento eletroquímico da superfície que consiste na remoção superficial de metal, resultando numa aparência brilhante e com melhores propriedades, como maior resistência à redução da fadiga cíclica. Isto se deve à remoção da camada amorfa externa do metal, deixando uma superfície livre de contaminantes embutidos e

de tensões residuais induzidas pelo trabalho (TRIPI; BONACCORSO; CONDORELLI, 2006). Denominamos esse processo de eletropolimento superficial.

O Protaper Universal (PTU) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), vendido também em embalagem com seis unidades, é fabricado por usinagem e apresenta conicidade variável. A série básica do PTU contém três instrumentos (Sx, S1, S2) para modelagem do terço coronal e médio durante o preparo do canal radicular e três instrumentos (F1, F2, F3) para o acabamento da região apical (CLAUDER; BAUMANN, 2004).

O Twisted File (TF) (Sybron Dental Specialties, Orange, Califórnia) é vendido em embalagem com três unidades nos comprimento de 23 ou 27 mm, apresenta um tamanho constante da extremidade correspondente a lima tipo Kerr (K) de número (n°) 25, com conicidades 0.04; 0.06; 0.08; 0.10 e 0.12. Este sistema é submetido a três tipos de processamentos denominados fase-R por meio de aquecimento, torção do metal e condicionamento especial da superfície (LARSEN et al., 2009).

Apesar das evidentes vantagens, os sistemas rotatórios de NiTi podem apresentar falhas por fadiga flexural ou torcional (YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999; SATTAPAN et al., 2000), sendo que diversos estudos sugerem que a fadiga cíclica (flexural e torcional) provocada por repetidas tensões executa um importante papel na fratura (PRUETT; CLEMENT; CARNES, 1997; SATTAPAN et al., 2000).

No entanto, não existem muitos estudos relacionando o efeito do tratamento da superfície sobre a resistência à fadiga do instrumento (TRIPI; BONACCORSO; CONDORELLI, 2006).

Em geral, os fabricantes dos sistemas rotatórios recomendam seu descarte após único uso em canais com curvatura complexa, no entanto não é conhecido o número máximo de canais que podem ser instrumentados com um mesmo instrumento sem comprometimento da sua estrutura, sendo que devem ser considerados fatores como curvatura e complexidade do sistema de canais radiculares, dentes uni ou multirradiculados, tamanho do instrumento e método de instrumentação (SATTAPAN et al., 2000). Além disso, o processo de limpeza e esterilização pode provocar alterações superficiais nos instrumentos (SONNTAG; PETERS, 2007) levando a uma diminuição da resistência (O'HOY; MESSER; PALAMARA, 2003). No entanto, muitos cirurgiões-dentistas em nível de Brasil não seguem as recomendações do fabricante, principalmente devido ao alto custo e, acabam reutilizando-os diversas vezes.

Para todos os instrumentais utilizados pelo cirurgião-dentista, principalmente os que tiveram contato com a cavidade bucal do paciente, preconiza-se a limpeza previamente a

esterilização para remoção de resíduos orgânicos (PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004). Este procedimento evita a ocorrência de possíveis infecções cruzadas nas quais microrganismos de um canal radicular podem ser levados para outro, de um mesmo ou de diferentes pacientes (PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004; SMITH et al., 2005; AASIM; MELLOR; QUALTROUGH, 2006).

No entanto, acredita-se que os diferentes procedimentos de fabricação dos sistemas rotatórios de NiTi, por usinagem, torção ou ainda submetido ao tratamento eletroquímico superficial, possam interferir em sua limpeza. O procedimento de usinagem, por exemplo, apresenta como desvantagem uma superfície geralmente áspera ou rugosa, cujas imperfeições dificultam a limpeza e eliminação de resíduos metálicos e orgânicos de sua superfície (MARTINS; BAHIA; BUONO, 2002). Acredita-se, no entanto, que o polimento eletroquímico por promover uma superfície mais lisa que a dos demais instrumentos, favoreça sua limpeza previamente a esterilização.

A maioria dos sistemas rotatórios não é fornecida esterilizada pelos seus fabricantes e ainda apresentam fagulhas metálicas e detritos remanescentes do processo de fabricação em sua superfície. Daí a necessidade de serem limpos e esterilizados antes do seu primeiro uso (MARTINS; BAHIA; BUONO, 2002).

Durante a instrumentação dos canais radiculares diversos tipos de detritos podem ser produzidos e encontrados como tecido necrótico, bactérias, raspas de dentina e outros irritantes. A transferência desses detritos via instrumento, de um paciente para outro é indesejável, pois podem atuar como antígeno, agentes infecciosos ou irritantes não-específicos (MURGEL et al., 1990). Os instrumentos endodônticos devem ser limpos e esterilizados para prevenir essa infecção ou contaminação cruzada, sendo que detritos orgânicos remanescentes podem interferir na esterilização (REICHERT; YOUNG, 1997) além de diminuir a vida útil do corte, predispondo o instrumento a fratura (GROSSMAN, 1968 apud MURGEL et al., 1990).

A literatura não dispõe de muitos estudos que verificam a limpeza superficial dos sistemas rotatórios de NiTi submetidos a diferentes processos de fabricação, mas isto é de fundamental importância devido ao seu múltiplo uso, geralmente em diferentes pacientes.

Considerando os diversos processos de fabricação dos sistemas rotatórios de NiTi (por usinagem, torção ou submetidos ao eletropolimento superficial) e suas particularidades foi pertinente a realização deste estudo para avaliar a limpeza e a ocorrência de deformações

superficiais dos instrumentos após cada uso, totalizando cinco, procurando demonstrar se o processo de fabricação interferiu na limpeza e/ou no grau de deformação superficial sofrido pelos sistemas BR, PT e TF.

2 Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 EVOLUÇÃO DA INSTRUMENTAÇÃO COM SISTEMA ROTATÓRIO

Hülsmann, Peters e Dummer (2005) realizaram uma revisão bibliográfica sobre o preparo mecânico dos canais radiculares. Segundo os autores, Plötzliche em 1892 descreveu pela primeira vez o uso de um sistema rotatório, utilizando agulhas finas com secção transversal retangular, montadas em peças de mão. Os instrumentos eram introduzidos passivamente no canal radicular até o forame apical e, então, iniciada a rotação. Somente as agulhas com alguma deformidade sofriam fratura quando utilizadas em canais radiculares com curvatura. O primeiro motor para instrumentação de canais radiculares foi desenvolvido por Rollins (1889), com agulhas desenhadas especificamente, sob rotação de 360° e velocidade limitada a 100 rpm para evitar fratura rotacional do instrumento. No ano de 1928 foi desenvolvido um contra-ângulo que combinava movimento rotacional e vertical do instrumento, mas os motores endodônticos tornaram-se populares na Europa somente entre 1958 e 1964 com a comercialização de novos modelos. No entanto, todos esses motores trabalhavam com limitações, rotação alternada e/ou movimentos verticais dos instrumentos, os quais eram confeccionados em aço inoxidável. Além disso, os dentistas podiam influenciar somente na velocidade rotacional do motor e na amplitude vertical do movimento. Relataram que a introdução de um novo modelo de motor endodôntico, sistema Canal Finder (distribuído pela S.E.T., Grobenzell, Alemanha), possibilitou movimentos parcialmente flexíveis. A amplitude do movimento vertical dependia da velocidade de rotação e de sua resistência no interior do canal e mudava dentro de um movimento rotacional de 90° com aumento da resistência. Essa foi uma tentativa de fazer com que somente a anatomia do canal radicular ou seu diâmetro influenciasse na ação do instrumento no interior do canal. Mais tarde, surgiram motores endodônticos com movimentos de trabalho modificados com os instrumentos oscilando lateralmente ou com movimentos dirigidos verticalmente. Os sistemas rotatórios de NiTi foram introduzidos posteriormente para utilização em rotação de 360° e baixa velocidade. Seu método de utilização e princípios mecânicos foi descrito por Rollins (HÜLSMANN; PETERS; DUMMER, 2005).

Enquanto os instrumentos manuais continuam sendo utilizados, sistemas rotatórios de NiTi e técnicas avançadas vieram para oferecer novas perspectivas para o

preparo do canal radicular buscando minimizar alguns dos maiores prejuízos, como o alto índice de fratura no interior de canais curvos mediante movimento de rotação contínua (HÜLSMANN; PETERS; DUMMER, 2005).

Inicialmente os instrumentos de NiTi eram utilizados em peças de baixa rotação convencionais, resultando clinicamente num grande número de instrumentos fraturados. Logo, motores especiais foram introduzidos para sua utilização sendo que apresentavam velocidade e torque constantes. Os primeiros conceitos preconizavam motores de alto torque com a finalidade de permitir o corte eficiente da dentina e prevenir travamento dos instrumentos, mas o índice de fratura dos mesmos era relativamente grande. Então, foram desenvolvidos motores de baixo torque, alguns dos quais com diversas características especiais como auto liga/desliga, auto reverso apical combinado com localizador foraminal, auto parada de torque, auto reverso pelo torque, calibração da peça de mão e seqüência programada para os sistemas de tratamento e retratamento endodôntico (HÜLSMANN; PETERS; DUMMER, 2005).

De acordo com Gambarini (2000), quando o alto torque é utilizado no motor endodôntico o limite de torque específico de cada instrumento pode ser superado, aumentando o risco de fratura dentro do canal radicular. Já os motores endodônticos de baixo torque operam abaixo do limite máximo de torque permitido de cada sistema, no entanto o torque abaixo do limite de elasticidade aumenta a carga aplicada. Por isso os sistemas rotatórios de NiTi requerem uma certa quantidade de torque e rotação para superar a resposta linear elástica da estrutura inicial e chegar a fase de martensita da liga, durante o estresse clínico. Os valores devem basear-se nesta fase, do início ao final do estresse clínico, sendo que dependem do formato e conicidade de cada sistema (HÜLSMANN; PETERS; DUMMER, 2005)

Gambarini (2000) comparou o uso de sistemas rotatórios em motor com baixo (< 1 N/cm) e alto torque (> 3 N/cm) e concluiu que de acordo com a metodologia aplicada, a resistência a fadiga cíclica foi significantemente maior quando o torque era baixo.

2.2 A IMPORTÂNCIA DA LIMPEZA DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS

Murgel et al. (1990) utilizaram 110 instrumentos endodônticos manuais novos para o preparo de canais radiculares e após cada uso, realizaram três diferentes métodos de

limpeza utilizando (a) gaze embebida em álcool, (b) esponja embebida em álcool e (c) banho ultrassônico. Avaliaram também o momento para a melhor limpeza: se realizada imediatamente ou após 1 hora do uso. Avaliaram áreas idênticas de cada instrumento utilizando um programa de análise. Análises morfométrica dos detritos foram executadas usando o sistema de análise Bioquant Image. Os resultados apontaram que nenhum dos métodos proporcionou limpeza completa dos instrumentos, sendo que a associação esponja/álcool foi o pior deles, diferenciando-se estatisticamente dos outros dois; a associação gaze/álcool e banho ultrassônico foram similares; o atraso de 1 hora para a limpeza dos instrumentos não interferiu na capacidade de nenhum método. De acordo com a metodologia aplicada, concluíram que nenhuma das técnicas avaliadas foi capaz de limpar totalmente os instrumentos endodônticos.

Tanomaru Filho et al. (2001) avaliaram a eficácia do uso do ultrassom para a limpeza da superfície de instrumentos endodônticos de aço inoxidável e de NiTi. Utilizaram 20 instrumentos de NiTi (10 instrumentos Quantec e 10 NiTiflex) e 20 de aço inoxidável tipo K (10 Maillefer-Destsply e 10 Moyco Union Broach), os quais foram analisados em microscopia eletrônica de varredura (MEV) imediatamente após retirados de suas embalagens. Foram atribuídos escores para a presença de resíduos na superfície dos instrumentos. Após a análise inicial, os instrumentos foram lavados no ultrassom, por 15 minutos, contendo somente água destilada ou solução detergente e reavaliados em MEV. Os resultados apontaram maior quantidade de detritos metálicos nos instrumentos de NiTi Quantec quando comparados com os de aço inoxidável. As análises estatísticas apontaram que o uso do ultrassom foi efetivo para a limpeza dos instrumentos, independente da solução utilizada ou do tipo de instrumento. Com base na metodologia aplicada, concluíram que o uso do ultrassom provou ser um método eficiente para a remoção de partículas metálicas da superfície de instrumentos endodônticos de aço inoxidável e de NiTi.

Levando em consideração a necessidade da limpeza dos instrumentos endodônticos ou qualquer instrumento odontológico, previamente a esterilização como requisito para a reutilização dos mesmos, Parashos, Linsuwanont e Messer (2004) estudaram diversos métodos de limpeza para a criação de um protocolo clínico prático dos sistemas rotatórios de NiTi. Os experimentos foram conduzidos em seis diferentes sistemas utilizados para o preparo de canais radiculares de dentes humanos, os quais foram avaliados antes do uso e depois da limpeza imersos em solução de Van Gieson para avaliação dos detritos corados, sob ampliação. Macroscopicamente não visualizaram detritos, sendo que todos os

instrumentos pareciam limpos após a seqüência de limpeza. Microscopicamente, os instrumentos novos apresentaram detritos corados e sem corar e diversos métodos de limpeza avaliados mostraram resultados favoráveis. Combinando elementos das diversas seqüências de limpeza, chegaram a um protocolo que consistia no uso de três meios de remoção mecânica e química dos detritos oriundos do canal radicular dos sistemas endodônticos: uso de esponja embebida com clorexidina a 0.2% para 10 vigorosas inserções do instrumento visando remover detritos grosseiros; 30 minutos de embebição em solução enzimática de limpeza; banho ultrassônico por 15 minutos na mesma solução e 20 segundos de enxágüe em água corrente. Os resultados não sustentaram a recomendação para uso único dos sistemas endodônticos baseado na impossibilidade de sua limpeza entre os usos. Concluíram que sob as condições experimentais, o protocolo de limpeza desenvolvido resultou em 100% dos sistemas endodônticos de NiTi livres de detritos corados, podendo ser aplicado a todos os instrumentos endodônticos.

Van Eldik et al. (2004) quantificaram a superfície de detritos presente nos instrumentos imediatamente após retirados da embalagem e após a lavagem no ultrassom, ou desinfecção térmica. Instrumentos de aço inoxidável e sistemas rotatórios de NiTi foram analisados inicialmente, após instrumentação de dentes humanos contaminados e após diversos procedimentos de limpeza. O procedimento de limpeza consistiu em um ciclo de desinfecção térmica, limpeza no ultrassom com os instrumentos colocados num recipiente perfurado ou limpeza no ultrassom com os mesmos livremente colocados numa proveta. A presença de detritos de fabricação e biológico foi avaliada pela microscopia eletrônica de varredura e quantificada por um software de análise de imagens. Os resultados mostraram que a limpeza não foi afetada pela variação do tamanho ou conicidade dos instrumentos diante de um procedimento efetivo. A limpeza pela desinfecção térmica ou pelo ultrassom dentro de recipiente não atingiu a completa remoção dos detritos biológicos. Quando colocados livremente no ultrassom, os instrumentos alcançaram a limpeza mais efetiva, com 98,3% da superfície livre de detritos biológicos. Diante da metodologia aplicada, concluíram que o método convencional de limpeza foi capaz de remover efetivamente os detritos biológicos dos instrumentos endodônticos; a eficácia da limpeza ultrassônica foi prejudicada quando foram colocados dentro de um recipiente perfurado.

Linsuwanont, Parashos e Messer (2004) desenvolveram e avaliaram um procedimento de limpeza para sistemas rotatórios de NiTi. Utilizaram sistemas rotatórios

novos (ProFile 25/0.04) para preparo de canais radiculares contaminados de dentes extraídos. Três fatores foram avaliados para desenvolver uma sequência de limpeza efetiva: armazenamento seco ou úmido antes da limpeza; remoção mecânica (escovação) e dissolução química em NaOCl a 1% com ultrassom. Detritos nas espiras foram analisados depois de corados in situ com solução de Van Gieson em um aumento de 45x. Os detritos foram classificados como partículas coradas ou não coradas e filme orgânico e, classificadas como nenhum, leve, moderada ou densa. A efetividade da sequência de limpeza recomendada foi testada em diferentes tipos de instrumentos em diversas clínicas privadas de endodontia. Os resultados apontaram que todos os instrumentos novos apresentaram resíduos metálicos e finas partículas de detritos em sua superfície. Após contaminação, a escovação por si só removeu mais partículas de detritos, mas não removeu o filme orgânico, o qual foi removido efetivamente pelo NaOCl. Sob condições laboratoriais, a sequência do procedimento de limpeza (armazenamento úmido, escovação seguida da imersão em NaOCl a 1% e limpeza ultrassônica) removeu completamente os detritos orgânicos. O armazenamento seco ou esterilização com presença de detritos reduziu a efetividade da limpeza. Em três clínicas privadas, o protocolo de limpeza reduziu consideravelmente a contaminação biológica, mas a limpeza completa não foi sempre obtida (87% limpas). Diante da metodologia utilizada, concluíram que a remoção dos detritos orgânicos foi viável utilizando uma combinação de remoção mecânica e dissolução química, mas necessitou atenção meticulosa para o formato dos instrumentos.

Letters et al. (2005) avaliaram os métodos utilizados para limpeza de instrumentos endodônticos em clínicas de odontologia geral e determinaram o grau de contaminação visual por resíduos e sangue em 250 instrumentos coletados de 25 clínicas. Vinte e cinco cirurgiõesdentistas generalistas responderam a um questionário sobre o protocolo de limpeza empregado para os instrumentos endodônticos. Dez instrumentos usados e submetidos à limpeza foram coletados de cada cirurgião-dentista, os quais foram examinados sob um microscópio ótico para avaliação da presença de resíduos, e então, examinados para a presença de resíduos de sangue usando o teste de Kastle-Meyer. Os resultados mostraram que 19 dos 25 profissionais utilizavam instrumentos manuais de aço inoxidável; nenhum utilizava os instrumentos endodônticos uma única vez e 92% descartavam e substituíam os instrumentos apenas quando se apresentavam torcidos ou danificados, macroscopicamente. Diversos métodos de descontaminação foram relatados, sendo que a combinação empregada mais freqüentemente foi limpeza manual e esterilização em autoclave ou limpeza manual

seguida da limpeza em ultrassom e posterior esterilização em autoclave. Dos 250 instrumentos, 75 apresentaram algum grau de contaminação visual e 7% tiveram o teste para resíduo de sangue positivo. Instrumentos contaminados com sangue foram significativamente mais observados quando examinados visualmente. Foram encontradas grandes variações na contaminação residual de instrumentos coletados de diferentes profissionais que utilizaram o mesmo método de descontaminação. Com base na metodologia empregada, concluíram que os cirurgiões-dentistas reutilizavam os instrumentos endodônticos, mas faltava clareza quanto à melhor forma de descontaminação, pois se observou contaminação dos mesmos após métodos freqüentemente empregados pelos profissionais.

Aasim, Mellor e Qualtrough (2006) avaliaram se a embebição de instrumentos endodônticos em solução enzimática previamente ao banho ultrassônico tinha algum efeito na limpeza, bem como o tempo necessário deste, antes da esterilização, para obtenção de instrumentos completamente limpos. Instrumentaram 20 canais radiculares de 10 pacientes pela técnica endodôntica convencional. Após o uso, alguns instrumentos sofreram embebição em solução enzimática e, então, lavados no ultrassom por 5, 10, 30 ou 60 minutos. Outros grupos não sofreram embebição e foram lavados no ultrassom. Houve também dois grupos controle sendo que no primeiro os instrumentos sofreram embebição na solução enzimática, mas não foram lavados no ultrassom e no segundo, os instrumentos não sofreram tratamento algum (embebição em solução enzimática ou limpeza ultrassônica). Todos os instrumentos foram submetidos a uma embalagem padrão e levados para esterilização em autoclave. Em seguida, foram avaliados em microscópio de luz com aumento de 40x. A parte ativa de cada instrumento foi dividida em duas partes, a ponta e o corpo, para visualização no microscópio. Qualquer detrito nos instrumentos foi marcado de acordo com uma modificação da escala usada por Smith et al. Os resultados mostraram que a embebição não teve efeito significativo na limpeza dos instrumentos; o banho ultrassônico teve efeito significativo, mas não houve relação linear com tempo empregado, embora tenha ocorrido uma discreta melhora para tempos superior a 5 minutos. Encontraram resíduos de hidróxido de cálcio em dois instrumentos. Diante da metodologia aplicada, concluíram que não houve benefício da embebição dos instrumentos endodônticos previamente à limpeza ultrassônica; o tempo adequado foi entre 5 e 10 minutos pois a exposição superior à 10 minutos não melhorou a limpeza e que embora a maior parte dos instrumentos tenham ficado livres de detritos após a limpeza ultrassônica, uma pequena parte ainda retinha detritos, sustentando a hipótese de uso único dos instrumentos endodônticos.

Perakaki, Mellor e Qualtrough (2007) compararam a quantidade de detritos orgânicos em instrumentos endodônticos limpos em ultrassom ou lavados em solução desinfetante previamente à esterilização. Utilizaram 90 instrumentos endodônticos de diversos tamanhos empregados no preparo de canais radiculares de dentes extraídos e, então, colocados num suporte. No grupo I, 36 instrumentos foram limpos em ultrassom por 10 minutos, enquanto no grupo II, 36 instrumentos foram lavados em solução desinfetante; foi empregado um grupo controle, no qual 18 instrumentos não sofreram qualquer tipo de limpeza. Após a esterilização, todos os instrumentos foram avaliados pela microscopia ótica de luz e atribuídos escores de acordo com uma escala estabelecida. Os resultados mostraram que ambos os grupos testados apresentaram quantidade significativamente menor de detritos que o grupo controle. Comparando os grupos teste, os instrumentos do grupo I (ultrassom) apresentaram significativamente menos detritos que os do grupo II (solução desinfetante), sendo que o formato do suporte para os instrumentos pode ter influenciado. Com base na metodologia aplicada, concluíram que mais pesquisas são necessárias sobre o uso de solução desinfetante para a limpeza de pequenos instrumentos odontológicos.

Considerando que a descontaminação de instrumentos é um pré-requisito para sua reutilização e que a integridade da superfície pode ser afetada, Sonntag e Peters (2007) avaliaram o efeito de um protocolo de limpeza em sete sistemas endodônticos rotatórios de NiTi. A quantidade de detritos foi determinada sob aumento de 50x em estereomicroscópio depois de corada com solução de Van Gieson. Após utilização dos instrumentos em canais radiculares in vitro, os instrumentos foram lavados em ultrassom e imersos por 24 horas em 2 M de hidróxido de sódio (NaOH), 6 M de guanidina (CH5N3) ou hipoclorito de sódio a 3% (NaOCl); instrumentos utilizados como controle foram armazenados a seco. Após a esterilização, os instrumentos foram novamente corados e avaliados; então verificaram que dois dos sete sistemas apresentaram significantemente maior quantidade de detritos inicialmente quando comparado com os resultados finais. De modo geral, os detritos não foram completamente removidos, mas não houve diferença significativa entre os grupos; após imersão em NaOCl, 27,8% dos instrumentos apresentaram corrosão, no entanto, nenhuma deterioração foi encontrada após a imersão nas soluções dos demais grupos. Sobre a corrosão, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os sistemas. Baseados nesses resultados, concluíram que o uso único dos instrumentos rotatórios de NiTi pode ser benéfico.

Popovic et al. (2010) avaliaram a presença de detritos biológicos e o nível de contaminação em sistemas rotatórios reutilizados, submetidos a diferentes métodos de limpeza previamente à esterilização. Foram analisados 180 instrumentos de 18 cirurgiõesdentistas, os quais realizaram diferentes protocolos de descontaminação para sua reutilização. A presença de detritos orgânicos foi detectada pelo uso da solução de Van Gieson e 48 instrumentos manuais de aço inoxidável foram utilizados como controle. As amostras foram avaliadas em microscopia ótica, pela qual observaram resíduos biológicos em 96% das amostras. O valor médio de contaminação biológica foi 34% no grupo em que os instrumentos foram escovados manualmente e imersos em álcool; 25% no grupo que utilizou desinfetantes disponíveis comercialmente e 5% no grupo em que foram limpos no ultrassom. Os resultados apontaram diferença estatisticamente significante na média dos valores considerando o protocolo de limpeza aplicado. Diante desta metodologia, concluíram que os métodos utilizados para a limpeza dos sistemas rotatórios não foram eficientes para a remoção completa de detritos biológicos, no entanto o que promoveu melhores resultados incluiu limpeza mecânica, química e ultrassônica.

2.3 DEFORMAÇÃO DE SISTEMAS ROTATÓRIOS POR FADIGA CÍCLICA, TORCIONAL OU FRATURA

A liga de NiTi utilizada para confecção de instrumentos endodônticos empregados no preparo dos canais radiculares contém aproximadamente 56% de Ni e 44% de Ti, podendo apresentar uma pequena porcentagem de cobalto (2%) substituindo o Ni (THOMPSON, 2000). Duas de suas principais características são memória de forma e superelasticidade, sendo que sua flexibilidade elástica é de duas a três vezes maior que a do aço inoxidável graças aos baixos valores do módulo de elasticidade durante tensão (WALIA; BRANTLEY; GERSTEIN, 1988), por isso forças muito menores são exercidas na parede dentinária radicular se comparado com instrumentos de aço inoxidável (HÜLSMANN; PETERS; DUMMER, 2005). Sua estrutura metálica apresenta duas formas cristalinas: austenita e martensita, sendo que a fase austenita transforma-se em martensita durante o estresse clínico à temperatura de até 100°C e desta forma necessita de leves forças para flexionar-se. Devido a essa propriedade metálica da liga foi possível a confecção de instrumentos endodônticos com

conicidade maior que 2% (norma para instrumentos de aço inoxidável) (HÜLSMANN; PETERS; DUMMER, 2005).

Existem diversos tipos de sistemas rotatórios comercializados atualmente, com diferentes características estruturais como ângulo de corte, número de lâminas, ponta, conicidade e secção transversal, processo de fabricação, sendo que todas essas características podem influenciar na flexibilidade, corte e resistência à tensão torcional do instrumento (HÜLSMANN; PETERS; DUMMER, 2005)

Com relação à estrutura dos sistemas rotatórios, o Protaper (PT), por exemplo, apresenta conicidade variável ao longo de seu comprimento e uma secção transversal triangular com arestas convexas (CHEUNG et al., 2007). É comum que a estrutura desses instrumentos sofra estresse e conseqüentemente, deformações principalmente relacionadas à curvatura e torção (CASTELLUCCI, 2005). Estas deformações são atribuídas às exposições cíclicas as quais são submetidos durante a modelagem dos canais radiculares. O termo fadiga cíclica vem sendo empregado para descrever a fratura dos sistemas rotatórios de NiTi após uso contínuo em canais radiculares curvos. Isto ocorre quando um instrumento trabalha ao nível da curvatura e é submetido a uma tensão e compressão de igual magnitude que implica num carregamento cíclico de sua superfície (responsável por 44-91% das fraturas clínicas dos instrumentos de NiTi). Quando ocorre a fratura do instrumento, há uma aparência típica na qual existe deformação plástica das lâminas de corte adjacentes à área de fratura e, marcas circulares concêntricas na periferia com uma aparência de "fibrose" no centro (GARY, 2009).

D'Souza, Walton e Maixner (1995) compararam a configuração da secção transversal de sete sistemas endodônticos nos níveis coronal e apical com os diagramas apresentados pelos fabricantes. A presença de arestas de corte também foi examinada. Foram avaliados instrumentos fabricados por torção (K-file, K-Reamer e K-flex) e por usinagem (Flex-R, Unifile, S-file e Hedstrom) de números 10, 25 e 40. A amostra era composta por 20 instrumentos de cada tamanho e marca sendo que foram encaixados em acrílico onde eram cortados transversalmente na porção apical e coronal das lâminas e, posteriormente, fotografados por um microscópio. Seis especialistas viram os slides projetados numa tela para comparar com o desenho do fabricante e avaliar as arestas de corte visíveis. As inconsistências foram principalmente nos instrumentos usinados de tamanhos menores e na secção apical. De acordo com os resultados obtidos, em geral, as secções transversais e a presença de arestas de corte foram bem semelhantes aos desenhos dos fabricantes.

Sattapan et al. (2000) avaliaram o tipo e a freqüência dos defeitos em sistemas endodônticos rotatórios de NiTi após uso clínico e a razão para o insucesso. Analisaram um total de 378 instrumentos Quantec série 2000 descartados após uso de rotina por endodontistas ao longo de 6 meses. Quase 50% dos instrumentos apresentavam algum defeito visível; 21% estavam fraturados e 28% apresentavam outros defeitos sem fratura. Os instrumentos fraturados foram divididos em dois grupos de acordo com o tipo de fratura: torcional (a ponta ou qualquer parte do instrumento fica travada no canal enquanto o eixo de rotação continua a girar, fazendo com que exceda o limite de elasticidade do metal e apareça deformação plástica seguida de fratura) ocorreu em 55,7% dos instrumentos e fadiga flexural (provocada pelo trabalho excessivo e fadiga do metal) ocorreu em 44,3%. De acordo com os resultados obtidos, a fratura torcional (provocada pelo excesso de força apical) ocorreu mais freqüentemente que a fadiga flexural, (provocada pelo uso em canais curvos). Diante da metodologia empregada, concluíram que os instrumentos deveriam ser avaliados sob aumento mínimo de 10x a cada uso porque defeitos de fabricação ou deformações plásticas poderiam não ser visualizados macroscopicamente.

Schafer e Tepel (2001) investigaram a relação entre as características do desenho e a resistência à flexão e fratura de instrumentos endodônticos considerando as cinco diferentes formas de secção transversal do aço inoxidável (quadrangular, triangular, romboidal, formato de S e secção transversal de limas tipo Hedstroëm (H)) e os diferentes números de espiras: 16, 24 e 32. A resistência à flexão (momento de flexão) e resistência à fratura (deflexão angular e torque) foram determinadas de acordo com a International Standards Organization – ISO 3630-1. Instrumentos de número 15, 25 e 35 foram testados sendo que cada grupo experimental continha 10 espécimes. Os resultados mostraram que os instrumentos com secção transversal romboidal apresentaram a menor resistência à flexão, enquanto os com secção quadrada apresentaram a maior; os instrumentos com secção em forma de S e os de tipo H conseguiram menor deflexão angular que os demais; aqueles com secção triangular e 32 espiras alcançaram a maior deflexão angular; e em geral, os com desenho romboidal apresentaram menor valor de torque que os demais. Diante desta metodologia, concluíram que as propriedades de flexão e torção dos instrumentos endodônticos são influenciadas, principalmente, pelo desenho da secção transversal, além disso, o número de espiras e o processo de fabricação (por torção ou usinagem) devem ser considerados.

Kuhn e Jordan (2002), caracterizaram as propriedades de fadiga dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi pelo uso de escaneamento calorimétrico diferenciado (ECD) e testes mecânicos (flexão). A técnica de ECD foi usada para mensurar a transformação precisa e o grau de deformação por flexão foi estudado pela combinação de ECD e medidas das propriedades mecânicas. Os resultados mostraram que nos instrumentos com trabalho a frio, a alta densidade influenciou no deslocamento e reorientação do processo e no crescimento de fendas; alguns tratamentos térmicos estavam envolvidos na promoção de algumas mudanças nas propriedades mecânicas e características de transformação; o recozimento a uma temperatura aproximada de 400°C apresentou bons resultados e o restabelecimento permitiu um acordo entre uma densidade adequada para o desenvolvimento da fase-R (estrutura intermediária à austenita e martensita que atribui maior flexibilidade à liga de NiTi, sob resfriamento é observada na transformação austenita - fase-R - martensita e em procedimentos de aquecimento ocorre o processo inverso, no entanto, também pode ocorrer a transformação direta de martensita para austenita) e uma baixa densidade para limitar a fragilidade dos instrumentos. De acordo com a metodologia empregada, concluíram que para o uso clínico dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi é importante considerar as diferentes formas dos canais radiculares, sendo que nos curvos devem ser utilizados menor número de vezes para maior segurança e nos retos, podem ser seguidas as orientações do fabricante.

Martins, Bahia e Buono (2002) analisaram as irregularidades do sistema rotatório de NiTi ProFile antes do uso, após a esterilização por dois métodos diferentes e após a instrumentação de canais radiculares de molares. Foram analisados 5 instrumentos com conicidade 0.04 número 20; 5 com conicidade 0.04 número 25 e 5 com conicidade 0.06 número 20 no microscópio eletrônico de varredura (MEV) e no microscópio de energia dispersiva de raios X (EDS). Os instrumentos foram divididos em dois grupos, sendo que o primeiro, constituído de 3 instrumentos de cada conicidade e tamanho, foi esterilizado em estufa, enquanto o segundo, composto por 2 de cada conicidade e tamanho foi autoclavado. Depois de avaliados pelas mesmas técnicas, os instrumentos foram utilizados em canais radiculares de seis molares e, então analisados por MEV/EDS. Os resultados mostraram que além dos defeitos mecânicos de uso, uma porção variável de material contendo principalmente carbono e enxofre foi encontrada na superfície de instrumentos novos, a qual não foi removida pelo processo de limpeza e de esterilização, no entanto o uso dos instrumentos nos canais radiculares eliminou uma quantidade considerável de substância

aderida, mas depósitos ricos em cálcio e fósforo se acumularam nas impurezas restantes. Diante da metodologia utilizada, concluíram que a aderência de depósitos metálicos encontrados na superfície dos instrumentos ProFile novos faz com que necessitem de limpeza especial previamente à esterilização.

O'Hoy, Messer e Palamara (2003) avaliaram o efeito de repetidos processos de limpeza nas propriedades de fratura e corrosão de sistemas endodônticos rotatórios de NiTi. Para isso, instrumentos novos foram submetidos a 2, 5 e 10 ciclos de limpeza e imersos em solução de Milton (NaOCl 1%) e solução desinfetante (NaOCl 1% e NaCl 19%). Cada ciclo de limpeza consistia em esfregar, enxaguar, imersão em NaOCl por 10 minutos, seguida de lavagem em ultrassom por 5 minutos. Após a limpeza, os instrumentos eram testados quanto à deficiência à torção e fadiga flexural, e, posteriormente observados em MEV quanto às evidências de corrosão. Instrumentos de quatro diferentes sistemas foram imersos em cada solução durante uma noite e avaliada a corrosão. Os resultados apontaram que em até 10 ciclos de limpeza não houve redução estatisticamente significante no valor do torque para fratura ou no número de rotações para a fadiga flexural, embora tenham notado diminuição dos valores com o aumento do número de ciclos de limpeza; empregando a solução de Milton não foi detectada corrosão na superfície dos instrumentos frente ao protocolo de limpeza; no entanto, quando imersos durante a noite nesta solução apresentaram diversos tipos de corrosão, sendo que sua extensão foi variável entre os diferentes sistemas e os diferentes instrumentos de um mesmo sistema. Em geral, a solução de Milton foi muito mais corrosiva que a solução desinfetante; a corrosão do mandril dos instrumentos foi freqüentemente extrema. Diante da metodologia utilizada, concluíram que os instrumentos poderiam ser limpos por até 10 vezes sem afetar a suscetibilidade à fratura ou corrosão, mas não deveriam ser imersos em NaOCl durante uma noite pois esta solução foi muito mais corrosiva que a desinfetante com a mesma concentração de NaOCl frente ao mesmo tempo de imersão.

Schafer, Dzepina e Danesh (2003) compararam a propriedade de flexão de diferentes sistemas endodônticos rotatórios de NiTi e investigaram a correlação entre seu momento de flexão e a área de sua secção transversal, sendo que a resistência à flexão foi determinada de acordo com a ISO 3630-1. Os grupos experimentais eram compostos por 10 instrumentos de cada tipo, conicidade e tamanho. A área da secção transversal de todos os instrumentos foi determinada por fotografias em MEV; as imagens foram escaneadas e a área calculada usando um software especial. Os resultados apontaram que os momentos de flexão

foram significativamente menores para os sistemas ProFile e Race do que para os demais; instrumentos do sistema K3 foram menos flexíveis que os demais; a correlação entre a dureza e a área da secção transversal foi significantemente alta. Diante desta metodologia, concluíram que sistemas endodônticos rotatórios de NiTi com conicidade maior que 0.04 não devem ser utilizados para o alargamento apical de canais radiculares com curvatura por serem consideravelmente menos flexíveis que aqueles com conicidade 0.02 e 0.04.

Bahia e Buono (2005) avaliaram as mudanças na resistência à fadiga de sistemas endodônticos rotatórios de NiTi (ProFile) após o uso clínico em 10 canais radiculares curvos de molares. O total de 25 instrumentos de números 20, 25 e 30 com conicidades 0.04 e 0.06 foram divididos em dois grupos experimentais: um com 10 instrumentos novos, testados como controle em um dispositivo de ensaio de fadiga de bancada e o outro com 15 instrumentos utilizados clinicamente (grupo teste); ambos testados no mesmo esquema. O teste t de Student foi empregado para comparar os valores médios dos parâmetros medidos sendo que os resultados mostraram uma diminuição estatisticamente significante no número de ciclos para deformação dos instrumentos utilizados clinicamente quando comparados aos novos; já o ponto de fratura foi o mesmo para todos os instrumentos testados. Diante da metodologia aplicada, concluíram que o uso clínico para a instrumentação de canais radiculares curvos reduziu a resistência à fadiga do sistema endodôntico rotatório de NiTi ProFile.

Cheung et al. (2005) avaliaram o tipo de fratura do sistema endodôntico rotatório de NiTi Protaper S1 ocorrida após o uso clínico. Foram utilizados 122 instrumentos descartados de uma clínica de endodontia de uma faculdade de odontologia na China por um período de 17 meses, sendo que 28 estavam fraturados. Os instrumentos fraturados foram limpos no ultrassom, autoclavados e então examinados em MEV; pela visualização lateral, a fratura foi classificada em "torcional" ou "flexural", os espécimes foram remontados e a presença de características de ruptura por cisalhamento e estrias de fadiga foi registrada sob grande ampliação da superfície de fratura. A diferença no comprimento médio do segmento de fratura entre o cisalhamento e grupos de fadiga foi comparada pelo teste t de Student. Foram disponibilizados 27 instrumentos fraturados para análise e sob pequena ampliação, somente dois se enquadraram na categoria de deformação por torção quando examinados lateralmente, os demais pareceram ser do tipo flexural. A avaliação minuciosa da superfície de fratura revelou a presença de estrias de fadiga em 18 espécimes; nove instrumentos (incluindo os dois por fratura torcional) se enquadraram no grupo de fratura por cisalhamento,

nos quais as estrias desapareciam, afastavam, inexistiam, caracterizando ruptura por cisalhamento do material. Os resultados apontaram que a média do comprimento de segmentos fraturados resultando em deformação por fadiga foi significativamente maior que para aqueles com ruptura por cisalhamento. Diante da metodologia aplicada, concluíram que o exame de superfície da fratura sob grande ampliação foi essencial para revelar deformações que podiam indicar origem de fendas e o modo de deformação do material; a avaliação macroscópica ou lateral de instrumentos fraturados foi deficiente para revelar o verdadeiro mecanismo de deformação e a fadiga flexural pareceu ser uma importante razão para a fratura dos sistemas endodônticos rotatórios após o uso clínico.

Peng et al. (2005) avaliaram os defeitos em sistemas endodônticos rotatórios Protaper S1 depois de um protocolo definido de uso clínico. Dentre todos os instrumentos descartados de uma clínica de endodontia de uma faculdade de odontologia na China, por um período de 17 meses, 122 instrumentos S1 foram coletados, os quais foram lavados no ultrassom, autoclavados e examinados no laboratório; havia poucos instrumentos fraturados, sendo que a maioria apresentava apenas deformações; a média de comprimento envolvido nas deformações foi determinada. A região de 0,5 mm de cada lado do comprimento dos instrumentos descartados mais intactos foi examinada circunferencialmente em MEV, bem como a região adjacente a fratura. Perdeu-se um espécime durante o processo e dos 121 instrumentos restantes, 27 estavam fraturados no comprimento de 3,67 mm da ponta; destes, 2 instrumentos apresentavam, macroscopicamente, fratura por torção e os demais mostravam sinal de fadiga flexural; somente um instrumento não fraturado mostrou defeitos visíveis mas não identificado. A avaliação da região de 3,1 a 4,1 mm dos instrumentos não fraturados revelou a presença de microfendas, detritos na superfície, planificação e/ou desgastes de suas arestas de corte decorrente do uso; algumas partículas de detritos pareciam ter compactado em estruturas semelhantes a trincas; múltiplos usos do PT S1 predispuseram o instrumento à formação de microfendas e desgastes das arestas de corte. Diante da metodologia empregada, concluíram que houve uma baixa prevalência de deformação plástica e a maior parte dos instrumentos deformou sem sinais visíveis de alteração das lâminas; além disso, novos estudos devem ser realizados buscando elucidar melhor o modo de deformação e demonstrar a importância das partículas de detritos no mecanismo de fratura dos instrumentos.

Alexandrou et al. (2006) utilizaram o MEV e o escaneamento calorimétrico diferenciado (ECD) para avaliar a superfície e microestrutura de dois sistemas endodônticos

rotatórios de NiTi nas seguintes condições: novos e após submetidos a 1, 6 e 11 ciclos de esterilização. Foram examinados 33 instrumentos ProFile e 33 Flexmaster. A avaliação no MEV mostrou imperfeições na superfície e aderência de material nos instrumentos novos e esterilizados com um aumento da aspereza com o passar das múltiplas esterilizações; o ECD mostrou que os instrumentos de ambos os sistemas, novos e após 11 esterilizações, encontravam-se na fase austenita à temperatura bucal ambiente, sugerindo que eram aptos a procedimentos de superelasticidade em condições clínicas apropriadas.

Berutti et al. (2006) avaliaram a influência da imersão de sistemas enodônticos rotatórios de NiTi PT em hipoclorito de sódio na resistência à fratura por fadiga cíclica e corrosão. Um total de 120 instrumentos novos F2 foram randomizados e distribuídos em três diferentes grupos com 40 espécimes cada. O grupo I foi controle; grupo II: 20 mm (excluindo o cabo) dos instrumentos foram imersos em NaOCl 5% a 50°C por 5 minutos; grupo III: instrumentos completamente imersos em NaOCl 5% a 50°C por 5 minutos, sendo que todos foram testados para fadiga cíclica, registrando o tempo, em segundos, para a fratura. Os dados foram analisados pelo teste estatístico de Kruskall-Wallis e de Dunn para múltiplas comparações. Análises micromorfológica e microquímica também foram realizadas por meio de uma emissão de campo pelo MEV sobre os instrumentos do grupo III que sofreram fratura precocemente; os instrumentos deste grupo tiveram resistência à fratura significativamente menor que os demais sendo que em alguns instrumentos a fratura precoce ocorreu após poucos segundos de teste de fadiga. A observação no MEV revelou sinais evidentes de corrosão nos instrumentos fraturados. Diante desta metodologia, concluíram que o grupo III teve resistência significativamente reduzida para a fadiga cíclica comparado com os grupos I e II; o fenômeno da fadiga precoce pode ser atribuído à corrosão galvânica induzida pela presença de diferentes metais, na qual um atua como cátodo de uma dupla galvânica estabelecido quando o instrumento é imerso na solução de NaOCl; a liga de NiTi pode atuar como ânodo e assim sofrer corrosão.

Shen et al. (2006) compararam a incidência e o tipo de fratura de dois sistemas de endodônticos rotatórios de NiTi utilizados pelo mesmo grupo de operadores de acordo com um protocolo clínico pré-definido. Foram analisados 166 instrumentos ProFile e 325 PT descartados de uma clínica de endodontia ao longo de 17 meses. A incidência de fratura foi de 7% para o ProFile e 14% para o PT; a proporção de defeitos de desenrolamento foi de 5% no ProFile e 0,3% no PT; a fadiga flexural foi responsável pela maioria das fraturas em ambos os grupos. De acordo com os resultados obtidos, concluíram que enquanto o PT foi mais

suscetível à fratura sem sinal prévio, o ProFile tendeu a exibir desenrolamento das lâminas mais freqüentemente.

Spanaki-Voreadi, Kerezoudis e Zinelis (2006) avaliaram os mecanismos de falha do sistema endodôntico rotatório de NiTi PT fraturado após uso clínico. Um total de 46 instrumentos que falharam (fraturados e/ou deformados plasticamente) durante o uso clínico foi coletado de diversas clínicas, considerando que um grupo novo serviu de controle. Após análise no estereomicroscópio os instrumentos foram classificados como: deformados plasticamente, mas não fraturados; fraturados com deformação plástica e fraturados sem deformação plástica. Três instrumentos de cada grupo foram analisados por microtomografia computadorizada de RX (micro-XCT) para detectar defeitos na superfície e internamente, enquanto todas as superfícies fraturadas foram analisadas em MEV. A análise no estereomicroscópio mostrou que 17,4% dos instrumentos descartados apresentavam apenas deformação plástica; 8,7% estavam fraturados com deformação e 73,9% fraturados sem deformação plástica. A micro-XCT revelou instrumentos sem nenhum defeito de superfície ou volume longitudinalmente sendo poucos os que apresentaram fendas sob a superfície fraturada; não foram identificados defeitos nos instrumentos sem uso. A análise das superfícies fraturadas no MEV demonstrou a presença de ondulações e cones, um padrão típico de ruptura desenvolvido pela falha de flexibilidade. Considerando os resultados obtidos neste estudo, concluíram que um único evento de sobrecarga causando fratura flexural do instrumento PT foi o mecanismo de fratura mais comum encontrado sob condições clínicas.

Tripi, Bonaccorso e Condorelli, (2006) realizaram um estudo comparativo da resistência à fadiga de sistemas endodônticos rotatórios de NiTi com o objetivo de avaliar a influência do desenho e do tratamento superficial na fratura flexural. Um total de 120 instrumentos foi testado, sendo eles: ProFile, Race, K3, Hero e Mtwo; para comparar o efeito do eletropolimento na resistência à fadiga, um grupo de instrumentos Race (que normalmente são eletropolidos) sem tratamento superficial foi usado. Foi realizada análise de cada instrumento no MEV antes e depois do teste de fadiga para determinar o modo de fratura e o aspecto das pontas e secções transversais das áreas superficiais. Os instrumentos ProFile apresentaram os melhores resultados; para o Race, o tratamento superficial reduziu a presença de micro-fendas, detritos superficiais e mecanismo de dano. Diante da metodologia aplicada, concluíram que o desenho dos instrumentos freqüentemente mostrou ser um importante fator

para sua resistência à fadiga, além disso, o eletropolimento superficial no sistema Race mostrou-se favorável.

Troian et al. (2006) avaliaram a deformação e fratura ocorrida nos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi Race e K3 número 25, conicidade 0.04 por meio do MEV. Dez grupos de instrumentos dos sistemas Race e K3 foram utilizados para preparar 100 canais radiculares simulados em blocos de resina epóxica com curvatura de 20 a 40° a partir de 8 ou 12 mm da embocadura. Cada grupo foi usado para preparar cinco canais pela técnica coroaápice. Os instrumentos foram analisados em MEV inicialmente e após cada uso por três observadores que atribuíram escores para distorção das espiras (sem distorção, distorção de uma espira ou distorção de mais de uma espira), desgaste (sem, pouco, moderado ou severo) e fratura (sim ou não). O teste ANOVA foi utilizado para avaliar as diferenças entre distorção e desgaste dos instrumentos; o teste exato de Fisher mostrou as diferenças relacionadas à fratura. Os resultados mostraram que não ocorreu fratura nos instrumentos do sistema K3 enquanto seis do sistema Race fraturaram; houve diferença estatisticamente significante entre os dois sistemas quanto à distorção das espiras e superfície desgastada, sendo que estes valores aumentaram com o uso progressivo do sistema Race, enquanto o K3 permaneceu relativamente sem danos após o quinto uso. Diante dos resultados obtidos neste estudo, concluíram que os canais simulados com menor raio de curvatura possivelmente estavam associados com a fratura dos instrumentos do sistema Race e ainda houve diferença estatisticamente significante entre os dois sistemas quanto à deformação e fratura, com resultados mais favoráveis para o K3.

Xu et al. (2006) investigaram a influência do formato da secção transversal na ação mecânica de seis sistemas endodônticos rotatórios de NiTi (PT, Hero 642, Mtwo, ProFile, Quantec e NiTiflex), sendo que as características mecânicas não-lineares da liga de NiTi foram consideradas. Foram construídos modelos matemáticos para esses sistemas e suas performances analisadas sob mesmas condições de torque. Os resultados apontaram que os sistemas PT e Hero 642 alcançaram os menores níveis de estresse, mas a maior resistência ao torque, enquanto o NiTiflex foi o pior; o valor máximo de estresse e sua distribuição num modelo foi intensamente influenciado pela secção transversal do ProFile. De acordo com a metodologia aplicada, concluíram que fatores como a inércia da secção transversal, a profundidade da lâmina, a área interna central, a lâmina radial e o atrito da superfície periférica afetaram a distribuição do estresse; conforme aumentou a área central interna da secção transversal, o modelo foi mais resistente ao torque.

Anderson, Price e Parashos (2007) avaliaram o efeito do eletropolimento superficial na resistência à fadiga cíclica flexural e torcional dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi EndoWave, ProFile e Race de um mesmo lote de fabricação. Foram avaliados instrumentos eletropolidos e sem eletropolimento de nº 30, conicidade 0.04. Determinaram e compararam o número de rotações para fratura e o torque no momento da fratura para os sistemas testados, então analisaram no MEV para avaliar o grau e qualidade do eletropolimento superficial. Os resultados mostraram que todos os instrumentos eletropolidos foram significativamente melhores que os sem eletropolimento no teste de fadiga cíclica e em menor extensão, na estatística de carga torcional; quando observados no MEV, os instrumentos eletropolidos apresentaram trincas, fendas, buracos e áreas de metal planificadas, porém, com menor evidência que nos sem eletropolimento. Com base na metodologia aplicada, concluíram que o eletropolimento superficial teve efeitos benéficos prolongando a resistência à fadiga dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi provavelmente em decorrência da redução das irregularidades na superfície que serviam como pontos de concentração de estresse e início de fenda.

Cheung et al. (2007) compararam o tipo de defeito e de falha do material do sistema endodôntico PT rotatório e manual após uso clínico. Foram analisados 401 instrumentos manuais e 325 rotatórios descartados de uma clínica de endodontia ao longo de 17 meses. Os fraturados foram examinados quanto à deformação plástica numa visualização lateral e remontados para análise em MEV; o tipo de fratura foi classificado como falha por "fadiga" ou "cisalhamento", sendo que o comprimento dos segmentos fraturados em ambos os sistemas foram registrados, bem como toda distorção nos instrumentos manuais. Os dados foram devidamente analisados pelo teste estatístico do qui-quadrado, exato de Fisher ou t de Student. Os resultados mostraram fratura em aproximadamente 14% dos instrumentos manuais e 14% dos rotatórios; 62% dos manuais falharam devido à fratura por cisalhamento, comparados com 66% dos rotatórios como resultado de fadiga; 16% dos manuais foram afetados por cisalhamento e os demais permaneceram intactos ou fraturados, comparados com 5% dos rotatórios. O comprimento dos fragmentos fraturados foi significativamente menor nos instrumentos manuais do que nos rotatórios sendo que aproximadamente 7% dos manuais foram descartados intactos, mas torcidos (raramente ocorreu nos rotatórios), no entanto, todos os instrumentos (manuais e rotatórios) apresentaram desenrolamento das lâminas e por fim, a localização dos defeitos nos instrumentos manuais para acabamento estava significativamente mais próxima da ponta que nos instrumentos para modelagem do canal radicular. De acordo com a metodologia utilizada, o tipo de falha do sistema PT rotatório e manual foi diferente, sendo a fratura por cisalhamento mais prevalente no último.

Cheung, Shen e Darvell (2007) compararam as propriedades do baixo ciclo de fadiga (LCF) do sistema endodôntico rotatório de NiTi Hero, n° 25, quando colocados em hipoclorito de sódio. Um total de 45 instrumentos eletropolidos e 62 sem eletropolimento superficial foram submetidos à flexão rotacional sob várias curvaturas e uso de solução de hipoclorito de sódio a 1,2%. Foi anotado o número de revoluções até a deformação, área de início da fratura, extensão da pequena fenda na secção transversal da fratura e a amplitude da força superficial. Os resultados mostraram uma relação linear entre a existência do LCF e a amplitude da força superficial para ambos os grupos (eletropolidos ou não), sendo que não houve diferença estatisticamente significante; os instrumentos eletropolidos não apresentaram mais de uma origem de fenda, e estas foram significativamente menores que os sem eletropolimento. A raiz quadrada da extensão da fratura e a amplitude da força foram inversamente relatadas. Diante da metodologia deste estudo, concluíram que embora a superfície lisa tenha aumentado com o eletropolimento superficial, este tratamento não protegeu o sistema rotatório da deformação em baixo ciclo de fadiga.

Cheung e Darvell (2007) avaliaram o procedimento de fadiga quando submetidos à tensão e o efeito da água no sistema endodôntico rotatório de NiTi ProFile, nº 25, conicidades 0.04 e 0.06. Um total de 212 instrumentos foi submetido à flexão rotacional no ar e na água, sendo que o número de ciclos até a fratura (N_f) foi relatado usando um contador óptico e um circuito eletrônico para detecção de fratura; a superfície da efetiva amplitude de tensão (E_a) para cada instrumento foi determinada pela análise de sua curvatura na fotografia e, o diâmetro da secção transversal da fratura por meio de uma fotografia do MEV da superfície fraturada. Os instrumentos foram avaliados quanto à resistência à fadiga e a região de LCF identificada; os valores foram avaliados por meio da análise de variância a dois critérios para diferença entre os diversos instrumentos e a combinação de ambientes. Os resultados apontaram uma típica relação de vida útil dos metais, sendo que o N_f declinou com um poder inverso da função dependente na Ea; o limite da fadiga foi apresentado em aproximadamente 70% da força; o expoente aparente da fadiga-flexibilidade, uma constante material para o LCF dos metais foi encontrada entre -0.45 e -0.55. Houve um efeito significativo da condição do ambiente para o LCF, sendo a água mais destrutiva que o ar. Diante da metodologia utilizada, concluíram que o procedimento de fadiga do sistema endodôntico rotatório de NiTi avaliado foi típico da maioria dos metais, desde que a análise fosse baseada na superfície de amplitude de tensão; apresentaram um alto ciclo e uma região de LCF, sendo que esta foi desfavoravelmente afetada pela água.

Cheung e Darvell (2007) examinaram o aspecto topográfico da superfície de fratura do sistema endodôntico rotatório de NiTi ProFile após falha por fadiga e correlacionaram as medidas de alguns aspectos com a resistência cíclica. Um total de 212 instrumentos foi submetido a testes de flexão rotacional em diversas curvaturas até a fratura, sendo que esta superfície de todos os fragmentos foi examinada pelo MEV para identificar as origens das fendas. O raio das fendas e a extensão do crescimento fadiga-fenda em direção ao centro da secção transversal também foram mensurados e correlacionados com a amplitude de tensão para cada instrumento. Os resultados mostraram que todas as superfícies de fratura revelaram a presença de uma ou mais origens de fenda, uma região ocupada por estrias e uma área com ondulações microscópicas; o número de instrumentos apresentando múltiplas origens de fendas foi significativamente maior no grupo submetido à fadiga sob água que no ar; foi percebida uma relação linear entre o inverso da raiz quadrada da fenda, raio e amplitudes de tensão; quanto aos declives, não foram significativamente diferentes para os instrumentos submetidos à fadiga no ar e na água. Com base na metodologia aplicada, concluíram que a aparência microscópica dos instrumentos fraturados foi típica dos demais metais; o procedimento de fadiga foi afetado desfavoravelmente pela água, não somente pelo baixo ciclo de fadiga, mas também pelo número de origens de fenda; houve uma extensão crítica da propagação de fendas para diversas amplitudes de tensão em direção a ruptura final (similar ao critério de Griffith para materiais frágeis).

Cheung, Shen e Darvell (2007) avaliaram o procedimento de baixo ciclo de fadiga (LCF) no sistema endodôntico rotatório de NiTi ProFile, n° 25, conicidades 0.04 e 0.06, sob diversas condições ambientais. Os instrumentos foram submetidos à fadiga em flexão rotacional no ar, água deionizada, hipoclorito de sódio ou óleo de silicone. Foram determinados curvatura de cada instrumento, diâmetro transversal de fratura e número de rotações até a falha. A relação na região LCF foi avaliada pela análise de variância a um critério e o número de origens de fenda pelo teste do qui-quadrado, para comparação entre grupos. Os resultados apresentaram relação linear, em escala logarítmica, entre o LCF e a amplitude da força de superfície; a regressão da linha inclinada foi significativamente diferente entre os ambientes não-corrosivos (ar e óleo de silicone) e corrosivos (água e

hipoclorito), bem como o número das origens de fenda, sendo que o hipoclorito foi mais prejudicial à fadiga que a água. Diante da metodologia aplicada, concluíram que as condições ambientais afetaram significativamente o procedimento de LCF do sistema endodôntico rotatório de NiTi avaliado, sendo que os testes de fadiga deveriam ser realizados num ambiente semelhante ao de trabalho (ambiente bucal).

Shen et al. (2007) avaliaram o tipo e a localização dos defeitos observados no sistema endodôntico Protaper para uso manual (PHU) após uso clínico de rotina. Analisaram um total de 401 instrumentos descartados de uma clínica de endodontia ao longo de 17 meses. Os instrumentos com defeito foram avaliados na superfície lateral e na superfície fraturada pelo MEV; dos 86 PHUs que apresentaram defeitos aparentes, 28 estavam intactos, mas parcialmente desenrolados e 58 fraturados (36 por cisalhamento e 22 por fadiga). A principal característica da falha por cisalhamento foi a presença de uma ondulação enviesada e/ou ponta dilacerada, um típico modelo desenvolvido pela combinação de cargas. Aproximadamente 74% dos instrumentos com defeito exibiram danos por cisalhamento; geralmente as fraturas ocorreram no terço apical dos canais radiculares, a maioria em molares. Diante dos resultados obtidos, concluíram que a maioria dos instrumentos PHU falhou devido ao cisalhamento ou fadiga.

Wei et al. (2007) investigaram o tipo de defeito do sistema endodôntico rotatório de NiTi PT após uso clínico e compararam o estereomicroscópio com o MEV para determinar qual é o melhor método para estabelecer o tipo de defeito do material. Foram examinados 100 instrumentos fraturados no estereomicroscópio para avaliar a presença de deformação plástica ao longo da borda de corte próxima à fratura bem como avaliação fractográfica e longitudinal em grande ampliação no MEV. O estereomicroscópio revelou 88 casos de defeitos por flexão e 12 por torção; a análise fractomicrográfica apontou 91 casos de alteração por flexão com estrias de fadiga e 3 casos por torção com marcas de abrasão circular; seis instrumentos apresentaram características de defeito flexural e torcional, sendo que fendas, microfendas e sulcos foram encontrados nas fotografias longitudinais. Com base nos resultados obtidos por meio desta metodologia, concluíram que a avaliação da superfície fraturada em grande ampliação pelo MEV foi o melhor método para revelar o tipo de separação dos instrumentos do sistema endodôntico rotatório de NiTi avaliado.

Cheung e Darvell (2008) avaliaram o procedimento de baixo ciclo de fadiga (LCF) dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi ProFile, K3, Hero e FlexMaster, n° 25, conicidades 0.04 e 0.06, em solução aquosa de hipoclorito de sódio. Um total de 179

instrumentos foi submetido ao teste de fadiga sob flexão rotacional a 250 rpm até a fratura e então, imersos numa solução de hipoclorito de sódio a 1,2%. A superfície da amplitude de tensão calculada pela curvatura (da fotografia pré-teste) e o diâmetro da secção transversal da fratura (por fotografia do MEV) foram delineados contra o número total de revoluções para a falha; determinaram um expoente aparente de fadiga-flexibilidade de uma regressão da linha adaptada para o LCF para cada sistema rotatório avaliado. Todos os fragmentos separados foram examinados por meio de fotografia para início da fenda e sua extensão no interior da secção transversal, sendo que os valores foram comparados usando análise apropriada de variância a um critério (ANOVA) ou teste do qui-quadrado, ambos com significância de 5%. De acordo com os resultados obtidos, houve uma relação linear da fadiga para todos os sistemas rotatórios avaliados; o expoente aparente de fadiga-flexibilidade foi similar entre os diversos sistemas, mas não para o número de origens de fenda; houve uma relação linear inversa entre a raiz quadrada da extensão da fadiga-fenda e a amplitude da tensão. Os instrumentos submetidos à fadiga no hipoclorito de sódio mostraram uma relação de longevidade com as regiões de baixo e alto ciclo de fadiga, sendo que o procedimento de LCF não foi afetado pelo formato da secção transversal. De acordo com a metodologia aplicada, concluíram que houve uma propagação crítica da extensão da fenda para diversas superfícies da amplitude da tensão conduzindo ao final à fratura do instrumento.

Chianello et al. (2008) analisaram a qualidade do acabamento de superfície de 50 instrumentos novos dos sistemas endodônticos rotatórios ProFile, PT, Race, Hero e K3 Endo, nº 20, 25 e 30, os quais foram retirados da embalagem e tiveram seus 3 mm finais fotografados em MEV com ampliação de 190x, após preparo prévio. As imagens foram avaliadas por três observadores capacitados e previamente calibrados, sob análise cega, de acordo com os seguintes critérios: aresta de corte, detritos, estrias, microcavidades, forma e posição da ponta, ângulo de raspagem e de transição, cujos dados foram registrados numa planilha projetada para o estudo. De acordo com os resultados obtidos, foram observadas arestas irregulares em 50 a 100% dos instrumentos; todos os sistemas avaliados apresentaram detritos na superfície em 10% das amostras, exceto o ProFile; apenas o sistema Race não apresentou estrias ou microcavidades; o sistema K3 Endo apresentou a melhor centralização da ponta; todos os sistemas avaliados apresentaram arestas de corte bruscas em 100% das amostras, exceto o PT; todos os sistemas também apresentaram superfícies raspadas; o K3 Endo e o PT tiveram uma alta porcentagem de ângulo de transição. Baseados na metodologia

deste estudo, concluíram que a maioria das amostras apresentou de duas a sete alterações superficiais, por instrumento, sendo que a qualidade do acabamento de superfície não trouxe os resultados esperados, pois nenhum sistema ficou livre de imperfeições, sugeriram então que o processo de fabricação e as condições da embalagem dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi estão longe do ideal.

Gambarini et al. (2008) investigaram o aumento da fadiga cíclica no sistema endodôntico rotatório de NiTi fabricado por um novo processo na ocasião, comparando instrumentos produzidos por um método de torção (Twisted File), àqueles fabricados com liga de metal M (GTX) pelo processo tradicional de trituração de NiTi (K3). Foram realizados testes com esquema específico de fadiga cíclica que avaliaram o número de ciclos para a deformação dos instrumentos dentro de canais artificiais com curvatura. Os resultados apontaram que o TF número 25 conicidade 0.06 apresentou um aumento significante no número médio de ciclos para deformação quando comparado com o sistema K3 n° 25 conicidade 0.06; instrumentos do sistema K3 n° 20 conicidade 0.06 não mostraram aumento significante no número médio de ciclos para deformação quando comparados ao GTX n° 20 conicidade 0.06. Diante da metodologia aplicada, concluíram que o sistema TF produzido pelo novo processo de fabricação, na ocasião, foi significativamente mais resistente que o sistema produzido pelo processo tradicional de trituração de NiTi, enquanto os GTX produzidos com metal M não foram mais resistentes à fadiga que os instrumentos produzidos pelo processo tradicional

Cheung (2009) realizou uma revisão bibliográfica para avaliar os diversos aspectos (mecanismo, fatores, prognóstico e administração) de instrumentos fraturados, enfatizando a fratura de sistemas endodônticos rotatórios de NiTi e a prevenção durante o uso clínico. Diante da idéia de que a ocorrência da fratura de instrumentos endodônticos durante o preparo do canal radicular é muito desagradável, relatou que a maioria dos instrumentos de aço inoxidável falhava pelo resultado de torque excessivo, enquanto a ação combinada de estresse torcional e carga cíclica (fadiga, como resultado de curvatura rotacional ou torção repetida) era responsável pela fratura de sistemas endodônticos rotatórios de NiTi. Com base nos relatos encontrados, concluiu que a técnica de instrumentação, o uso de motor com torque controlado, a dimensão e as condições da superfície do instrumento, a taxa de rotação, o raio e ângulo de curvatura do canal radicular e a presença de uma linha de posição de acesso e a criação de uma patência para a porção apical do canal foram fatores que interferiram na incidência e no tipo de defeito ocorrido no sistema endodôntico rotatório de NiTi.

Larsen et al. (2009) analisaram a resistência à fadiga dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi Twisted File (TF) e ProFile GT série X (GTX) quando comparados com EndoSequence (ES) e ProFile (PF). Para isso, testaram os instrumentos TF, ES e PF de n° 25 e GTX n° 20 com conicidades 0.04 e 0.06 em canais radiculares simulados com 60° de curvatura e raio de 3 mm. O número de rotações até a fratura de cada instrumento foi registrado, sendo que os resultados apontaram que aqueles com conicidades 0.04 e 0.06, o GTX n° 20 foram significativamente melhores que os de n° 25, provavelmente pela maior flexibilidade; o sistema TF foi significativamente mais resistente à fadiga cíclica que o ES, mas não houve diferença estatisticamente significante do PF com o mesmo tamanho de ponta. Diante desta metodologia, concluíram que o processo de fabricação do TF e GTX ofereceram maior resistência à fadiga cíclica em modelos de canais simulados.

Shen et al. (2009) examinaram os sistemas endodônticos rotatórios de NiTi Protaper e K3, bem como o PT para uso manual, descartados por três clínicas de endodontia. Foram coletados 1682 instrumentos ao longo de 16 meses, os quais foram avaliados quanto às deformações e os principais fatores para deformá-los ou fraturá-los, sendo que o local da deformação, quando presente, era anotado. A prevalência total de instrumentos com deformações foi de 3% e para fratura de 5%; as taxas foram significativamente diferentes entre as clínicas, sendo que para o sistema PT foi observada uma taxa de deformação (fratura e distorção combinada) de 7% na clínica A e 13% na clínica B para instrumentos de modelagem do canal radicular e, 4% (clínica A) vs. (clínica B) 10% para instrumentos de acabamento; houve significativamente maior número de fragmentos fraturados na clínica A do que na clínica B; a menor taxa de deformação foi encontrada para o sistema K3 sendo 1% de desenrolamento das espiras e 3 % de fratura. Diante da metodologia aplicada, concluíram que as taxas de deformações dos sistemas endodônticos de NiTi avaliados foram influenciadas por fatores como operador, técnica de preparo e modelo do instrumento.

Shen et al. (2009) avaliaram o tipo de deformação ocorrida nos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi Protaper e K3, bem como no PT para uso manual, fraturados durante o uso clínico. Foram coletados 79 instrumentos em três clínicas de endodontia ao longo de 16 meses, sendo que a superfície fraturada foi examinada pelo MEV. Os resultados apontaram que a maioria dos instrumentos dos sistemas rotatórios (78% do K3 e 66% do PT) falhou devido à fadiga, enquanto 91% dos instrumentos manuais falharam por cisalhamento; houve diferença significativa para o tipo de fratura do sistema rotatório PT para modelagem

do canal radicular entre as duas clínicas. Todas as superfícies fraturadas por fadiga revelaram a presença de uma ou duas origens de fendas, sendo que a grande maioria dos instrumentos do sistema K3 (86%) apresentou duas origens de fenda não somente na borda cortante, mas em vários lugares ao longo das lâminas quando comparado com somente 28% do PT que apresentou múltiplas origens de fenda. O sistema PT apresentou uma origem de fenda em 81% dos instrumentos para modelagem, mas somente 37% nos de acabamento. Com base na metodologia aplicada, concluíram que o tipo de deformação dos sistemas endodônticos de NiTi estava relacionado com a técnica de preparo do canal radicular.

Shen, Coil e Haapasalo (2009) avaliaram a incidência e o tipo de fratura ocorrida no sistema endodôntico rotatório ProFile durante um protocolo de uso clínico pré-definido, por estudantes de graduação de uma faculdade de odontologia ao longo de 4 anos. Foram avaliados 3706 instrumentos descartados de um programa de graduação entre 2003 e 2007, sendo que examinaram no MEV a lateral e as superfícies fraturadas de 12 instrumentos separados, cuja localização das fraturas foi anotada. Os resultados mostraram que a proporção total de instrumentos com defeito foi de 1,3% (a maioria nos instrumentos n° 20 (34/48)); deformação sem fratura de 1% e separação em 0,3%. Os instrumentos falharam em maior proporção (10/12) devido à tensão de cisalhamento, enquanto somente dois falharam devido à fratura por fadiga. Com base na metodologia aplicada, concluíram que o sistema endodôntico rotatório de NiTi foi introduzido com sucesso no programa de endodontia para graduação, no entanto os instrumentos de menor tamanho deveriam ser utilizados uma única vez devido a elevada possibilidade de deformação torcional.

Shen et al. (2009) avaliaram o tipo e a localização de defeitos observados no sistema endodôntico rotatório de NiTi Race, submetidos ao eletropolimento superficial, após uso clínico de rotina. Foram analisados 414 instrumentos com deformações estruturais descartados de uma clínica de endodontia ao longo de 24 meses. A lateral e a superfície fraturada dos instrumentos separados foram examinadas pelo MEV, sendo que a localização das fraturas foi anotada. De todos os instrumentos com defeito, 388 apresentavam uma área estrutural diferente e 26 estavam fraturados, sendo que a distância da ponta ao final da área deformada foi significativamente maior naqueles com conicidade 0.02, enquanto nos de conicidade 0.04 a área distorcida terminou próxima à ponta do instrumento. Em 31% do total dos instrumentos fraturados, o fragmento tinha de 7 a 8 mm de comprimento, mais freqüentemente nos de conicidade 0.04; a maioria das fraturas foi encontrada no setor adjacente ao espiralado, sendo que a fratura por cisalhamento ocorreu em 22 instrumentos

(85%), enquanto a fratura por fadiga ocorreu em apenas 4 (15%). Houve um aumento marcante no total de defeitos ocorridos após o sétimo (45,4%) e oitavo (100%) usos. Com base na metodologia utilizada, concluíram que o sistema endodôntico rotatório Race exibiu defeitos de distorção após repetidos usos e que a causa de falha mais comum foi a fratura por cisalhamento.

Shen et al. (2009) avaliaram os defeitos ocorridos nos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi ProFile séries 29, ProFile e Protaper descartados após único uso, de duas clínicas de endodontia. Foram coletados 1071 do sistema ProFile conicidade 0.04, 432 ProFile séries 29 conicidade 0.04 e 1895 PT, ao longo de 12 meses. Todos os instrumentos foram limpos em ultrassom e autoclavados para posterior análise no MEV da superfície lateral dos instrumentos deformados bem como da superfície fraturada. Foram realizadas análises imediatas no microscópio de energia dispersiva de raios X (EDS) das partículas aderidas à superfície do instrumento e naquelas aparentemente presas às superfícies de microfratura. Os resultados apontaram que não ocorreu fratura ou deformação no sistema ProFile séries 29; a prevalência total de deformação foi 2,9% no PT e 0,75% no ProFile; a incidência de instrumentos separados foi de 0,26% no sistema PT, principalmente devido à tensão por cisalhamento, mas não ocorreu fratura no ProFile. A maioria dos defeitos ocorreu nos instrumentos n° 25 (6/8) para o sistema ProFile e no Sx para o PT (22/60); foram encontradas microfendas e detritos superficiais, possivelmente dentina, de acordo com a avaliação pelo EDS. Com base nesta metodologia, concluíram que foi baixo o risco de fratura nos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi avaliados quando utilizados ainda novos por endodontistas experientes e a causa mais comum de deformação, embora rara, foi a falha por cisalhamento.

Hilfer et al. (2011) avaliaram o efeito de múltiplos ciclos de autoclave na fadiga cíclica ocorrida nos sistema endodônticos rotatórios de NiTi GT Série X (GTX) e Twisted File (TF), utilizando um modelo de 5 mm de raio de curvatura com 90° de flexão máxima dos instrumentos. Foram testados inicialmente 10 instrumentos representando cada grupo experimental (GTX n° 20, conicidade 0.04 e 20/0.06; TF 25/0.04 e 25/0.06) para estabelecer a média de ciclos para deformação (MCD), então os grupos experimentais (n=20) foram submetidos a 25% da MCD e em seguida, autoclavados. Foi realizado processo de autoclave adicional em 50% e 75% da MCD seguido de testes contínuos até a deformação, sendo que o grupo controle (n=20) foi submetido ao mesmo procedimento exceto o de autoclave. Os resultados não apontaram diferenças significativas de MCD para o grupo experimental GTX

comparado aos grupos controle e do TF, no entanto, o sistema TF mostrou MCD significativamente menor em comparação ao grupo controle. Considerando a metodologia aplicada, concluíram que a esterilização em autoclave reduziu significativamente a resistência à fadiga cíclica de um a quatro instrumentos testados, sendo que os repetidos processos de esterilização também reduziram significativamente o MCD do sistema TF 25/0.06, embora o TF 25/0.04 e ambos GTX testados não tenham sido afetados significativamente nas mesmas condições.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivos avaliar por meio da microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.):

- 1. Se o emprego de um protocolo de limpeza baseado no proposto por Parashos, Linsuwanont e Messer (2004), proporciona a remoção total dos detritos superficiais dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi BioRace (BR); Protaper (PT) e Twisted File (TF), no decorrer ou após 5 usos;
- 2. O grau de deformação sofrido por esses sistemas endodônticos rotatórios no decorrer da instrumentação de 10 canais vestibulares de molares superiores humanos extraídos, totalizando cinco usos.

4 Materiais e Métodos

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DOS ESPÉCIMES

Este trabalho foi submetido e aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru, sob o protocolo nº 137/2009 (Anexo A).

Foram utilizados 75 molares superiores humanos extraídos com curvatura das raízes disto-vestibular entre 0 e 5° e mesio-vestibular entre 20 e 30°, de acordo com o método de Weine (1982). Este método consiste em traçar uma linha reta, desde o orifício de entrada do canal em direção apical percorrendo o terço cervical e outra linha reta, saindo do ápice em direção cervical, percorrendo o terço apical. Estas duas linhas fazem uma intersecção e formam quatro ângulos sendo que o interior será o da estimativa do grau de curvatura do canal radicular (Figura 1).

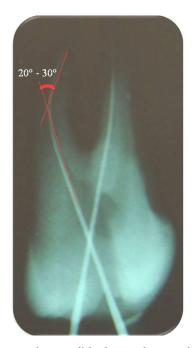


Figura 1- Fotografia demonstrando a medida da angulação pelo método de Weine.

Os dentes foram mantidos em solução de hipoclorito de sódio a 1% durante 1 hora para remoção dos tecidos moles, possíveis cálculos e tecido ósseo aderidos externamente foram removidos com curetas periodontais. Posteriormente, os espécimes foram armazenados em formol 10% até o uso.

4.2 ACESSO CORONÁRIO E INSTRUMENTAÇÃO DOS CANAIS RADICULARES

A abertura coronária foi realizada com pontas diamantadas esféricas compatíveis com a coroa do dente (n° 1012 ou 1014), em alta rotação sob refrigeração e irrigação constantes para acesso à câmara pulpar, sendo que a forma de contorno foi obtida empregando ponta diamantada tronco cônica de extremo inativo (n° 3082). A exploração dos canais radiculares foi realizada com movimentos de cateterismo para o qual foi utilizada uma lima de aço tipo Kerr (K) n° 10. Em seguida, realizou-se a odontometria com a mesma lima e auxílio do microscópio (D.F. VASCONCELOS, São Paulo, Brasil), disponível no departamento de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru — Universidade de São Paulo. O instrumento foi inserido no interior do canal até o momento em que sua extremidade era visualizada na abertura foraminal, então, era retirado e mensurado por meio de régua endodôntica milimetrada, da ponta do instrumento ao limitador, determinando-se o comprimento real do dente e desta medida subtraiu-se 1 mm, encontrando-se o valor adotado como extensão de instrumentação. Para confirmação desta medida, realizou-se uma tomada radiográfica com lima tipo K compatível com o diâmetro do canal radicular em seu interior. As medidas foram anotadas para posterior instrumentação dos canais radiculares.

Inicialmente, foi realizada instrumentação manual com limas tipo K n° 15 e 20, respeitando-se o comprimento real de trabalho e somente após esta etapa iniciou-se a instrumentação rotatória com os sistemas BioRace (BR); Protaper (PT) e Twisted File (TF), acionados a motor elétrico Endo Motor Denjoy (Endosmart, Mairiporã, São Paulo, Brasil) (Figura 2) em rotação contínua de 250 rotações por minuto (rpm) e torque constante de 0,6 N.m para o sistema PT enquanto os sistemas BR e TF foram utilizados a 500 rpm e torque constante de 1,0 N.m, de acordo com as instruções do fabricante.

Todos os grupos foram submetidos à técnica coroa-ápice para o preparo dos canais radiculares.



Figura 2 – Motor elétrico Endo Motor Denjoy utilizado na instrumentação dos canais radiculares.

4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS E SEQÜÊNCIA TÉCNICA

Cada grupo experimental era composto por 25 dentes, cujos canais vestibulares foram instrumentados de acordo com o sistema rotatório utilizado.

Grupo I: 50 canais radiculares foram instrumentados com o sistema rotatório BR (Figura 3). Inicialmente foi utilizado o instrumento nº 25.08 no terço cervical, seguido dos instrumentos nº 15.05, 25.04 e 25.06 até o comprimento de trabalho.

Grupo II: 50 canais radiculares foram instrumentados com o sistema rotatório PT (Figura 4). Utilizou-se o instrumento Sx até o limite de dois terços do canal radicular para remoção das interferências cervicais, em seguida, os instrumentos S1, S2, F1 e F2 no comprimento de trabalho.

Grupo III: 50 canais radiculares foram instrumentados com o sistema rotatório TF (Figura 5). Utilizou-se somente o instrumento nº 25.08, inicialmente trabalhando na região cervical (2/3), avançando posteriormente no comprimento de trabalho.

Foi utilizada uma caixa de cada sistema endodôntico rotatório para cada cinco dentes (instrumentação de 10 canais radiculares), totalizando cinco caixas. Todos os sistemas rotatórios tiveram seu primeiro uso sem qualquer preparo prévio, no entanto foram fotografados em M.E.V. logo depois de retirados da embalagem, antes do uso (Figuras 6A-C).

Previamente ao emprego dos sistemas endodônticos rotatórios foi feita a pré ampliação manual até a lima tipo K n° 20, sendo que os movimentos de instrumentação foram idênticos para todos os grupos experimentais e consistiram em leve pressão, seguido pela tração, realizados por um único operador. Foi realizada irrigação do canal radicular com 3

mililitros (mL) de hipoclorito de sódio a 1% (CAMARGO, 2009) após o uso de cada sistema rotatório, para todos os grupos experimentais.



Figura 3 – Sistema BioRace, utilizado no grupo I.



Figura 4 – Sistema Protaper, utilizado no grupo II.



Figura 5 – Sistema Twisted File, utilizado no grupo III.

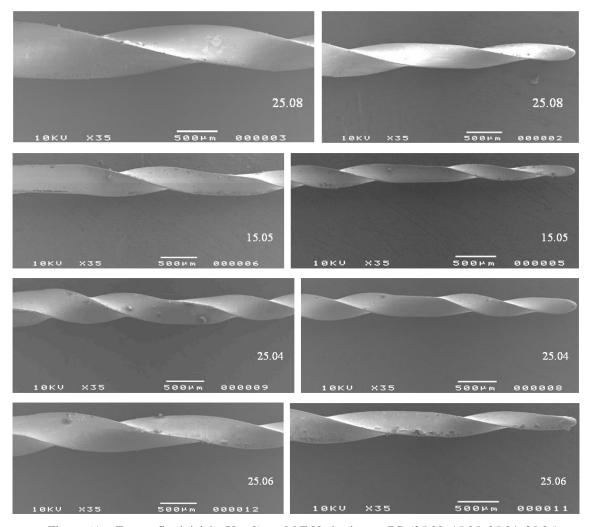


Figura 6A – Fotografias iniciais (Uso 0) em M.E.V. do sistema BR (25.08; 15.05; 25.04; 25.06).

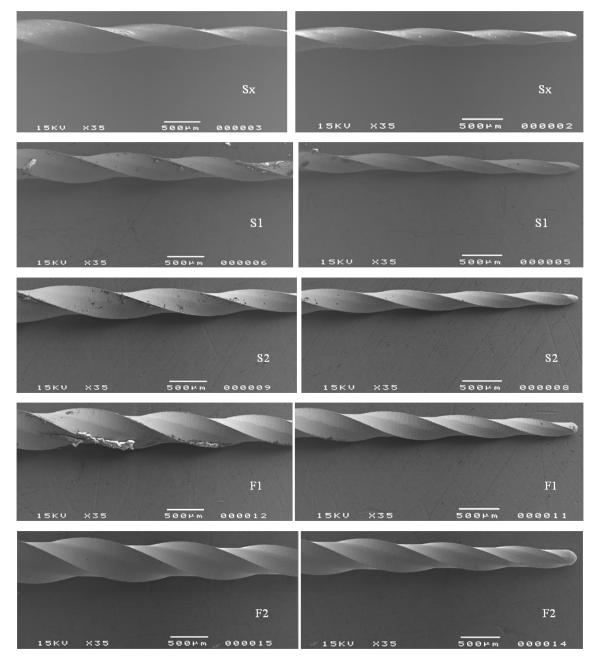


Figura 6B – Fotografias iniciais (Uso 0) em M.E.V. do sistema PT (Sx; S1; S2; F1; F2).

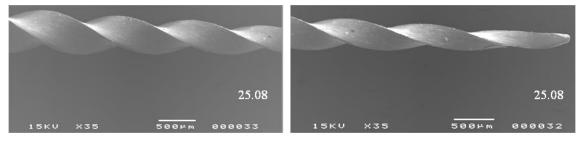


Figura 6C – Fotografias iniciais (Uso 0) em M.E.V. do sistema TF (25.08).

4.4 PROTOCOLO DE LIMPEZA

Após cada instrumentação dos canais radiculares foi realizada limpeza de acordo com um protocolo baseado no proposto por Parashos, Linsuwanont e Messer (2004), que consistiu em:

- 1. Realização de 10 inserções vigorosas dos instrumentos numa esponja embebida em solução de Descrost detergente enzimático (JohnsonDiversey Brasil Ltda. Socorro, São Paulo, Brasil), disponível no departamento de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru Universidade de São Paulo (FOB-USP);
- 2. Os instrumentos foram deixados por 30 minutos numa solução enzimática de limpeza preparada com o detergente enzimático Descrost, de acordo com as instruções do fabricante;
- 3. Passaram por banho ultrassônico de 15 minutos na cuba ultrassônica (Thornton T7 Thornton Inpec Eletrônica Ltda., Ribeirão Preto, SP Brasil) disponível no departamento de Bioquímica da FOB-USP, a uma freqüência de 40 KHz, com água deionizada e,
 - 4. Foram lavados por 20 segundos em água corrente.

Após este protocolo de limpeza (Figura 7) os instrumentos eram deixados por 30 minutos em estufa a 37°C disponível no departamento de Endodontia da FOB-USP, para secagem e posterior processo de esterilização.

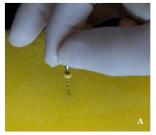




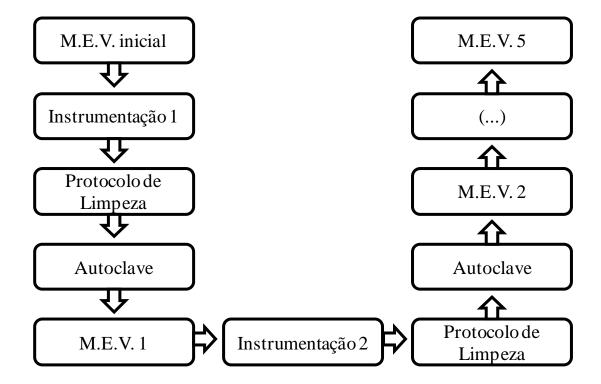




Figura 7 – Sequência do protocolo de limpeza (A. Inserção do instrumento na esponja; B. Molho no Descrost; C. Banho ultrassônico e D. Lavagem).

4.5 FLUXOGRAMA DA ANÁLISE DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS

O fluxograma a seguir apresenta a sequência de procedimentos realizada com cada instrumento dos sistemas endodônticos rotatórios utilizados:



4.6 AVALIAÇÃO DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS NO MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA

Todos os sistemas endodônticos rotatórios foram avaliados em M.E.V. (JSM-T220A, Jeol, Tókio, Japão) disponível na FOB-USP e fotografados num aumento de 35x, sendo uma foto da porção apical e outra da porção mediana de cada instrumento os quais eram colocados no dispositivo do M.E.V. sempre de uma única maneira: com o "picote" para cima (Figura 8).



Figura 8 – Instrumentos colocados no dispositivo com o "picote" para cima; seta indicando o posicionamento do mesmo, para análise em M.E.V.

4.7 ANÁLISE DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS

4.7.1 Quanto à remoção dos detritos superficiais

As duas fotografias com aumento de 35x foram analisadas no software Image Tool 3.0 da seguinte maneira: foram somadas todas as áreas com presença de detritos superficiais, as quais denominamos de sujidade.

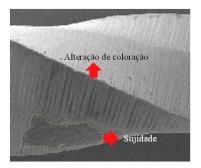


Figura 9 – Área de sujidade e alteração de coloração*.

4.7.2 Quanto ao grau da deformação

Os instrumentos que sofreram deformação foram classificados de acordo com o grau, da seguinte maneira (Figura 10):

- 0- Sem deformação ou deformação leve;
- 1- Deformação moderada;

- 2- Deformação severa;
- 3- Fratura.

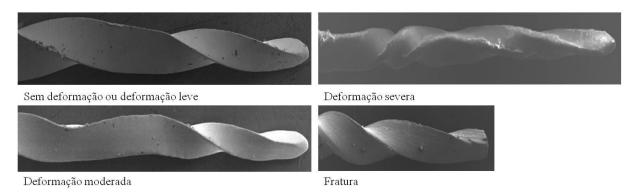


Figura 10 – Exemplo do grau da deformação sofrido pelos sistemas rotatórios.

4.8 ANÁLISE DOS RESULTADOS

4.8.1 Quanto à remoção dos detritos superficiais

Os resultados foram submetidos ao teste estatístico de Kruskal Wallis para comparação global e ao teste de Dunn para comparação individual dos grupos, com nível de significância de 5%. Para tal, foi utilizado o programa estatístico GraphPad Prism (La Jolla, Califórnia, Estados Unidos).

4.8.2 Quanto ao grau da deformação

Os resultados foram submetidos ao teste estatístico do Qui-quadrado para comparação global e ao teste exato de Fisher para a comparação individual dos grupos, com nível de significância de 5%.

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 QUANTO À REMOÇÃO DOS DETRITOS SUPERFICIAIS

A tabela 1 apresenta a média dos valores em μm^2 , bem como o valor mínimo e máximo, da quantidade de detritos superficiais dos sistemas endodônticos rotatórios BR, PT e TF, após os respectivos usos.

Levando em consideração a quantidade de detritos superficiais entre a avaliação inicial dos instrumentos (Uso 0 - imediatamente depois de retirados da embalagem) e após os respectivos usos, até o 5°, encontramos os seguintes resultados:

Para o sistema BioRace houve diferença estatisticamente significante (p<0,05) entre os instrumentos sem uso (uso 0) e após o 2° , 3° , 4° e 5° uso; entre os instrumentos submetidos ao 1° e após o 2° , 4° e 5° uso. Para os demais usos não houve significância estatística (p>0,05). O sistema Protaper apresentou diferença estatisticamente significante (p<0,05) somente após o 1° e 4° uso, sendo que para todos os demais não ocorreram diferenças significativas (p>0,05). O sistema Twisted File não apresentou significância estatística entre os usos (p>0,05).

Considerando o mesmo parâmetro entre os sistemas avaliados, encontramos os seguintes resultados:

Para o uso 0 houve diferença estatisticamente significante (p<0,05) entre todos os sistemas. Após o uso 1, houve diferença significativa (p<0,05) apenas entre o BR e o PT. Após os usos 2 e 3 não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes (p>0,05) entre os sistemas, enquanto que após o uso 4 houve diferença significativa (p<0,05) apenas entre o BR e TF. Por fim, após o 5° uso houve diferença estatisticamente significante apenas entre os instrumentos do sistema PT e os do TF.

Tabela 1: Média dos valores em μm² (além do valor mínimo e máximo) da quantidade de detritos superficiais após os respectivos usos dos sistemas rotatórios avaliados

Média	Uso 0	Uso 1	Uso 2	Uso 3	Uso 4	Uso 5
BioRace	38775 a,b,c (4053-99387)	27779 b,a,c (3253-83469)	11118 a,a (447,5-47296)	21257 a,b (1221-161142)	11084a,a,c (1457-45748)	11699a,a (1092-48158)
Protaper	20912 b,c (416,7-159062)	15759 a,c (430,2-99656)	10352 ь (925,8-55250)	12376 ь (764,6-79429)	17754a (2335-75931)	10764 ь,с (1198-45769)
Twisted File	22620 b,c (5612-52314)	39657 b (2720-119441)	15764 ь (2932-41528)	14240 b (2600-26197)	31423 b,c (5864-65748)	30558 b,c (4401-108577)

a: Diferença estatisticamente significante (p<0,05) entre um mesmo sistema rotatório

5.2 QUANTO AO GRAU DE DEFORMAÇÃO

As tabelas 2 e 3 apresentam os escores da deformação sofrida pelos devidos instrumentos dos sistemas BioRace e Twisted File, respectivamente, enquanto a tabela 4 aponta o número total de instrumentos deformados após os 5 usos, de acordo com o escore atribuído. O gráfico 1 apresenta a porcentagem dos instrumentos que sofreram deformação após 5 usos.

Considerando os escores atribuídos ao parâmetro deformação, chegou-se aos resultados abaixo:

O sistema BR apresentou algum grau de deformação em quatro das cinco caixas utilizadas no estudo, sendo que da 1ª caixa a ponta do instrumento 25.04 sofreu deformação moderada (1) após o uso 5; da 2ª caixa o instrumento 25.04 sofreu o mesmo tipo de deformação na ponta e no meio após o 1° uso, tornando-se severa (2) após o 2° uso, por este motivo deixou-se de utilizar todos os instrumentos desta caixa devido ao risco de fratura. Da 3ª caixa nenhum instrumento sofreu deformação, enquanto da 4ª caixa três instrumentos deformaram de forma moderada: ponta do 15.05 após o uso 4, ponta do 25.04 após o uso 2 e ponta do 25.06 após o uso 4, sendo que todas se mantiveram constantes após o último uso. A 5ª caixa também apresentou deformação moderada em três instrumentos: ponta e meio do

b: Não houve diferença estatisticamente significante (p>0,05) entre um mesmo sistema rotatório

c: Diferença estatisticamente significante (p<0,05) entre os sistemas rotatórios

25.08 após uso 2, sendo que após o uso 5 ocorreu fratura da ponta; ponta do 15.05 após o 1° uso e ponta do 25.04 após o uso 3 que se mantiveram constantes após o 5° uso.

O sistema PT não sofreu nenhuma deformação considerável de acordo com os critérios avaliados (p>0,05) enquanto o sistema TF sofreu deformação em todas as caixas utilizadas no estudo. Da 1ª caixa, tanto a ponta quanto o meio do instrumento sofreram deformação moderada após o uso 4; da 2ª caixa ambos segmentos sofreram o mesmo tipo de deformação após o uso 3; da 3ª caixa a ponta sofreu deformação moderada após o uso 2 e fraturou após o uso 5; da 4ª caixa ambos segmentos sofreram deformação moderada após o uso 1 que se manteve constante após o último uso; da 5ª caixa o meio sofreu deformação moderada após o uso 1 e sua ponta fraturou-se após o uso 2, quando foi deixado de ser utilizado pois não era viável a instrumentação dos canais radiculares com instrumento fraturado.

Considerando a porcentagem dos instrumentos que sofreram deformação após os cinco usos, constatou-se para deformação moderada (1): 30% do sistema BR e 60% do TF; para deformação severa (2): apenas 5% do BR e para fratura (3): 5% do BR e 40% do TF. No total, 40% do sistema BR e 100% do TF sofreram algum grau de deformação, enquanto o sistema PT não sofreu nenhuma deformação considerável de acordo com os critérios avaliados neste estudo.

Tabela 2: Instrumentos do sistema BioRace que sofreram deformação e o respectivo escore, após os respectivos usos

BioRace	Caixa 1	Cai	xa 2		Caixa 4			Cai	xa 5	
	25.04p	25.04p	25.04m	15.05p	25.04p	25.06p	25.08p	25.08m	15.05p	25.04p
Uso 0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Uso 1	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0
Uso 2	0	2	2	0	1	0	1	1	1	0
Uso 3	0	X	X	0	1	0	1	1	1	1
Uso 4	0	X	X	1	1	1	1	1	1	1
Uso 5	1	X	X	1	1	1	3	1	1	1

Legenda: 0 - Sem deformação ou deformação leve

- 1 Deformação moderada
- 2 Deformação severa
- 3 Fratura
- X Instrumento deixou de ser utilizado
- p Ponta do instrumento
- m Meio do instrumento

Tabela 3: Instrumentos do sistema Twisted File que sofreram deformação e o respectivo escore, após os respectivos usos

Twisted	Cai	xa 1	Cai	xa 2	Caixa 3	Cai	xa 4	Cai	xa 5
File	25.08p	25.08m	25.08p	25.08m	25.08p	25.08p	25.08m	25.08p	25.08m
Uso 0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Uso 1	0	0	0	0	0	1	1	0	1
Uso 2	0	0	0	0	1	1	1	3	1
Uso 3	0	0	1	1	1	1	1	X	X
Uso 4	1	1	1	1	1	1	1	X	X
Uso 5	1	1	1	1	3	1	1	X	X

Legenda: 0 - Sem deformação ou deformação leve

- 1 Deformação moderada
- 2 Deformação severa
- 3 Fratura
- X Instrumento deixou de ser utilizado
- p Ponta do instrumento
- m Meio do instrumento

Tabela 4: Número total de instrumentos utilizados de cada sistema rotatório após os 5 usos, de acordo com o escore atribuído quanto ao grau de deformação

Escore	BioRace	Protaper	Twisted File
0	12	25	0
1	6	0	3
2	1	0	0
3	1	0	2
Total utilizado	20	25	5

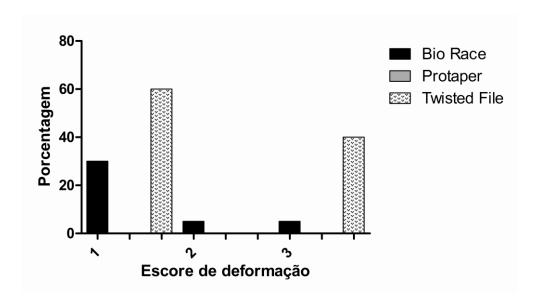


Gráfico 1 : Porcentagem dos instrumentos que sofreram deformação de acordo com o respectivo escore.

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 QUANTO À METODOLOGIA

Neste estudo foram utilizados dentes humanos extraídos (molares superiores), que consiste em um modelo extensivamente utilizado para experimentos com sistemas endodônticos rotatórios (MURGEL et al., 1990; PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004; VAN ELDIK et al., 2004; LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004; PERAKAKI; MELLOR; QUALTROUGH, 2007), por aproximar da realidade clínica e por apresentar resultados mais fiéis do que quando utilizados em canais simulados (TROIAN et al., 2006; LARSEN et al., 2009), uma vez que o material apresenta dureza diferente da dentina. O armazenamento dos dentes em solução de formol a 10% visou mantê-los hidratados e estruturalmente estabilizados (GRECCA, 2003).

Os grupos experimentais continham dentes com curvatura radicular semelhante, tanto da raiz disto quanto da mésio-vestibular, de acordo com o método de Weine (1982). Também eram semelhantes o raio de curvatura e o comprimento, visando promover um estresse semelhante a todos os instrumentos de cada sistema rotatório.

A realização do protocolo de limpeza baseado no proposto por Parashos, Linsuwanont e Messer (2004), foi de fundamental importância para que o instrumento fosse avaliado em M.E.V. quanto à quantidade de detritos superficiais e, as sujidades e/ou deformações pudessem ser visualizadas de maneira satisfatória, além de analisar se o protocolo utilizado foi eficaz.

De acordo com os autores do protocolo proposto na literatura, o uso da esponja permite que todos os lados do instrumento entrem em contato simultaneamente com a mesma. O uso de esponja densa (sem grande porosidade) permite que esta exerça uma força adequada contra o instrumento durante sua inserção possibilitando que o material da esponja se expanda no interior das lâminas. As espojas mais porosas têm menos material por unidade de volume, logo apresenta menos material disponível para remoção física dos detritos das lâminas. A camada superficial das esponjas é muito fina, relativamente composta de fibras duras cujas lâminas dos instrumentos penetram, explicando possivelmente a eficácia das esponjas em instrumentos com conformação complexa. Outra vantagem da esponja densa é a melhor retenção da solução enzimática em comparação com as esponjas porosas (PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004).

O número de inserções na esponja também pode influenciar na limpeza dos instrumentos. Murgel et al. (1990) no respectivo estudo, concluíram que o método de limpeza com esponja não foi eficaz, no entanto realizaram apenas duas inserções, sendo este número insuficiente, uma vez que Parashos, Linsuwanont e Messer (2004) encontraram resultados positivos após 10 inserções vigorosas do instrumento na esponja em uma das etapas do protocolo proposto por eles, enfatizando a importância do componente mecânico na limpeza.

A embebição dos instrumentos na solução enzimática por 30 minutos, previamente ao banho ultrassônico, promoveu a umectação dos detritos, o que pode favorecer sua remoção (PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004), visto que diversos autores acreditam que os detritos secos apresentam maior dificuldade para serem removidos (MURGEL et al., 1990; DUNN, 2002; PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004). No entanto, Murgel et al. (1990) concluíram em seu estudo que o tempo decorrido para a limpeza dos instrumentos não influenciou na efetividade da mesma, visto que não observaram diferença na limpeza realizada imediatamente ou após 1 hora do uso, descartando a hipótese que quanto maior o tempo para a limpeza, mais seco, mais aderidos e mais difícil seria a remoção dos detritos.

A utilização do detergente enzimático com ação desincrustante deveria ter promovido superfícies livres de detritos uma vez que possui maior ação de limpeza, quando comparada à utilizada no protocolo proposto por Parashos, Linsuwanont e Messer (2004). No entanto, outros fatores podem ter influenciado e serão discutidos a diante.

O ultrassom é um passo importante para a limpeza sendo que o tempo de 15 minutos é adequado na prática clínica (PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004), no entanto esta também depende da interação mecânica de cada processo com os diferentes formatos de lâminas (VAN ELDIK et al., 2004; LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004). Ainda assim, este estudo demonstrou que mesmo depois de realizado o protocolo de limpeza (mecânica, química e ultrassônica) os instrumentos não ficaram completamente limpos.

A avaliação no M.E.V. é muito utilizada para quantificar os detritos superficiais de instrumentos endodônticos (MURGEL et al., 1990; TANOMARU FILHO et al., 2001; LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004), bem como analisar suas deformações (MARTINS; BAHIA; BUONO, 2002; BAHIA; BUONO, 2005; CHEUNG et al., 2005; PENG et al., 2005; ALEXANDROU et al., 2006; BERUTTI et al., 2006; SHEN et al., 2006;

2007; SPANAKI-VOREADI; KEREZOUDIS; ZINELIS, 2006; TRIPI; BONACCORSO; CONDORELLI, 2006; TROIAN et al., 2006; ANDERSON; PRICE; PARASHOS, 2007; CHEUNG et al., 2007; WEI et al., 2007; CHEUNG; DARVELL, 2007, 2008; CHIANELLO et al., 2008; SHEN et al., 2009; SHEN; COIL; HAAPASALO, 2009), pois consiste num método de baixa complexidade, e, que pode dispensar tratamento prévio para avaliação, por tratar-se de instrumentos metálicos. Além disso, parece ser o método de avaliação mais preciso para deformação de instrumentos (TROIAN et al., 2006). No entanto, é freqüentemente baseado em avaliação subjetiva dos examinadores (TANOMARU FILHO et al., 2001, VAN ELDIK et al., 2004), podendo dificultar a compreensão dos resultados. Visando quantificar de forma objetiva a área de sujidade de cada instrumento, assim como fizeram Murgel et al. (1990) e Van Eldik et al. (2004), este estudo utilizou um software apropriado, o Image Tool 3.0, no qual foi possível medir toda área com presença de detritos superficiais de cada instrumento dos sistemas rotatórios avaliados.

Por outro lado, o MEV é limitado para determinar a natureza dos detritos em orgânico ou inorgânico (LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004) a menos que seja realizado algum tratamento previamente a análise. A imersão dos instrumentos em solução de Van Gieson, por exemplo (PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004; LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004; SONNTAG; PETERS, 2007; POPOVIC et al., 2010), promove a coloração dos detritos orgânicos que podem ser potencialmente fatores de risco de contaminação (LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004). Como o objetivo deste estudo era avaliar somente a quantidade de detritos superficiais, independente da natureza, não se realizou este tipo de procedimento.

Com relação à deformação, os instrumentos avaliados inicialmente e após cada uso receberam escores de 0 a 3, correspondendo ao seguinte grau: 0-Sem deformação ou deformação leve; 1-Deformação moderada; 2-Deformação severa e 3-Fratura, atribuídos por um único observador calibrado, após observação em M.E.V. com aumento de 35x. Troian et al. (2006) atribuíram escores quanto a distorção das espiras, desgaste e fratura, para isso avaliaram os instrumentos num aumento de 100x para identificar as deformações e quando presentes avaliaram num aumento de 250 ou 500x para classificá-las. Neste estudo as fotografias foram com menor aumento porque o objetivo foi mencionar as deformações superficiais e o grau de comprometimento, não o tipo. Foram utilizados os três sistemas endodônticos rotatórios com diferentes processos de fabricação ou submetidos ao eletropolimento superficial para comparar se isto interferia na deformação do instrumento,

como proposto por Tripi, Bonaccorso e Condorelli (2006), cujo respectivo estudo apontou que dentre alguns fatores que podiam interferir na resistência à fadiga do instrumento, encontravase o eletropolimento superficial.

6.2 QUANTO À LIMPEZA DOS SISTEMAS ROTATÓRIOS

Os fabricantes dos sistemas endodônticos rotatórios geralmente preconizam o uso único de seus instrumentos, bem como diversos autores (AASIM; MELLOR; QUALTROUGH, 2006; PERAKAKI; MELLOR; QUALTROUGH, 2007; SONNTAG; PETERS, 2007). No entanto isto é inviável uma vez que apresentam custo elevado e, considerando a realidade brasileira, tornaria o tratamento endodôntico cada vez mais inacessível a toda população que necessita.

Diante disso, muitos endodontistas reutilizam os instrumentos até quando passam a enxergar macroscopicamente qualquer tipo de deformação (LETTERS et al., 2005). No entanto, não consiste num método totalmente seguro, uma vez que a deformação pode ter ocorrido, mas possa ser visualizada somente com o auxílio de algum equipamento. Diante da prática da reutilização dos instrumentos endodônticos, é importante ressaltar sua conformação complexa favorecendo ao acúmulo de detritos entre as lâminas (LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004; LETTERS et al., 2005) numa área relativamente inacessível para limpeza (MURGEL et al., 1990). Esses remanescentes podem ser transmitidos de um paciente para outro, caracterizando a contaminação cruzada (LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004; SMITH et al., 2005; AASIM; MELLOR; QUALTROUGH, 2006), além de favorecer a contaminação do periápice durante o desbridamento foraminal, no caso da utilização de instrumentos manuais (MURGEL et al., 1990). No entanto, alguns autores acreditam que a quantidade de detritos biológicos existente nos instrumentos endodônticos não é suficiente para provocar esta contaminação (VAN ELDIK et al., 2004).

Visando a remoção desses detritos superficiais existem inúmeros métodos para limpeza dos instrumentos endodônticos previamente a esterilização utilizando, por exemplo: gaze embebida em álcool sob fricção, esponja embebida em álcool, banho ultrassônico (MURGEL et al., 1990); protocolo proposto por Parashos, Linsuwanont e Messer (2004), no qual este estudo baseou-se; limpeza que emprega escovação, escovação com imersão no

hipoclorito de sódio, imersão em hipoclorito de sódio seguido do banho ultrassônico (LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004).

Diante dos resultados obtidos neste estudo de que para o uso 0 (instrumentos avaliados imediatamente após removidos da embalagem) houve diferença estatisticamente significante (p<0,05) entre todos os grupos, verificou-se que o tipo de fabricação do sistema rotatório e o eletropolimento superficial interferiu na quantidade de detritos superficiais remanescente, de maneira contrária do que se esperava uma vez que o BR apresentou a maior quantidade. Diante disso, é importante ressaltar a necessidade de uma limpeza e esterilização previamente ao uso para remoção desses remanescentes de fabricação como já proposto por alguns autores (MURGEL et al., 1990; MARTINS; BAHIA; BUONO, 2002; PARASHOS; LINSUWANONT; MESSER, 2004; VAN ELDIK et al., 2004; LINSUWANONT; PARASHOS; MESSER, 2004). O banho ultrassônico é fundamental, visto que esses detritos iniciais são geralmente resíduos metálicos remanescentes do processo de fabricação, como observado em estudo prévio (TANOMARU FILHO et al., 2001) e o banho de ultrassom foi capaz de removê-los (TANOMARU FILHO et al., 2001).

Após o último uso houve diferença estatisticamente significante (p<0,05) apenas entre os instrumentos do sistema PT e os do TF, sendo que o primeiro apresentou menor quantidade de detritos superficiais em relação ao segundo, possivelmente devido ao uso de um único instrumento do sistema TF ao longo de todo o canal radicular, que pode ter favorecido a compactação de dentina entre as espiras, além de sua conformação dificultar o alcance da esponja para a remoção mecânica dos detritos.

O sistema BioRace, embora apresentasse eletropolimento superficial resultando numa aparência mais brilhante, apresentou diferença estatisticamente significante (p<0,05) entre o uso 0 (fotografados em M.E.V. imediatamente após retirados da embalagem) e após os usos 2, 3, 4 e 5, comprovando que o processo de fabricação deixou detritos superficiais remanescentes e, entre o uso 1 e usos 2, 4 e 5. Comparando este sistema com os outros dois avaliados, houve diferença significativa (p<0,05) para ambos: após o uso 1 entre o PT e após o uso 4 entre o TF. À medida que foram utilizados e passaram pelo protocolo de limpeza tornaram-se mais limpos, embora não tenham apresentado diferença significativa para a quantidade de detritos superficiais entre cada uso, demonstrando possivelmente que a maior lisura superficial favoreceu a limpeza.

Embora os demais sistemas rotatórios (Protaper e Twisted File) também tenham apresentado detritos superficiais remanescentes do processo de fabricação, não houve

significância estatística (p>0,05) entre as fotografias iniciais e após os cinco usos, ou mesmo entre os usos. O sistema PT só apresentou diferença estatisticamente significante (p<0,05) após o uso 1 e 4, provavelmente por falha em alguma das etapas do protocolo de limpeza.

Considerando os dados da tabela 1 pode-se dizer que o sistema BR, mesmo submetido ao eletropolimento superficial, apresentou maior quantidade de detritos superficiais remanescentes do processo de fabricação, enquanto o PT apresentou a menor quantidade inicialmente. Esta diferença entre a quantidade de detritos remanescentes previamente ao uso possivelmente tenha ocorrido devido aos diferentes processos de fabricação de cada sistema (VAN ELDIK et al., 2004): usinado (PT), por torção (TF) ou submetido eletropolimento superficial (BR).

Os sistemas BR e PT apresentaram diminuição da quantidade de detritos superficiais entre o uso 0 e após o uso 2, sendo que esses valores aumentaram deste para após o 3° uso. Para o BR houve novamente uma diminuição dos detritos após os usos 3 e 4 que se manteve relativamente constante até o último uso. No sistema PT a quantidade de detritos superficiais aumentou após o uso 3 e 4 e voltou a diminuir após o uso 5. Já para o sistema TF, a quantidade de detritos superficiais aumentou do uso 0 após o uso 1, diminuindo até depois do uso 3 e voltou a aumentar deste ao término do 4° uso, mantendo-se relativamente constante após o uso 5. Em linhas gerais, houve redução da quantidade de detritos superficiais inicialmente e ao final do estudo para os sistemas BR e PT, enquanto no TF manteve-se constante, sugerindo que a fabricação por torção, além do uso de um único instrumento, possam ter dificultado o processo de limpeza.

As fotografias pelo M.E.V. mostraram que nenhum instrumento ficou completamente limpo após realização do protocolo de limpeza e uma provável hipótese para esta falha foi o uso da esponja macia que não teve força suficiente para promover o seu íntimo contato com as lâminas dos instrumentos para afrouxar fisicamente os detritos, seguida de sua remoção (MURGEL et al., 1990).

De acordo com este estudo, os resultados comparativos entre os grupos quanto à quantidade de detritos superficiais mostraram que para o uso 0 houve diferença estatisticamente significante (p<0,05) entre todos eles, confirmando que os sistemas endodônticos rotatórios novos devem ser limpos e esterilizados previamente ao uso para minimizar a quantidade de detritos remanescentes da fabricação (MURGEL et al., 1990). Houve diferença significativa (p<0,05) entre o BR e o PT após o 1° uso e entre o BR e TF

após o 4° uso, mostrando que apesar do eletropolimento superficial do primeiro deixar mais remanescente de fabricação, no decorrer dos usos favoreceu a limpeza em relação ao sistema fabricado por torção. Também houve diferença significativa (p<0,05) entre o PT e TF após o 5° uso, sugerindo, mais uma vez que a fabricação por torção além do uso de um único instrumento possa ter dificultado sua limpeza favorecendo ao acúmulo de detritos superficiais no decorrer dos usos.

Durante a análise da quantidade de detritos superficiais, foram observadas áreas com certa alteração da coloração* (Figura 9) do instrumento. Possivelmente tratava-se de um processo de oxidação da liga de NiTi decorrente do processo de fabricação uma vez que essas alterações também foram observadas em instrumentos sem uso. O aumento não se manteve constante, surgindo também a hipótese de finas camadas de detritos orgânicos que ora eram e oram não eram removidos. Essas áreas não foram quantificadas como sujidades.

Por meio dos resultados obtidos neste estudo, conclui-se que apesar do protocolo de limpeza não ter proporcionado superfícies completamente livres de detritos, mostrou-se eficiente no decorrer dos usos para os sistemas endodônticos rotatórios de NiTi BR e PT, resultando em superfícies mais limpas ao término do experimento em comparação com a sujidade inicial (imediatamente quando retirados da embalagem). Para o sistema TF, a sujidade manteve-se semelhante do início ao final do experimento, sugerindo que a fabricação por torção, além do uso de um único instrumento para o preparo de todo canal radicular possa ter dificultado sua limpeza. Diante de tal fato, torna-se essencial a realização de novos estudos abordando outros aspectos da limpeza, dentre eles se os detritos superficiais remanescentes são capazes de transmitir a contaminação cruzada. Também pode-se enfatizar a importância de novos estudos abordando a corrosão dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi.

6.3 QUANTO À DEFORMAÇÃO

O múltiplo uso dos sistemas endodônticos rotatórios pode resultar em sua deterioração sem que possa ser vista macroscopicamente expondo o cirurgião-dentista à intercorrências durante o atendimento clínico. Alicerçados em tal premissa, inúmeros autores já estudaram esses defeitos microscopicamente, sob os mais diversos aspectos (SATTAPAN et al., 2000; BAHIA; BUONO, 2005; CHEUNG et al., 2005, 2007; PENG et al. 2005; SHEN

et al., 2006, 2007, 2009; SPANAKI-VOREADI, KEREZOUDIS e ZINELIS, 2006; WEI et al., 2007; SHEN; COIL; HAAPASALO, 2009).

No presente estudo buscou-se a relação entre o processo de fabricação por usinagem (PT), torção (TF) e usinagem com eletropolimento superficial (BR) dos sistemas endodônticos rotatórios de NiTi e a ocorrência de deformações superficiais. De acordo com os resultados obtidos, foi observada alguma deformação em 40% dos instrumentos do sistema BR, sendo que 5% destes fraturaram e 100% do TF, com 40% de fratura, enquanto o sistema PT não sofreu danos consideráveis de acordo com os critérios avaliados. Esta ausência de deformação provavelmente tenha ocorrido devido ao seu núcleo metálico mais robusto em comparação com os sistemas BR e TF, já que possuem uma secção transversal triangular com arestas convexas (CHEUNG et al., 2007), fator que superou os resultados esperados pelo BR por apresentar eletropolimento superficial (CHIANELLO et al., 2008). No entanto este tratamento pode influenciar de maneira positiva na resistência relacionada à fratura por fadiga cíclica (TRIPI; BONACCORSO; CONDORELLI, 2006), mas não avaliada neste estudo. Quanto ao sistema TF, a ocorrência de deformação em todos os espécimes utilizados, tenha sido devido ao uso de um único instrumento (25.08) em toda extensão do canal radicular, submetendo-o a um maior estresse.

Considerando a quantidade de usos, Bahia e Buono (2005) avaliaram o sistema endodôntico rotatório de NiTi ProFile após o uso clínico em 10 canais radiculares de molares, com curvatura e, apontaram a redução de sua resistência à fadiga. Diante disso e frente aos resultados encontrados neste estudo, pode-se sugerir que alguns sistemas rotatórios, como o TF, não devem ser submetidos a múltiplos usos por expor o cirugião-dentista à intercorrências clínicas.

Dentre outros fatores que poderiam influenciar na deformação superficial de sistemas endodônticos rotatórios de NiTi, pode-se citar a irrigação dos condutos radiculares com hipoclorito de sódio uma vez que há relatos na literatura de que a imersão de instrumentos nesta solução reduziu a resistência à fratura por fadiga cíclica, bem como houve indício de corrosão precocemente (BERUTTI et al. 2006). Os danos provocados pelo uso durante a instrumentação dos canais radiculares, uma vez que há deformação cíclica, podem criar áreas para deposição de detritos (MURGEL et al., 1990), além disso, pode expor o cirurgião-dentista a intercorrências clínicas como fratura.

Com base nos resultados obtidos neste estudo, conclui-se que o sistema endodôntico rotatório de NiTi PT mostrou-se melhor quanto ao parâmetro deformação uma vez que não sofreu danos consideráveis. O sistema BR mostrou-se satisfatório, embora tenha sofrido algumas deformações, enquanto o TF sofreu danos em todos os instrumentos utilizados, possivelmente devido ao uso de um único instrumento ao longo de todo canal radicular, submetendo-o a um maior estresse.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

Por meio dos resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

- 1. O protocolo de limpeza utilizado não proporcionou superfícies completamente livres de detritos superficiais, mostrando maior eficiência no decorrer dos usos para os sistemas endodônticos rotatórios de NiTi BR e PT.
- 2. O sistema endodôntico rotatório TF apresentou os piores resultados com relação à deformação superficial, seguido do BR. O PT não apresentou deformação alguma.

Referências

REFERÊNCIAS

Aasim SA, Mellor AC, Qualtrough AJ. The effect of pre-soaking and time in the ultrasonic cleaner on the cleanliness of sterilized endodontic files. Int Endod J. 2006;39(2):143-9.

Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickeltitanium rotary endodontic instruments. J Endod. 2006;32(7):675-9.

Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 2007;33(10):1212-6.

Assaf M, Mellor AC, Qualtrough AJ. Cleaning endodontic files in a washer disinfector. Br Dent J. 2008;204(10):E17; discussion 562-3.

Bagg J. Summary of: A quantitative assessment of residual protein levels on dental instruments reprocessed by manual, ultrasonic and automated cleaning methods. Br Dent J. 210(9):418-9.

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

Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. Int Endod J. 2006;39(9):693-9.

Camargo E J de. Influência do Hidróxido de Cálcio na penetração do cimento EpiphanyTM nos túbulos dentinários e na adaptação às paredes do canal radicular. Avaliação pela microscopia confocal de varredura a laser. [Dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2009.

Canalda-Sahli C, Brau-Aguade E, Berasteguijimeno E. A comparison of bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. Int Endod J. 1996; 29:185-9.

Castellucci A. Endodontics. 1st ed. v. 2. Florença: II Tridente; 2005.

Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. Endod Topics. 2009;16:1-26.

Cheung GS, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell BW. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. Int Endod J. 2007;40(3):169-78.

Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. Int Endod J. 2007a;40(8):612-8.

Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis. Int Endod J. 2007b;40(8):619-25.

Cheung GS, Darvell BW. Low-cycle fatigue of rotary NiTi endodontic instruments in hypochlorite solution. Dent Mater. 2008;24(6):753-9.

Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. Int Endod J. 2005;38(11):802-9.

Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? J Endod. 2007a;33(10):1217-21.

Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. J Endod. 2007b;33(12):1433-7.

Chianello G, Specian VL, Hardt LC, Raldi DP, Lage-Marques JL, Habitante SM. Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: a SEM study. Braz Dent J. 2008;19(2):109-13.

Clauder T, Baumann MA. Protaper NT system. Dent Clin North Am. 2004;48:87-111.

D'Souza JE, Walton RE, Maixner D. Cross-sectional configuration of endodontic files compared with manufacturers' design. J Endod. 1995;21(12):599-602.

Dunn D. Reprocessing single-use devices – the equipment connection. AORN J. 2002a;75:1140-64.

Ferreira Murgel CA, Walton RE, Rittman B, Pecora JD. A comparison of techniques for cleaning endodontic files after usage: a quantitative scanning electron microscopic study. J Endod. 1990;16(5):214-7.

Gambarini G. Rationale for the use of low torque endodontic motors in root canal instrumentation. Endod Dent Traumatol. 2000;16:95-100.

Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. J Endod. 2008;34(8):1003-5.

Gary SP. Endod Topics. 2009;16:1-26.

Grecca, FS. Avaliação da eficácia dos métodos de instrumentação rotatória (Sistema K3 e Protaper), ultra-som e manual na remoção de corante aderido às paredes de canais radiculares com achatamento proximal. Estudo 'in vitro'. [Tese na internet]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2003. Disponível em http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25138/tde-11032005-112504/pt-br.php.

Grossman LI. Fate of endodontically treated teeth with fractures root canal instruments. J Br Endod Soc 1968;2:35-7 apud Murgel CAF, Walton RE, Rittman B, Pécora JD. A Comparison of Techniques for Cleaning Endodonic Files after Usage: A Quantitative Scanning Electron Microscopic Study. J Endod. 1990;16(5):214-17.

Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. J Endod. 2011;37(1):72-4.

Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endod Topics. 2005;10:30-76.

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

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

Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. J Endod. 2009;35(3):401-3.

Letters S, Smith AJ, McHugh S, Bagg J. A study of visual and blood contamination on reprocessed endodontic files from general dental practice. Br Dent J. 2005;199(8):522-5.

Linsuwanont P, Parashos P, Messer HH. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J. 2004;37(1):19-28.

Martins RC, Bahia MG, Buono VT. Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. Int Endod J. 2002;35(10):848-53.

Murgel CAF, Walton RE, Rittman B, Pécora JD. A Comparison of Techniques for Cleaning Endodonic Files after Usage: A Quantitative Scanning Electron Microscopic Study. J Endod. 1990;16(5):214-17.

O'Hoy PY, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. Int Endod J. 2003;36(11):724-32.

Parashos P, Linsuwanont P, Messer HH. Effective cleaning protocols for rotary niclkel-titanium files. Aust Endod J. 2003;29(1):23-4.

Parashos P, Linsuwanont P, Messer HH. A cleaning protocol for rotary niclkel-titanium endodontic instruments. Aust Dent J. 2004;49(1):20-27.

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

Perakaki K, Mellor AC, Qualtrough AJ. Comparison of an ultrasonic cleaner and a washer disinfector in the cleaning of endodontic files. J Hosp Infect. 2007;67(4):355-9.

Pernier C, Grosgogeat B, Ponsonnet L, Benay G, Lissac M. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. Eur J Orthod. 2005;27(1):72-81.

Popovic J, Gasic J, Zivkovic S, Petrovic A, Radicevic G. Evaluation of biological debris on endodontic instruments after cleaning and sterilization procedures. Int Endod J. 2010;43(4):336-41.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, J Endod. 1997;23(2):77-85.

Ramos CAS, Bramante CM. Endodontia fundamentos biológicos e clínicos. 2ed. São Paulo: Santos; 2001. p. 259.

Reichert M, Young JH. Sterilization technology: for the health care facility. 2nd ed. Maryland: Aspen publishers. 1997. p. 27 [acesso em 2011 set 12]. Disponível em: http://books.google.com.br/books?hl=pt-
BR&lr=&id=HDzcboqJR9kC&oi=fnd&pg=PR11&dq=#v=onepage&q&f=false.

Ruddle C. Cleaning and shaping the root canal system. In: Cohen S, Burns R, eds. Pathways of the Pulp, 8th ed. St Louis: Mosby, 2002; 231-292.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. J Endod. 2000;26(3):161-65.

Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;96(6):757-63.

Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. J Endod. 2001;27(4):299-303.

Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974;18:269-296.

Shabalovskaya SA. Surface, corrosion and biocompatibility aspects of Nitinol as an implant material. Biomed Mater Eng. 2002;12(1):69-109.

Shen Y, Bian Z, Cheung GS, Peng B. Analysis of defects in ProTaper hand-operated instruments after clinical use. J Endod. 2007;33(3):287-90.

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

Shen Y, Cheung GS, Peng B, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. J Endod. 2009a;35(1):133-6.

Shen Y, Coil JM, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. J Endod. 2009;35(2):193-6.

Shen Y, Coil JM, McLean AG, Hemerling DL, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 5: single use from endodontic specialty practices. J Endod. 2009b;35(10):1363-7.

Shen Y, Haapasalo M, Cheung GS, Peng B. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. J Endod. 2009c;35(1):129-32.

Shen Y, Winestock E, Cheung GS, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 4: an electropolished instrument. J Endod. 2009d;35(2):197-201.

Smith A, Letters S, Lange A, Perrett D, McHugh S, Bagg J. Residual protein levels on reprocessed dental instruments. J Hosp Infect. 2005;61(3):237-41.

Sonntag D, Peters OA. Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. J Endod. 2007;33(4):442-6.

Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. Int Endod J. 2006;39(3):171-8.

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

Tanomaru Filho M, Leonardo MR, Bonifácio KC, Dametto FR, Silva IAB. The use of ultrasound for cleaning the surface of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J. 2001;34:581-85.

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

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

Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006;102(4):e106-14.

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

Van Eldik DA, Zilm PS, Rogers AH, Marin PD. A SEM evaluation of debris removal from endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. Aust Dent J. 2004a;49(3):128-35.

Van Eldik DA, Zilm PS, Rogers AH, Marin PD. Microbiological evaluation of endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. Aust Dent J. 2004b;49(3):122-7.

Vassey M, Budge C, Poolman T, Jones P, Perrett D, Nayuni N, et al. A quantitative assessment of residual protein levels on dental instruments reprocessed by manual, ultrasonic and automated cleaning methods. Br Dent J.E14.

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

Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. J Endod. 2007;33(3):276-9.

Weine FS. Endodontic Therapy. 3rd ed. St. Louis: CV Mosby, 1982; 330-1.

Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. J Endod. 2006;32(4):372-5.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. Int Endod J. 1999;32:115-19.

Anexos

ANEXO A - Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FOB-USP



Universidade de São Paulo Faculdade de Odontologia de Bauru Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73

PABX (0XX14)3235-8000 - FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa (14)3235-8356 e-mail: mferrari@fob.usp.br

Processo nº 137/2009

Bauru, 1 de outubro de 2009.

Senhor Professor,

O projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, denominado "Avaliação por meio da microscopia eletrônica de varredura da limpeza e deformação de instrumentos rotatórios após a instrumentação de canais radiculares", de autoria de Elaine Cristina Consolmago e Raquel Zanin Midena, que será desenvolvido sob sua orientação, foi enviado ao relator para avaliação.

Na reunião de 30 de setembro de 2009 o parecer do relator, aprovando o projeto, foi aceito pelo Comitê, considerando que não existem infrações éticas pendentes.

Informamos que qualquer alteração efetuada no trabalho de pesquisa, o pesquisador/orientador deverá comunicar ao CEP-FOB/USP, bem como ao final do trabalho enviar um Relatório para novo parecer, o qual será utilizado para publicação científica.

Atenciosamente.

Coordenadora

Prof. Dr. Marco Antonio Hungaro Duarte

Docente do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários