



UNIVERSIDADE LUTERANA DO BRASIL

CURSO DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

NÍVEL: MESTRADO

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: ODONTOLOGIA RESTAURADORA

**ANÁLISE, EM MEV, DAS ALTERAÇÕES MORFOLÓGICAS DOS
INSTRUMENTOS *PROTAPER®* CONSIDERANDO O MÉTODO
DE INSTRUMENTAÇÃO E O NÚMERO DE USOS**

TIAGO ANDRÉ FONTOURA DE MELO

CANOAS – RS

2007

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

TIAGO ANDRÉ FONTOURA DE MELO

**ANÁLISE, EM MEV, DAS ALTERAÇÕES MORFOLÓGICAS DOS
INSTRUMENTOS *PROTAPER®* CONSIDERANDO O MÉTODO DE
INSTRUMENTAÇÃO E O NÚMERO DE USOS**

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Odontologia do Curso
de Odontologia da Universidade Luterana
do Brasil como requisito final para obtenção
do título de Mestre em Odontologia, área de
concentração: Odontologia Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Elias Pandonor
Motcy de Oliveira

CANOAS – RS

2007

Dedicatória

“Que nenhuma família comece em qualquer de repente,
Que nenhuma família termine por falta de amor.
Que o casal seja um para o outro de corpo e de mente,
E que nada no mundo separe um casal sonhador.
Que nenhuma família se abrigue debaixo da ponte,
Que ninguém interfira no lar e na vida dos dois.
Que ninguém os obrigue a viver sem nenhum horizonte,
Que eles vivam do ontem, do hoje e em função de um depois.”

Padre Zezinho

Aos Meus Pais

Aristides e Maria Liége,

Que me deram a vida e souberam com amor ensinar-me valores como respeitar os outros, ser humilde e honesto nas minhas ações, ser responsável e, principalmente, a superar obstáculos e “lutar” pelos meus ideais, pois, a partir desses valores, os meus sonhos e objetivos seriam alcançados. Para isso, souberam direcionar exatamente todo o meu potencial, impondo limites e barreiras aos meus ímpetos naturais. Muitas vezes, a molecagem e as desobediências foram moldadas com diálogo. Jamais se furtaram do dever de pais, sempre orientando e marcando de cima, acompanhando todos os passos, não só meus como de meus três irmãos. Devo a vocês a minha sólida base de conhecimentos para enfrentar o mundo, a vida e as pessoas. Vocês são motivos de orgulho e amor, tanto que, se conseguir transmitir os ensinamentos de vida e da importância de uma família unida aos meus filhos, serei um pai realizado.

Aos meus avós paternos e maternos **Amélia** (*in memorian*), **Antônio** (*in memorian*), **Waldemar** (*in memorian*) e **Lylia**, que me deram estes pais maravilhosos.

Aos meus irmãos **Luis Antônio**, **Marcus Vinícius** e **Gustavo Henrique**, pessoas queridas e fundamentais da minha família. Mesmo longe de casa, tenho enorme orgulho e admiração por vocês, pois devido a grande diferença de ida-

de que temos, cuidaram de mim, me incentivaram nos estudos e se preocuparam com a minha vida. Eu não conseguiria realizar este sonho sem a ajuda e o apoio de vocês. Serei eternamente grato...Tônio, Maninho e Guta!!!

Aos meus sobrinhos **João Marcus** e **Thais**, os mais novos integrantes da minha família, que, embora pequenos e não sabendo a importância desse momento, me proporcionaram alegria por meio do amor, da compreensão e da admiração...desculpe não ter dado mais atenção a vocês!!!

À minha namorada **Fernanda**, pessoa especial com a qual espero viver todos os momentos da minha vida. Pessoa responsável, sincera e admirável pelas suas ações. Pessoa na qual desfruto momentos alegres e tristes e que divido preocupações. Minha gratidão por ter agüentado estes dois anos em que, muitas vezes, estive ausente para me dedicar a dissertação.

Às minhas cunhadas **Andréa**, **Mirian** e **Josy**, embora de origem familiar diferente, já fazem parte da minha família. Muito obrigado pela força e pelo apoio. Sou grato e feliz por vocês estarem juntas comigo e com a minha família.

A todos os meus familiares, que sempre me apoiaram, com gestos e palavras de incentivo, durante toda a minha formação profissional.

Tenham certeza de uma coisa: vocês todos estarão
sempre em meu coração.

Amo muito Vocês !!!

Agradecimento Especial

“Na nossa vida acontecem momentos especiais com os quais nunca esperamos. Pessoas, com as quais convivemos, entram em nossas vidas por acaso, não sei se é coisa do destino, mas não é por acaso que elas têm o privilégio de permanecer e de fazer parte daquele seleto grupo de amigos com os quais adoramos e admiramos.”

Autor Desconhecido

Ao meu orientador

Prof. Dr. Elias Pandonor Motcy de Oliveira,

O que falar dessa pessoa grandiosa e especial que tive o privilégio de conviver e de ter como meu orientador. Lembro-me e tenho guardado comigo que antes de me inscrever para a realização da prova de seleção do mestrado fui buscar orientações e conselhos junto a professores e amigos que conheciam o Curso de Mestrado em Endodontia da ULBRA e todos, sem exceção, me falaram e ressaltaram da existência no corpo docente da disciplina de uma pessoa de admirável respeito e admiração pelas ações que exerce na Odontologia. Quis o destino que esta pessoa se tornasse o meu orientador da dissertação. Ao longo desses dois anos de orientação e convívio, pude notar que estava à frente mesmo de uma pessoa especial. Pessoa essa que se tornou um grande amigo que conquistei e que me ajudou na realização deste trabalho. Agradeço, de forma especial, às inúmeras horas de diálogo que tivemos e a amizade que se formou. Agradeço também pelos inúmeros momentos de aprendizagem e de crescimento que me proporcionou nesta trajetória. Ao final do curso, posso dizer que aprendi muito de pesquisa, da importância do trabalho em equipe e, entre outros ensinamentos, um pouco mais da vida nestes dois anos de convívio. Só posso dizer aos próximos orientados do senhor que estão todos em boas mãos, pois se trata de um exemplo de orientador a ser seguido que pela sua seriedade, disponibilidade, responsabilidade, humildade e simplicidade; proporcionou a realização do meu trabalho de uma forma muito mais tranquila. Espero um dia, quem sabe, tê-lo como orientador num futuro doutorado, pois pessoas assim, especiais, sempre queremos ter ao nosso lado.

Meu Agradecimento e Respeito

“O meu senhor e eu temos um trato especial.
O meu senhor cuida de mim.
Eu cuido das coisas do meu senhor.
Eu tenho a minha fé.
Perfeita eu sei que ela não é.”

Padre Zeninho

À **Deus**, por ter me proporcionado a vida no “seio” de uma família construída nos fundamentos do amor, da paz, da compaixão, da fraternidade e da união.

Ao **Prof. Dr. Fernando Branco Barletta**, que, no primeiro momento que conheci me passou a impressão de ser uma pessoa difícil de conviver, mas à medida que o tempo foi passando e com um maior convívio, vi que estava completamente equivocado. O Barletta, no qual tomo a liberdade de chamá-lo dessa forma, foi um dos grandes incentivadores para o meu crescimento durante estes dois anos de mestrado, esteve sempre à disposição para me ajudar ao longo do curso e me ensinar a importância fundamental que é a realização de pesquisas. Devo ao senhor, juntamente com o Prof. Elias, a conclusão desta nova etapa da minha vida e ao incentivo que me tem proporcionado para seguir na carreira docente...muito obrigado por tudo!!!

Ao **Prof. Dr. Orlando Limongi**, embora pelo pouco tempo de convivência, pude notar que estava à frente de uma grande pessoa. Uma pessoa fantástica na qual lamento muito não ter tido um maior contato, pois acho que tenho muito ainda o que apreender com o senhor. O Prof. Limongi é um verdadeiro “paizão” que, pela sua competência, motivação e dedicação à Endodontia é um exemplo a ser seguido. Apreendi coisas importantes com o senhor e espero aprender mais!!!

Aos professores da disciplina de Endodontia da ULBRA, **Susana Gonçalves, Alexandre Salles, Eduardo Irala e Mário Queiróz**, muito obrigado por nos permitir o acesso e o convívio na clínica da graduação e pelo carinho e amizade que nos proporcionou. Espero manter o contato e a amizade de vocês.

À **Profa. Dra. Maristela Gutierrez de Borba**, minha professora de graduação na qual tenho enorme admiração e gratidão. Lembro dos conselhos, do incentivo e do apoio que me deu ao longo da minha formação acadêmica para que eu seguisse na área da Endodontia. Serei eternamente grato à senhora como regente e aos outros professores da área pelos 5 anos de convívio (2 anos como graduando na Endodontia, 2 anos como monitor e 1 ano de aperfeiçoamento). Pode ter certeza, a senhora foi a primeira pessoa que me levou e motivou a gostar da Endodontia. Sou eternamente grato à senhora!!!

Ao **Prof. Ms. Alexandre Correa Ghisi**, meu “padrinho” e professor de graduação. Um grande amigo que, embora afastado pela correria do dia-a-dia, posso contar a qualquer momento que precisar, seja em assuntos odontológicos ou não. Um profissional exemplar que ama aquilo que faz e torce pelo crescimento daqueles que estão a sua volta...Obrigado por tudo!!!

Aos professores **Andrea Cabral de Melo Vanzin, Simone Bonato Luigi** e ao **Márcio Menin**, amigos especiais que tive o prazer de conhecer e conviver ao longo de minha formação e que me ajudaram em todos os momentos que precisei. Vocês foram pessoas especiais que sempre serão lembradas.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Galia Reston**, pela amizade que se formou nas nossas famílias há mais de 40 anos e por todo incentivo que tive do senhor para fazer o Mestrado. Obrigado por tudo!!!

Agradecimento aos Colaboradores

“O prazer dos grandes homens consiste em tornar os outros mais felizes.”

Pascal

À **Profa. Dra. Vânia Regina Camargo Fontanella** e ao **Prof. Dr. Fernando Branco Barletta**, pelas sugestões e pelas considerações que fizeram no momento da defesa do projeto da Dissertação.

Ao Laboratório de Microscopia Eletrônica e Microanálise da ULBRA, em especial ao técnico **Leandro Gianluppi**, meus agradecimentos pela acolhida e dedicação dispensada, tornando possível a realização deste estudo.

Aos colegas **Alex Becker** e **Graziele Borin**, pelo esmero como examinadores das imagens de eletromicrografias deste estudo.

Ao estaticista **Sérgio Kato**, pelo empenho na realização da análise estatística.

Ao **Prof. Carlos Heitor Guedes**, pelo empenho na realização da revisão gramatical da dissertação.

À Dentsply/Maillefer na figura da **Josiane Costa**, por fornecer parte das amostras utilizadas neste estudo.

À **Universidade Luterana do Brasil**, pela oportunidade.

Aos funcionários da ULBRA, em especial a “**Mari**” do setor da Urgência e ao **César** da Central de Esterilização, pela atenção dispensada durante a execução da parte experimental deste estudo.

E a todos que, de alguma maneira, participaram na concretização deste trabalho.

Agradecimento aos Amigos

“Ser amigo é... Andar junto, mesmo que distante. É ser legal, jamais superficial. Dizer o que pensa, sem ofensa. Calar para ouvir, sem intervir. Falar sem rodeio, sem receio. Guardar o segredo, secar o pranto, dar o ombro. Estar para o que der e vier, e jamais abandonar. É ser alguém com quem sempre se pode contar. Ser amigo, afinal, é ser Especial.”

Autor Desconhecido

Aos meus colegas de graduação, especialmente a **Carina Follmann, Francisco Comparsi, Gustavo Sebben, Joaquim Beck, Marcelo Castilhos, Marcelo Bacalchuk, Max Kuckzinsk, Rafael Ercolani e Vanessa Pires**, que estiveram ao meu lado, dando força, para que eu continuasse a lutar em busca da minha felicidade e de minhas realizações.

Aos meus colegas de Centro Clínico Gaúcho, especialmente ao **André, Ludmila, Carlos, Itanira, Hebert e Paulo Lobato**, pessoas nas quais convivi após a minha formação e que me motivaram e torceram por mim nestes dois anos.

Aos meus colegas de mestrado **Gustavo Golgo Kunert e Renata Grazziotin Soares**, pessoas especiais e amigas as quais conheci no início do mestrado e que dividi as preocupações, as ansiedades e as conquistas, durante esses dois anos. Aprendi muito com vocês, vivemos momentos alegres juntos que, com certeza, serão repetidos em outras ocasiões. Terei sempre um grande carinho por vocês e ótimas lembranças do período que passamos juntos...o tempo passou muito rápido, mas no meu coração ficará guardado para sempre!!!

Aos meus antigos colegas de mestrado **Graziele Borin, Alex Becker e Carlos Wolle**. Não sei se “antigos” é a palavra certa para definir, pois eu considero vocês como sendo da mesma turma que a minha, a da Renata e a do Gustavo devido à união e à amizade que se formou entre nós seis. Obrigado por nos acolher e ajudar no início do mestrado. Vocês são pessoas especiais que tive o privilégio de conhecer, de conviver e que espero manter sempre contato. Sentirei saudades!!!

Às novas colegas de mestrado **Érica Pozo Mautone** e **Simone Viegas**, amigas da época de graduação na PUCRS que ingressaram fazendo parte da mesma turma. Desejo-lhes boa sorte!!!

Aos colegas das outras áreas, do mestrado e do doutorado, especialmente ao **Carlos Mahl**, **Ivana Vargas**, **Rolando Pezzin**, **Fabiano Popspich**, **Felipe Lorenzi**, **Flaviane Wobido**, **Humberto Gassen**, **Luis Felipe Caye**, **Luiz Alberto Filho**, **Mariana Soldatelli** e **Ricardo Maschmann**, pela demonstração de carinho e amizade durante estes dois anos de curso. Sentirei saudades de todos!

A todos meus amigos, muito obrigado por saber que vocês fazem parte da minha vida e que uma amizade não se desfaz mesmo na ausência.

“...se eu não seguir em frente quem vai me levar?
Tento olhar o sol
Quero me encontrar, sem medo de talvez errar então
Sempre fico assim vou pro meu lugar
Não quero mais ficar parado em vão
Seja como for
E deixa acontecer...”

Tênis Roque - Tico Santa Cruz

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar, através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), a deformação e a perda de metal dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio do sistema *ProTaper* submetidos ao método de instrumentação manual e rotatório levando em consideração o número de usos de cada instrumento e a região a ser analisada em MEV. Para isso, cem canais radiculares, constituídos por méso-vestibulares e disto-vestibulares de primeiros molares superiores e méso-vestibulares e méso-linguais de primeiros molares inferiores com 3º a 34º graus de curvatura, foram utilizados. Os canais foram divididos de forma randomizada em dois grupos experimentais, levando em consideração o método de instrumentação utilizado. Cada caixa de instrumentos endodônticos *ProTaper* foi submetida ao preparo químico-mecânico de cinco canais radiculares através da técnica coroa-ápice. Os instrumentos *Shaping File* nº. 01 (S1) e *Finishing File* nº. 01 (F1) foram analisados em MEV antes e depois do primeiro uso e após o último uso (5º uso) em duas regiões já predeterminadas: na ponta do instrumento e a 5 milímetros da mesma. As imagens de eletromicrografias dos instrumentos endodônticos analisados foram registradas e entregues a dois examinadores calibrados e sem conhecimento da metodologia empregada, os quais atribuíram escores relativos à deformação e à perda de metal. Os escores obtidos pelos examinadores foram submetidos à análise de variância (ANOVA) com nível de significância de 5%. Através desses escores, pode-se verificar que não houve nenhuma deformação nos instrumentos analisados em MEV e que também não houve diferença estatística significativa, com relação ao critério de perda de metal, entre cada um dos fatores analisados: método de instrumentação, instrumento endodôntico, momento e região. No entanto, embora não tenha ocorrido diferença significativa, o instrumento rotatório F1 foi o que apresentou os maiores índices de perda de metal.

Palavras-chave: Endodontia. Instrumentos odontológicos. Preparo de canal radicular. Teste de materiais. Microscopia eletrônica de varredura.

ABSTRACT

The aim of the present study was to evaluate, by means of Scanning Electron Microscopy (SEM), the deformation and the loss of metal of nickel-titanium endodontic files of the *ProTaper* system submitted to the manual and rotary instrumentation method. The number of times each file has been used and the region to be analyzed by SEM were taken into consideration. With this purpose, one hundred root canals from maxillary first molars (mesiobuccal and distobuccal canals) and mandibular first molars (mesiobuccal and mesiolingual canals) with curvatures of 3° to 34° degrees were used. The root canals were randomly divided in two experimental groups, taking into consideration the method of instrumentation used. Each box of *ProTaper* endodontic instruments was submitted to the chemical-mechanic preparation of five root canals by means of the crown-apex technique. The *Shaping File* # 01 (S1) and *Finishing File* # 01 (F1) were analyzed by SEM before and after the first use and after the last use (fifth use) in two already predetermined regions: at the end of the file and at 5 millimeters from it. The images of the electromicrographies of the endodontic files that were analyzed were recorded and provided to two calibrated examiners who were not aware of the methodology used; they assigned scores related to the deformation and to the loss of metal. The scores obtained by the examiners were submitted to the analysis of variance (ANOVA) with a level of significance of 5%. By means of these scores, it can be verified that there was no deformation in the files when analyzed by the SEM and that, as well, there was no significant statistical difference in relation to the criterion of loss of metal between each one of the analyzed factors: method of instrumentation, endodontic file, moment, and region. However, even though there has been no significant difference, the F1 rotary file was the one that presented the higher rates of loss of metal.

Key words: Endodontics. Dental instruments. Root canal preparation. Materials testing. Scanning Electron Microscopy.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	16
LISTA DE TABELAS E QUADROS	18
LISTA DE APÊNDICES E ANEXOS	19
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	20
1. INTRODUÇÃO	22
2. ANÁLISE DA LITERATURA	28
2.1. Deformação e fratura dos instrumentos endodônticos	30
2.1.1. Deformação Elástica	30
2.1.2. Deformação Plástica	31
2.1.3. Fratura.....	31
2.1.3.1. Fratura por Torção	32
2.1.3.2. Fratura por Flexão	33
2.2. Fatores que podem influenciar na ocorrência da deformação e da fratura dos instrumentos endodônticos	34
2.2.1. Fatores relacionados à estrutura dentária	34
2.2.1.1. Anatomia do canal radicular	34
2.2.2. Fatores relacionados ao instrumento endodôntico	36
2.2.2.1. Tipo de liga metálica.....	36
2.2.2.2. Método de fabricação	37
2.2.2.3. Tipo de secção transversal.....	39
2.2.2.4. Conicidade ou Taper	39
2.2.3. Fatores relacionados ao motor	41
2.2.3.1. Tipo de motor	41
2.2.3.2. Torque	42
2.2.3.3. Velocidade e Tempo de Acionamento	45
2.2.4. Fatores envolvidos na execução do preparo químico-mecânico	47
2.2.4.1. Operador	47
2.2.4.2. Técnica de preparo mecânico	50
2.2.4.3. Preparo cervical prévio	51
2.2.4.4. Número de usos	52
2.2.4.5. Solução irrigadora	53
2.2.4.6. Esterilização	56
2.3. Sistema <i>ProTaper</i> manual e rotatório	58
2.4. Microscopia Eletrônica de Varredura	61
3. PROPOSIÇÃO	63
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	65
4.1. Locais de desenvolvimento da parte experimental.....	66
4.2. Considerações Éticas.....	66
4.3. Obtenção dos dentes humanos.....	66
4.4. Medição do grau de curvatura radicular	69
4.5. Limpeza e esterilização dos dentes humanos.....	71

4.6. Obtenção dos instrumentos endodônticos	72
4.7. Limpeza e esterilização dos instrumentos endodônticos	73
4.8. Divisão dos grupos experimentais.....	75
4.9. Divisão dos canais radiculares nos dois grupos experimentais.....	77
4.10. Etapa de acesso aos canais radiculares	77
4.11. Determinação do comprimento de trabalho.....	78
4.12. Inclusão dos dentes em uma plataforma acrílica	79
4.13. Preparo dos canais radiculares	80
4.13.1. Seqüência do método manual.....	83
4.13.2. Seqüência do método rotatório	84
4.14. Microscopia Eletrônica de Varredura	85
4.15. Instrumentos de Avaliação	88
4.15.1. Examinadores	89
4.15.2. Critérios analisados.....	89
4.15.3. Fratura do instrumento endodôntico.....	92
4.16. Análise Estatística	92
4.16.1. Teste do <i>Kappa</i>	92
4.16.2. Cálculo do tamanho da amostra.....	92
4.16.3. Análise dos resultados	92
5. RESULTADOS	93
5.1. Perda de metal	94
5.2. Distorção das espiras.....	101
5.3. Fratura.....	101
6. DISCUSSÃO	103
6.1. Discussão da metodologia empregada	104
6.1.1. Relacionada aos dentes humanos	104
6.1.2. Relacionada aos instrumentos endodônticos	106
6.1.3. Relacionada ao preparo do canal radicular	109
6.1.4. Relacionada ao método de avaliação	112
6.2. Discussão dos resultados.....	114
7. CONCLUSÕES	119
8. REFERÊNCIAS.....	121
9. APÊNDICES.....	134
10. ANEXO.....	158
11. GLOSSÁRIO	160

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Imagem de um primeiro molar inferior e superior que foram utilizados na parte experimental	67
Figura 02 - Imagem radiográfica de dentes que foram descartados do estudo devido à presença de tratamento endodôntico já realizado e de reabsorção radicular interna	67
Figura 03 - Imagem de um molar inferior com a presença de dois canais radiculares mesiais distintos	68
Figura 04 - Imagem do dente posicionado sobre o sensor radiográfico digital	69
Figura 05 - Imagem do dente posicionado para a realização da tomada radiográfica digital	70
Figura 06 - Imagem da medição do grau de curvatura radicular com o auxílio do programa <i>Image Tool</i>	71
Figura 07 - Imagem dos frascos plásticos numerados	72
Figura 08 - Imagem dos instrumentos endodônticos <i>ProTaper</i> posicionados na caixa plástica para serem ultra-sonificados	74
Figura 09 - Instrumentos endodônticos do sistema <i>ProTaper</i> manual	76
Figura 10 - Instrumentos endodônticos do sistema <i>ProTaper</i> rotatório	76
Figura 11 - Dente incluso na plataforma acrílica	79
Figura 12 - Bloco de acrílico com o dente posicionado no minitorno para realizar a instrumentação	80
Figura 13 - Motor elétrico <i>X-Smart</i>	81
Figura 14 - Instrumentos endodônticos utilizados no grupo B sobre a espuma de poliuretano	82
Figura 15 - Imagem do local de realização da MEV	86
Figura 16 - Instrumentos <i>ProTaper</i> rotatórios posicionados no dispositivo	87
Figura 17 - Instrumentos <i>ProTaper</i> manuais posicionados no dispositivo	87
Figura 18 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 1 com relação ao critério de distorção das espiras	90

Figura 19 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 2 com relação ao critério de distorção das espiras.....	90
Figura 20 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 3 com relação ao critério de distorção das espiras.....	90
Figura 21 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 1 com relação ao critério de perda de metal.....	91
Figura 22 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 2 com relação ao critério de perda de metal.....	91
Figura 23 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 3 com relação ao critério de perda de metal.....	91
Figura 24 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico manual S1 em que se observa mais de três áreas com perda de metal na região examinada.....	95
Figura 25 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico rotatório F1 em que há duas áreas com perda de metal junto à região da ponta do instrumento	97
Figura 26 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico rotatório F1 em que há duas áreas com perda de metal na região a 5 mm da ponta do instrumento.....	97
Figura 27 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico rotatório F1 em que se observa perda de metal junto à ponta do instrumento	98
Figura 28 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico rotatório F1 em que se observa perda de metal junto à ponta do instrumento depois do primeiro uso	100
Figura 29 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico manual S1 em que se observa fratura junto à ponta do instrumento durante o quinto uso	101
Figura 30 - Imagem radiográfica do instrumento endodôntico fraturado no canal radicular disto-vestibular do dente n°. 27	102

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Quadro 01 - Quadro demonstrativo dos grupos experimentais	75
Tabela 01 - Valores obtidos de perda de metal depois do primeiro e do último uso dos instrumentos endodônticos.....	95
Tabela 02 - Valores obtidos na interação entre os diferentes fatores analisados quanto à perda de metal nos instrumentos endodônticos.....	96
Tabela 03 - Valores obtidos na interação entre o método e o instrumento endodôntico quanto à perda de metal	98
Tabela 04 - Valores obtidos quanto à perda de metal junto à ponta do instrumento endodôntico em relação ao método, ao momento e ao próprio instrumento analisado.....	99
Tabela 05 - Valores obtidos quanto à perda de metal junto à região localizada a 5 mm da ponta do instrumento endodôntico em relação ao método, ao momento e ao próprio instrumento analisado.....	99
Tabela 06 - Valores obtidos quanto à perda de metal depois do primeiro uso dos instrumentos em relação ao método, ao local e ao próprio instrumento endodôntico analisado	100
Tabela 07 - Valores obtidos quanto à perda de metal após o último uso dos instrumentos em relação ao método, ao local e ao próprio instrumento endodôntico analisado	100

LISTA DE APÊNDICES E ANEXOS

Apêndice 01 - Comprimento real dos dentes (CRD) e o grau de curvatura da raiz mesial nos primeiros molares inferiores e das vestibulares nos primeiros molares superiores.....	135
Apêndice 02 - Resultado da divisão randomizada dos canais radiculares nos dois grupos experimentais para os cinco usos	136
Apêndice 03 - Comprimento de trabalho (CT) e o bordo de referência correspondentes aos canais radiculares instrumentados na parte experimental	141
Apêndice 04 - Resultado da primeira análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 01 referente aos critérios de distorção das espiras e de perda de metal	143
Apêndice 05 - Resultado da primeira análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 02 referente aos critérios de distorção das espiras e de perda de metal	146
Apêndice 06 - Resultado da segunda análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 01 referente ao critério de perda de metal	149
Apêndice 07 - Resultado da segunda análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 02 referente ao critério de perda de metal	152
Apêndice 08 - Valores obtidos de perda de metal para os instrumentos endodônticos S1 e F1 do grupo A	155
Apêndice 09 - Valores obtidos de perda de metal para os instrumentos endodônticos S1 e F1 do grupo B	156
Apêndice 10 - Valores obtidos de perda de metal para os instrumentos endodônticos S1 e F1 dos dois grupos experimentais juntos	157
Anexo 01 - Termo de avaliação e aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos e Animais da ULBRA (CEP/ULBRA)	159

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

NiTi = níquel-titânio

et al. = e colaboradores

nº. = número

K = Kerr

% = porcentagem

mm = milímetro

rpm = rotação por minuto

º = grau

MEV = Microscopia Eletrônica de Varredura

pH = potencial de hidrogênio

ULBRA = Universidade Luterana do Brasil

CEP/ULBRA = Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos e Animais da ULBRA

CNS/MS = Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde

S.A. = Sociedade Anônima

Ltda. = Limitada

kV = quilovolt

mA = miliampere

cm = centímetro

® = marca registrada

º F = grau Fahrenheit

º C = grau Celsius ou grau centígrado

psi = libras por polegada quadrada

FOUSP = Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

SX = Shaping X

S1 = Shaping File número 1

S2 = Shaping File número 2

F1 = Finishing File número 1

F2 = Finishing File número 2

F3 = Finishing File número 3

D₀ = diâmetro da ponta ativa do instrumento endodôntico

ml = mililitro

KHz = quilohertz

atm = atmosfera

25X04 = comprimento da agulha de 25 cm e diâmetro de 0,04 mm

40-20 = comprimento da cânula de 40 cm e diâmetro de 0,20 mm

N. cm = Newton por centímetro

Kg/m³ = quilograma por metro cúbico

¼ = um quarto

100X = cem vezes

Acc. V = aceleração de voltagem

Magn. = magnitude

µm = micrômetro

≥ = maior ou igual

α = alfa

ANOVA = Análise da Variância

SPSS = Statistical Package for the Social Sciences

n = número da amostra

45X = quarenta e cinco vezes

500X = quinhentas vezes

F4 = Finishing File número 4

F5 = Finishing File número 5

F = teste F (análise estatística)

p = nível de significância

CRD = comprimento real do dente

DV = disto-vestibular

MV = mésio-vestibular

ML = mésio-lingual

CMV = cúspide mésio-vestibular

CDV = cúspide disto-vestibular

CML = cúspide mésio-lingual

CT = comprimento de trabalho

CDC = junção cimento-dentina-canal

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A endodontia é uma das especialidades da odontologia de maior complexidade, pois, para sua execução clínica, é necessária a realização de um conjunto de procedimentos ou etapas. O preparo do dente desde a sua abertura coronária até a obturação do sistema de canais radiculares e a sua preservação ou controle se constituem em fatores extremamente importantes que, quando executados corretamente, podem levar ao sucesso desejado.

O preparo químico-mecânico faz parte de uma dessas etapas do tratamento endodôntico. Para Schilder (1974) e Weine (1996), essa etapa é uma das mais importantes do tratamento. Ela é constituída por um conjunto de procedimentos mecânicos (preparo mecânico) e que, com a ação concomitante de substâncias químicas auxiliares (preparo químico), visa a esvaziar, a limpar, a modelar e, nos casos de dentes com polpa necrosada, ainda a desinfetar o canal radicular e, assim, manter a forma original do mesmo, com uma superfície regular e com a ausência de desvio foraminal, que possibilita o melhor ajuste do material endodôntico obturador.

No entanto, alguns fatores podem interferir durante a execução do preparo químico-mecânico. Em canais radiculares curvos, por exemplo, o desenvolvimento de um canal cirúrgico com um formato cônico contínuo, com a permanência da sua forma original e com a manutenção da posição do forame apical são tarefas difíceis de serem alcançadas. O resultado final do preparo de um canal radicular dessa magnitude pode ser influenciado então por vários fatores, tais como curvatura radicular, comprimento do arco, flexibilidade e calibre do instrumento endodôntico usado, tipo de movimento empregado e técnica de instrumentação utilizada, localização da abertura foraminal e dureza da dentina trabalhada.

Visando a minimizar esses problemas e a evitar acidentes durante a realização do preparo químico-mecânico, modificações nos métodos de instrumentação e nos instrumentos endodônticos têm sido sugeridas.

Instrumentos com diferentes ligas, formatos e conicidades têm surgido com o objetivo de obter um preparo do canal radicular de forma apropriada com uma ampla abertura coronária e um estreitamento a nível apical.

Inicialmente, os instrumentos endodônticos eram fabricados de maneira empírica e com formas que variavam de acordo com a vontade dos fabricantes. Com a evolução da endodontia, a melhoria da qualidade tornou-se necessária. Em 1958, Ingle e Levine apresentaram uma padronização para esses instrumentos, podendo ser fabricados em aço carbono ou aço inoxidável. O aço inoxidável passou a ser empregado, com maior frequência, a partir de 1961 (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Já no ano de 1988, ganharam grande destaque na endodontia Walia *et al.* devido à introdução da liga de níquel-titânio (NiTi) na fabricação dos instrumentos endodônticos. Entretanto, foi na ortodontia que essa liga foi inicialmente utilizada dentro da odontologia. Civjan *et al.*, em 1975, realizaram uma série de experimentos que trouxeram resultados qualitativos a respeito do desempenho dos fios ortodônticos confeccionados com a liga de *NitiNOL* (Ni - níquel; Ti - titânio; e NOL - “*Naval Ordnance Laboratory*”). Os resultados ortodônticos laboratoriais encontrados pelos autores levaram-nos a sugerir o uso dessa liga para a fabricação de instrumentos, manuais ou rotatórios, em áreas como a endodontia (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Então, no ano de 1988, Walia *et al.* realizaram um estudo clássico que avaliou a possibilidade da fabricação de instrumentos endodônticos de NiTi, bem como testaram algumas de suas propriedades. Foram utilizados instrumentos tipo K nº. 15, de secção transversal triangular, de NiTi e de aço inoxidável, sendo que os primeiros demonstraram maior flexibilidade elástica do que os últimos. Os autores observaram, ainda, que os instrumentos endodônticos de NiTi apresentaram resistência à fratura por torção maior que os de aço inoxidável.

De acordo com Serene *et al.* (1995), a liga de NiTi empregada na endodontia apresenta pequeno módulo de elasticidade, cerca de um quarto a um

quinto em relação ao aço inoxidável, e, em consequência disso, possui grande elasticidade e alta resistência à deformação plástica e à fratura. Ou seja, a força necessária para flexionar um instrumento endodôntico de NiTi n.º 45 é equivalente à necessária para flexionar um instrumento de aço inoxidável n.º 25. Logo, estas propriedades fazem com que o instrumento endodôntico de NiTi acompanhe com facilidade a curvatura do canal radicular, evitando alteração na sua forma original e reduzindo o deslocamento apical.

Existem diferenças entre os instrumentos de aço inoxidável e de NiTi quanto ao seu método de fabricação e à sua estrutura cristalográfica. Os instrumentos endodônticos de NiTi, por apresentarem percentuais atômicos de níquel entre 50% e 55% e em função da superelasticidade apresentada pela liga, são confeccionados apenas por usinagem, ao contrário do método de torção que, além da usinagem, pode ser usado na fabricação dos instrumentos de aço inoxidável. Essa usinagem pode ser responsável pela produção de defeitos de fabricação na superfície dos instrumentos endodônticos, pois aumenta a fragilidade dos mesmos por atuarem como pontos concentradores de tensão, sendo assim, capazes de iniciar um processo de fratura (LOPES *et al.*, 2000b; KUHN *et al.*, 2001).

Concomitantemente com o aperfeiçoamento dos instrumentos endodônticos, hoje em dia, vivemos também o momento caracterizado pelo impacto da automação endodôntica.

Há muito tempo os endodontistas e as indústrias odontológicas estão preocupados com a criação de um sistema que permita a realização do preparo dos canais radiculares por meio de uma instrumentação mecanizada, o que facilitaria e aceleraria a instrumentação desses canais além de diminuir ou evitar a fadiga do profissional.

Primeiramente, a prática endodôntica dispôs de contra-ângulos para o preparo mecanizado e, dentre eles, poderíamos citar o *Giromatic* (Micro Mega, Suíça) e o *Racer* (W & H, Áustria). Nesses aparelhos eram empregados instrumentos endodônticos de aço inoxidável que, durante seu uso, o perigo de

sua fratura, a criação de falsas vias e, ainda, o risco da ocorrência de perfuração radicular sempre estavam presentes.

Posteriormente a esses métodos de instrumentação, tiveram notoriedade os aparelhos de ação vibratória. Assim, a partir de 1980, surgiram, no mercado odontológico, diferentes sistemas de preparo sônico e ultra-sônico.

Hoje, com o advento dos instrumentos endodônticos serem fabricados com a liga de NiTi, surgiram os contra-ângulos com movimentos de rotação alternada e contínua, com controle de torque e velocidade, em que se pode utilizar este tipo de instrumento.

Em contrapartida a essa evolução, Estrela e Figueiredo (2001) salientam que não podemos nunca esquecer dos instrumentos endodônticos manuais, pois a sensibilidade tátil e o controle da parte ativa do instrumento acionado a motor são reduzidos e considerados menores que no preparo manual.

Segundo Sydney (2002), a utilização de instrumentos endodônticos rotatórios não substitui completamente a instrumentação manual, e acredita-se que dificilmente o farão.

Embora haja toda esta evolução e preocupação por parte das indústrias odontológicas em proporcionar uma maior facilidade na realização do preparo químico-mecânico, os instrumentos endodônticos, devido à anatomia do canal radicular e ao seu grau de curvatura, são submetidos, muitas vezes, a acentuado estado de tensão e de deformação. Nessa fase, os instrumentos sofrem carregamentos extremamente adversos que modificam continuamente a sua resistência à tração, à compressão, à torção e à flexão, podendo promover assim, deformações plásticas e até mesmo obter a sua fratura de forma inesperada.

Logo a ocorrência de alterações morfológicas junto à parte ativa dos instrumentos endodônticos pode ser devido às falhas provenientes durante o método de fabricação do instrumento juntamente com a deterioração com o seu

uso, com o estado de tensão e deformação a que são submetidos de acordo com a anatomia dos canais radiculares tratados e com a habilidade do profissional.

Por isso, através de inúmeros estudos, têm-se buscado um conjunto de métodos associando diferentes instrumentos endodônticos, técnicas de instrumentação, velocidades e torques os quais são aplicados nos diferentes sistemas rotatórios de modo que possam proporcionar uma maior longevidade aos instrumentos sem que ocorram alterações significativas na sua morfologia.

De posse disso, achou-se relevante, então, avaliar de forma comparativa os instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* rotatório com o novo sistema desenvolvido pela *Dentsply/Maillefer*, sistema *ProTaper* manual, para o qual ainda não se encontraram estudos publicados a respeito de sua análise morfológica após o seu uso.

ANÁLISE DA LITERATURA

2. ANÁLISE DA LITERATURA

Apesar da evolução e do aperfeiçoamento que vêm ocorrendo nos materiais endodônticos, seja com o surgimento e a utilização de instrumentos com ligas metálicas de NiTi, ou seja com o uso de sistemas mecanizados para a realização do preparo do canal radicular de uma forma segura e eficaz, o endodontista ainda se depara com o risco de fratura destes instrumentos durante a realização do tratamento endodôntico.

Embora importantes modificações tenham sido realizadas junto à liga metálica utilizada na fabricação dos instrumentos endodônticos, aço inoxidável para NiTi, e que resultados de grande relevância tenham sido constatados com esta evolução como uma maior flexibilidade e capacidade de memória elástica, esses instrumentos por apresentarem pequenas dimensões, forma complexa e geometria com variações bruscas, são difíceis de serem produzidos. Durante a sua fabricação, defeitos de acabamento superficial podem ser introduzidos na superfície da parte ativa do mesmo atuando como concentradores de tensão induzindo assim a sua fratura a níveis inferiores de tensão dos teoricamente esperados. Estes defeitos normalmente são ranhuras, microcavidades e rebarbas que são introduzidas pelas ferramentas de corte. Quanto maior for o número e o tamanho desses defeitos, menor será a tensão necessária para determinar a fratura do instrumento. (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Mas, além desses problemas advindos da fabricação, os instrumentos endodônticos são submetidos, durante o preparo químico-mecânico, a severos estados de tensão e deformação que variam com a anatomia do canal radicular e com a habilidade do profissional. Nesta fase, os instrumentos sofrem carregamentos extremamente adversos que modificam continuamente a sua resistência à torção, à flexão em rotação e ao dobramento. Por esta razão, em determinadas situações clínicas, observa-se a falha prematura dos mesmos.

2.1. Deformação e fratura dos instrumentos endodônticos

Os instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi têm sido empregados, particularmente, no preparo de canais radiculares curvos devido à sua maior elasticidade quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável. Todavia, a maior preocupação no uso destes instrumentos, independentemente da marca comercial, tem sido a sua fratura, muitas vezes, de forma inesperada. Como usualmente não há indicação visível de que o metal foi levado à falha, o instrumento endodôntico pode fraturar sem nenhum sinal ou aviso prévio de defeito ou de deformação junto a sua parte ativa.

Já desde 1967, Viera ressaltava que, durante a solidificação dos metais ou ligas metálicas, os átomos não ficam totalmente arrançados com periodicidade; sempre haverá falhas na disposição atômica formando as imperfeições cristalinas, sendo que o número dessas imperfeições pode ser modificado quando ocorre a deformação do material.

Então, durante a realização do preparo químico-mecânico, o instrumento endodôntico fica submetido a um carregamento que, devido às forças de resistência das paredes dentinárias do canal radicular, pode provocar alterações na sua morfologia. Segundo Lopes e Siqueira Junior (2004), esse carregamento pode ocasionar no instrumento uma deformação elástica ou plástica.

2.1.1. Deformação Elástica

A deformação elástica de um instrumento endodôntico no interior de um canal radicular acontece quando, após a retirada da carga aplicada, a deformação junto à parte ativa do instrumento desaparece. Essa deformação pode ocorrer devido à flexão e/ou flambagem.

A flexão acontece quando o instrumento endodôntico se encurva, ao avançar em direção apical no interior de um canal radicular curvo. Isto ocorre devido às forças de resistência das paredes dentinárias do canal. Já a flambagem acontece quando o instrumento, ao avançar em direção apical, fica encur-

vado devido ao carregamento compressivo na direção de seu eixo, ou seja, quando se aumenta o carregamento no instrumento endodôntico, de tal modo que a velocidade de avanço, em direção apical no canal radicular, é maior do que a sua velocidade de corte. Geralmente, a flambagem do instrumento ocorre na área onde há mudança acentuada do diâmetro e da direção do canal. Após a dilatação cervical, por exemplo, a tentativa de avanço de um instrumento endodôntico de menor diâmetro em direção à apical pode flambar. Isto é mais evidente quanto mais abrupta for a mudança de direção do segmento apical, em relação ao longo eixo do canal radicular (LOPES *et al.*, 2000a).

2.1.2. Deformação Plástica

Já a deformação plástica de um instrumento endodôntico no interior de um canal radicular ocorre quando, após a retirada da carga aplicada, a deformação junto à parte ativa do instrumento permanece.

Segundo Lopes *et al.* (2000a), o sentido da rotação aplicada no instrumento endodôntico, a natureza da liga metálica do mesmo e o seu método de fabricação interferem quantitativamente na ocorrência da deformação plástica.

Em 2000b, Lopes *et al.* realizaram um estudo no qual confirmaram esses dados, pois verificaram que, na torção plástica à direita, a deformação é mais acentuada, ocorrendo a reversão das hélices em relação ao seu sentido original. Por outro lado, na rotação à esquerda, acontece a redução do passo das hélices a partir do ponto de imobilização do instrumento, sendo que esta deformação é mais acentuada para os instrumentos de aço inoxidável do que para os de NiTi. O que foi reforçado por Lopes e Siqueira Junior (2004) em que constataram que os instrumentos endodônticos de NiTi raramente apresentam deformação plástica durante o preparo de canais radiculares.

2.1.3. Fratura

Os instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi, quando empregados no preparo de canais radiculares curvos, ficam submetidos a uma deformação

elástica. Como atuam a uma velocidade constante e sob a ação de um torque em condições anatômicas desfavoráveis junto ao canal, o risco de ocorrer uma deformação plástica que provoque uma repetição cíclica de esforço alternado de dobramento e desdobramento, junto à parte ativa do instrumento, é muito grande, o que pode levá-lo rapidamente à fratura.

A fratura do instrumento endodôntico consiste na sua separação em duas ou mais partes devido à ação de cargas externas. Lopes *et al.* (2000b) relataram que as fraturas podem ser induzidas pela aplicação de cargas lentas (tração, flexão, torção), pelo impacto, por carregamentos repetidos (fadiga) ou por cargas de baixa intensidade atuando durante muito tempo (fluência).

Já para Sattapan *et al.* (2000), a fratura dos instrumentos, especialmente para os sistemas rotatórios de NiTi, ocorre por torção, flexão e por combinação destes dois carregamentos. Durante o uso clínico dos instrumentos endodônticos, principalmente no preparo de canais radiculares curvos, os autores verificaram que a fratura dos instrumentos ocorreu por flexão em 44,3% e por torção em 55,7% dos casos.

2.1.3.1. Fratura por Torção

Segundo Sattapan *et al.* (2000), a fratura por torção é a mais comum de ocorrer nos instrumentos endodônticos de NiTi. Sendo que de acordo com Carmo *et al.* (2002) e Lopes e Siqueira Junior (2004) normalmente este tipo de fratura acontece junto ao local onde a sua ponta fica imobilizada.

A fratura por torção ocorre da forma a seguir explicitada. Durante o avanço do instrumento endodôntico no interior do canal radicular sua ponta pode ficar imobilizada. Com a imobilização e a aplicação do esforço de carregamento (torção à direita), inicialmente ocorrerá à deformação elástica do instrumento. A seguir, a deformação elástica aumenta sem que ocorra aumento significativo da força (superelasticidade da liga de NiTi). A continuidade da aplicação da força ultrapassa o limite de escoamento do material (tensão limite da austenita), ocasionando a deformação plástica na parte ativa do instrumento. Essa

deformação plástica promove o aumento do encruamento do material. A manutenção da aplicação da força exercida no instrumento ultrapassa o limite de resistência à fratura por torção, ocasionando a falha. Independentemente do sentido de rotação, da natureza da liga metálica e do processo de fabricação, a superfície de fratura apresenta aspecto plano e perpendicular ao eixo longitudinal do instrumento (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Segundo os mesmos autores citados acima, a imobilização do instrumento endodôntico no interior do canal radicular pode ser minimizada reduzindo-se o carregamento e o avanço do mesmo em direção apical. O carregamento axial aplicado ao instrumento deve ser por volta de 150 gramas, ou seja, semelhante ao que se exerce em uma caneta ou lapiseira durante a escrita. O avanço do instrumento a cada introdução no interior do canal deverá ser de 0,5 a 2,0 mm. Quanto menor o carregamento e o avanço, menor a resistência de corte da dentina e a força de atrito, o que reduz a possibilidade de imobilização da ponta do instrumento endodôntico no interior do canal radicular.

2.1.3.2. Fratura por Flexão

Para Pruett *et al.* (1997) e Li *et al.* (2002), a fratura dos instrumentos endodônticos por flexão é o tipo de fratura mais comum de ocorrer quando clinicamente eles são utilizados em canais radiculares curvos.

No mesmo estudo em 2002, Li *et al.* ressaltaram que este tipo de fratura é particularmente imprevisível, pois acontece sem que haja qualquer aviso prévio. Segundo os autores, ela é responsável por 50% a 90% das falhas mecânicas.

A fratura por flexão ocorre quando o instrumento endodôntico, no interior de um canal radicular curvo, fica submetido a uma deformação elástica, devido às forças de resistência das paredes dentinárias do canal. Com o giro do instrumento, na área flexionada, surgem tensões alternadas trativas (tração) e compressivas, as quais podem levá-lo à fratura. Segundo Lopes e Siqueira Junior (2004), este tipo de fratura depende do número de ciclos de carregamento

e da intensidade das tensões impostas na região de flexão do instrumento endodôntico e não do torque aplicado, sendo que, nesse tipo de fratura, não se verifica deformação plástica junto à parte ativa do instrumento.

Então frente a estes problemas até aqui referidos, diversos são os estudos que vêm tentando detectar os possíveis fatores predisponentes a ocorrência dessas deformações e fraturas nos diferentes instrumentos endodônticos encontrados no mercado a fim de orientar o endodontista quanto ao melhor modo de utilização desses materiais e quanto a sua longevidade.

2.2. Fatores que podem influenciar na ocorrência da deformação e da fratura dos instrumentos endodônticos

A ocorrência da deformação e da fratura dos instrumentos endodônticos pode ser influenciada por quatro diferentes fatores, que foram separados de forma didática: relacionados à estrutura dentária a ser tratada, ao instrumento e ao motor utilizados e aos fatores existentes na execução propriamente dita do preparo químico-mecânico.

2.2.1. Fatores relacionados à estrutura dentária

2.2.1.1. Anatomia do canal radicular

A diversidade e a complexidade existente na anatomia de um canal radicular a ser tratado endodonticamente, seja com relação ao grau de curvatura radicular, seja ao formato do canal ou a atresia do mesmo, é um fator importante a ser considerado.

A intensidade das tensões trativas e compressivas impostas na região de flexão de um instrumento endodôntico dependem também, além dos fatores acima citados, do comprimento do arco do canal e do diâmetro do instrumento empregado. No estudo realizado por Haïkel *et al.* (1999), pode-se verificar que, mantendo a velocidade constante, quanto menor o raio do canal radicular e maior o diâmetro do instrumento, maior será a tensão criada na superfície do

mesmo, o que aumenta a possibilidade de sua fratura de forma prematura. Os resultados obtidos por esses autores mostraram que um instrumento endodôntico *Profile* n°. 25 e taper .04, girando a 350 rpm em um canal simulado com curvatura de 5 mm de raio, levou o tempo médio de 105,20 segundos até atingir a sua fratura. Usando o mesmo tipo de instrumento e aumentando o raio do canal para 10 mm, o tempo para ocorrer a fratura aumentou para 538,20 segundos. Aumentando o diâmetro do instrumento para o n°. 35, em um canal com raio de 5 mm, o tempo médio até a sua fratura foi de 94,10 segundos e, em um canal com raio de 10 mm, foi de 445,60 segundos. Resultados semelhantes a este foram verificados também no estudo de Di Fiore *et al.* (2006b) em que a metade dos instrumentos fraturados na parte experimental foram de taper .06 ou maior. Por outro lado, no estudo realizado por Zelada *et al.* (2002) verificou-se que os instrumentos com menor taper fraturaram mais (*Profile* taper .04 em relação ao .06).

Frente ao apresentado acima, pode-se constatar que somente a anatomia do canal radicular não influencia na fratura dos instrumentos e, sim, na associação dessa a outros fatores, tais como o torque e a velocidade programados no motor.

Em 2001, Lopes *et al.* já ressaltavam que o torque máximo para ocasionar a fratura de um instrumento endodôntico, durante o seu uso clínico, dependia também da anatomia do canal radicular. Ou seja, o torque necessário para a fratura de um instrumento imobilizado em um segmento curvo é menor do que em um segmento reto do canal. Em um canal radicular curvo, o instrumento endodôntico é submetido a carregamentos combinados de flexão e torção, sendo que esta condição é mais severa do que a observada em um canal reto, onde o carregamento do instrumento é praticamente ocasionado somente por torção.

Já com relação à velocidade de acionamento do motor, alguns estudos como o de Zelada *et al.* (2002) verificaram que os instrumentos endodônticos que foram trabalhados a 350 rpm e 250 rpm fraturaram mais que os utilizados a 150 rpm. Resultado este obtido também em 2003 por Martin *et al.*

No mesmo estudo anterior, realizado por Zelada *et al.* (2002), se verificou também que 12,5% de todos os instrumentos endodônticos utilizados fraturaram, sendo que todas as fraturas ocorreram no grupo que utilizou canais com mais de 30° de curvatura radicular. Ou seja, os autores puderam constatar que, quanto maior o grau de curvatura radicular, maior será a incidência de fratura do instrumento. Consideração essa que vai ao encontro dos estudos realizados por Moreira *et al.* (2002) e Martin *et al.* (2003).

De acordo com Pruett *et al.* (1997), Moreira *et al.* (2002) e Lopes e Siqueira Junior (2004), no interior de um canal radicular curvo, a fratura por flexão em rotação de um instrumento endodôntico ocorre no ponto máximo de flexão da parte ativa do instrumento, localizado no ponto médio do canal. Assim, a distância da ponta do instrumento ao ponto de fratura coincide com o ponto médio da curva, independentemente do raio de curvatura do canal, e do diâmetro do instrumento endodôntico empregado; diferente de Zelada *et al.* (2002), Di Fiore *et al.* (2006ab) e Shen *et al.* (2007) que constataram que o fragmento fraturado se localiza com maior incidência no terço apical dos canais radiculares curvos.

2.2.2. Fatores relacionados ao instrumento endodôntico

2.2.2.1. Tipo de liga metálica

Com a evolução das ligas metálicas utilizadas para a fabricação dos instrumentos endodônticos, a busca por um instrumento que proporcione uma maior facilidade na realização do preparo, uma maior flexibilidade e um menor risco de fratura vêm ocorrendo.

Hoje, dispomos no mercado de basicamente dois tipos de instrumentos: aço inoxidável e NiTi. Devido à existência dessas duas ligas, inúmeras pesquisas têm sido realizadas em prol da análise desses instrumentos, como é o caso do estudo feito por Camps e Pertot (1994) em que avaliaram as propriedades de torção e de rigidez dos instrumentos endodônticos *Canal Máster* de aço inoxidável e de NiTi. Os autores puderam observar que os instrumentos de NiTi

exibiram valores de torque, na fratura por torção, significativamente mais baixos que os de aço inoxidável, tanto no sentido horário quanto no anti-horário. Já a máxima deflexão angular diminuiu com o aumento do calibre dos instrumentos de NiTi, e a carga de dobramento foi 7 vezes mais baixa para esses em relação aos instrumentos de aço inoxidável, para todos os calibres testados, o que ressalta a enorme flexibilidade da liga de NiTi.

Resultados similares foram obtidos também por Camps e Pertot (1995) e Rowan *et al.* (1996), em que, na rotação à esquerda, os instrumentos endodônticos de NiTi, quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável, de mesma secção reta transversal, suportaram uma maior torção antes da sua fratura.

Sattapan *et al.*, em 2000, acrescentam ainda que os instrumentos endodônticos de NiTi precisam de uma maior rotação que os instrumentos de aço inoxidável antes da ocorrência da deformação plástica.

Por outro lado, Mesgouez *et al.* (2003) ressaltaram que os instrumentos endodônticos de NiTi apresentam uma maior probabilidade de fratura em relação aos instrumentos de aço inoxidável devido à propriedade da liga de não permitir a visualização de alterações morfológicas quando elas ocorrem.

2.2.2.2. Método de fabricação

Teoricamente, os instrumentos endodônticos usinados de aço inoxidável deveriam apresentar um maior ângulo de torção antes da sua fratura, quando comparados aos instrumentos fabricados por torção. Todavia, os ensaios laboratoriais revelaram resultados opostos. Certamente isto se deve às maiores deficiências de acabamento superficial observadas nos instrumentos usinados. Isso pode ser verificado nos estudos de Seto *et al.* (1990) e Lopes *et al.* (2000b). Esses defeitos quando presentes funcionam como concentradores de tensão, induzindo assim à fratura dos mesmos para níveis inferiores de tensão aos teoricamente esperados; são observados na parte ativa do instrumento endodôntico na forma de ranhuras, microcavidades e rebarbas.

Segundo Lopes e Siqueira Junior (2004), as ranhuras são verificadas em todos os instrumentos endodônticos analisados em MEV. Elas acompanham o sentido do corte da ferramenta empregada no processo de usinagem. Nos instrumentos torcidos, o sentido do corte empregado no aplainamento (usinagem) para a obtenção da haste piramidal geralmente é realizado no sentido longitudinal e raramente no sentido perpendicular ao eixo do fio metálico primitivo. Conseqüentemente, as ranhuras presentes na haste helicoidal podem ser longitudinais ou perpendiculares ao eixo do fio metálico. Entretanto, para os instrumentos usinados, sempre serão perpendiculares.

Em alguns instrumentos endodônticos de NiTi, observa-se a presença de microcavidades cilíndricas com bordas arredondadas ou ligeiramente elípticas. Em um número reduzido de instrumentos de aço inoxidável as microcavidades se apresentam com a forma de cometa. Pode-se atribuir que, durante a fabricação das ligas de NiTi, ocorre a formação e precipitação de partículas de segunda fase, principalmente NiTi (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

A presença de ranhuras e microcavidades junto à parte ativa do instrumento endodôntico modifica totalmente o seu estado de tensão quando comparada a uma haste polida. Estes defeitos funcionam como concentradores de tensão, podendo levar os instrumentos, principalmente os de calibre menor, à falha prematura (fratura) com níveis de tensão abaixo dos previsíveis. De modo geral, as falhas iniciam junto às maiores depressões das ranhuras e microcavidades existentes na parte ativa dos instrumentos endodônticos (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Já as rebarbas são excrescências metálicas que se formam na aresta de corte dos instrumentos endodônticos, durante o processo de usinagem da haste metálica. A presença de rebarbas é mais acentuada nos instrumentos usinados do que nos torcidos, devido à maior dificuldade de confecção da aresta de corte. A sua presença altera o ângulo e a agucidade da aresta, diminuindo a capacidade de corte dos instrumentos endodônticos. A dificuldade de corte da dentina induz o operador a aumentar o carregamento imposto ao instrumento durante o preparo do canal radicular. Este aumento no carregamento pode

causar a deformação plástica ou até mesmo a fratura do instrumento (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Mas, além do tipo de liga metálica utilizada e do método de fabricação dos instrumentos endodônticos, será que o tipo de secção transversal dos inúmeros instrumentos de que dispomos não influencia na ocorrência de suas fraturas?

2.2.2.3. Tipo de secção transversal

Em 2003, Berutti *et al.* confirmaram a assertiva de que a contribuição da carga torsional e da fadiga cíclica flexural para a fratura do instrumento endodôntico depende do *design* da secção transversal do instrumento e da distribuição de forças ao longo do mesmo. Tripi *et al.* também verificaram, em 2006, que o *design* dos instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi influencia na fadiga cíclica dos mesmos. Para a confirmação disso, 120 instrumentos (*Profile*, *Race*, *K3*, *Hero* e *Mtwo*) foram testados e avaliados em MEV antes e depois do ensaio. Através dos resultados obtidos, puderam constatar que os instrumentos *Profile* apresentaram os melhores valores de resistência à fadiga flexural e que o *design* dos mesmos foi um fator importante a ser considerado com relação à resistência à fratura.

Segundo Lopes e Siqueira Junior (2004), a forma do núcleo é significativa para a flexibilidade e para a resistência à fratura dos instrumentos endodônticos. Quanto menor o diâmetro do núcleo, maior a flexibilidade e a resistência à fratura por flexão em rotação do instrumento. Contudo, menor será sua resistência à fratura por torção. O núcleo de um instrumento endodôntico de secção reta transversal quadrangular é maior do que o de um instrumento de secção reta transversal triangular.

2.2.2.4. Conicidade ou Taper

Será que há diferença entre um instrumento endodôntico de menor ou maior taper quanto à probabilidade de sua fratura?

De acordo com Camps e Pertot (1995) e Canalda-Sahli *et al.* (1996), para os instrumentos endodônticos de NiTi, o ângulo de torção máximo na fratura não é influenciado pelo aumento do calibre do instrumento.

Já com relação ao estudo realizado por Wolcott e Himel (1997) em que compararam as propriedades torsionais de fratura dos instrumentos endodônticos manuais de aço inoxidável e rotatórios de NiTi, com secção transversal em forma de “U”, com diferentes tapers. Pode-se observar que os instrumentos de NiTi com taper .02 apresentaram maior número de rotações para a fratura que os de taper .04 e os de aço inoxidável. Além disso, os instrumentos endodônticos de NiTi .02 necessitaram de um menor torque para fraturar durante a torção, seguido dos de aço inoxidável, e com aumento do torque para os de NiTi de taper .04. Outros estudos como de Haïkel *et al.* (1999), que utilizou os instrumentos *Profile*, *Hero* e *Quantec*, obtiveram as mesmas considerações.

Para amenizar isso e evitar o risco de fratura dos instrumentos endodônticos de menor taper, Bortnick *et al.* (2001) recomendam a utilização desses instrumentos somente uma vez devido à fragilidade apresentada pelo material. Em se tratando dos instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper*, Blum *et al.* (2003) sugeriram que os instrumentos de acabamento (*Finishing Files*) devam ser usados com penetração lenta somente nos canais radiculares que já tenham sido confirmada a lisura de suas paredes e que tenha o espaço suficiente para a sua utilização para assim evitar o risco de sua fratura.

Embora a maioria dos estudos mostre que, quanto menor o taper do instrumento maior a sua probabilidade de fratura, um estudo realizado em 2005 por Ullmann e Peters, em que analisou a carga aplicada para fratura de instrumentos endodônticos de NiTi do sistema *ProTaper* frente ao estresse de vários graus de fadiga cíclica flexural, pode-se verificar o contrário. Os instrumentos de maior calibre apresentaram uma maior suscetibilidade à fadiga cíclica, necessitando assim um maior cuidado na sua utilização.

Frente a isso tudo, podemos levar em consideração final as observações feitas em 2000 por Sattapan *et al.* Segundo os autores, os instrumentos endo-

dônticos mais calibrosos apresentam uma maior probabilidade de suas fraturas serem por flexão; diferente dos instrumentos de menor taper cuja fratura pode ocorrer mais por torção.

2.2.3. Fatores relacionados ao motor

2.2.3.1. Tipo de motor

Hoje nós dispomos basicamente de dois tipos de motores para uso endodôntico: o movido a ar comprimido e o elétrico.

Devido ao avanço e aperfeiçoamento dos equipamentos odontológicos, o motor elétrico, independentemente da marca comercial, vem sendo fabricado com controle de torque e de velocidade, o que busca minimizar a ocorrência de acidentes com os instrumentos endodônticos no interior dos canais radiculares.

Mas, embora ocorra todo este cuidado com relação aos instrumentos endodônticos, Pruett *et al.* (1997) reiteraram que o uso de motores elétricos durante a realização do preparo promove uma dificuldade na sensação de verificação da ocorrência da fratura do instrumento.

Com relação ao melhor tipo de motor de que dispomos, Bortnick *et al.* (2001) realizaram um estudo para verificar se há diferença na fratura ou distorção dos instrumentos endodônticos quando da utilização do motor elétrico em relação ao motor movido a ar comprimido. Para isso, 40 molares foram preparados com os instrumentos *Profile* taper .04. Os dentes foram divididos em dois grupos de acordo com o tipo de motor a ser utilizado. Antes e após o uso, os instrumentos endodônticos foram fotografados e as imagens foram avaliadas por três examinadores. Não houve diferença estatística entre os dois grupos quanto ao risco de fratura do instrumento. No grupo em que se fez uso do motor elétrico, ocorreu 5% de distorção e fratura nos instrumentos endodônticos utilizados. Já no outro grupo, ocorreu 4,38%.

Mas, tendo em vista tudo isso apresentado com relação ao tipo de motor utilizado, será que o torque e a velocidade programados, muitas vezes, nos motores têm alguma influência na incidência de alterações morfológicas junto à parte ativa dos instrumentos endodônticos?

2.2.3.2. Torque

O uso de motores com controle de torque tem ajudado a reduzir as fraturas por torção dos instrumentos endodônticos. Por outro lado, torna-se difícil estabelecer, com segurança, um valor de torque para cada instrumento que fique abaixo do seu limite de resistência à fratura, pois é preciso ressaltar que a seleção de um torque muito baixo impede que o instrumento endodôntico supere a resistência ao corte das paredes dentinárias.

Devido a esta dificuldade de se estabelecer o torque, será que, com o aumento do calibre do instrumento endodôntico, ocorre alguma modificação no torque necessário para a fratura do mesmo?

Pode ser visto no estudo realizado por Carmo *et al.* (2002) em que comparou a resistência à fratura de instrumentos rotatórios de NiTi (*Profile* e *Pow.R*), quando submetidos ao teste mecânico de torção à direita. Os autores verificaram que o torque máximo de fratura elevou com o aumento do calibre do instrumento. Conclusões semelhantes a esta foram constatadas também por Seto *et al.* (1990), Rowan *et al.* (1996) e Matheus *et al.* (2003).

Além desses estudos, em 2005, Guilford *et al.* analisaram o torque para fratura dos instrumentos endodônticos rotatórios do sistema *Profile* taper .04, *GT* e *ProTaper* com uso em canais simulados curvos. Através dos resultados obtidos, puderam verificar que todos os instrumentos apresentaram deformação permanente antes de fraturarem e, com o aumento do calibre do instrumento, ocorreu também o aumento da força necessária para a fratura do mesmo.

Por outro lado, outros estudos, como, por exemplo, o realizado por Gambarini (2000) em que através de sua experiência clínica, quando da utilização de um motor de baixo torque para o acionamento dos instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi no preparo de mais de 300 dentes, se verificou que o baixo torque permitiu que o instrumento parasse de girar quando sua ponta se encontrasse presa, tornando rara a ocorrência de sua deformação plástica e de sua fratura.

Já para Yared *et al.* (2001), o uso de motores com torques baixos por profissionais experientes não é relevante para reduzir a deformação plástica ou a incidência de fratura do instrumento endodôntico.

No entanto, Lopes e Elias, também em 2001, apresentaram uma outra variável em que o torque máximo necessário para promover a fratura de um instrumento não varia apenas com o calibre do mesmo, mas depende também da área do seu núcleo e da forma da sua secção reta transversal.

Para Lopes *et al.* (2000b), os instrumentos endodônticos de secção reta quadrangular apresentam uma área 54% maior do que os de secção triangular de mesmo calibre e conseqüentemente um núcleo maior, ou seja, necessitam de um maior torque para fraturarem.

Além disso, não podemos esquecer também que a quantidade de vezes com que um instrumento é utilizado para a realização do preparo endodôntico pode influenciar no torque necessário para ocorrer a sua fratura. Como se pode verificar no estudo de Yared *et al.* (2003) em que compararam o torque necessário para a fratura torsional de instrumentos rotatórios *Profile taper .04* novos e usados no preparo de cinco canais simulados curvos. A cada uso, os instrumentos eram avaliados quanto à deformação com 3,5 vezes de aumento. Sendo assim, os autores constataram que, a partir do instrumento n°. 25 até o n°. 40, houve uma diminuição estatisticamente significativa no torque necessário para fraturar os instrumentos usados em relação aos novos.

Um outro estudo semelhante a este foi realizado, em 2004, também por Yared que comparou o torque necessário para a fratura de instrumentos endodônticos *Profile*, agora de taper .06, novos e usados no preparo de cinco canais simulados curvos, podendo-se perceber que o torque necessário para fraturar os instrumentos usados foi significativamente menor em relação aos novos.

No entanto, de acordo com outros estudos, pode-se verificar que o torque necessário para a fratura do instrumento endodôntico não depende somente dos fatores relacionados aos instrumentos, mas também da relevada importância da anatomia do canal radicular. Segundo os resultados obtidos no estudo de Sattapan *et al.* (2000), o torque foi significativamente maior para o preparo de canais radiculares atrésicos em relação aos médios e que, quanto maior a conicidade do instrumento endodôntico, maior o torque gerado por ele quando da realização do preparo. Além disso, o torque, no momento da fratura, foi significativamente maior em relação àquele gerado na instrumentação, mesmo nos canais radiculares atrésicos.

Resultado similar a este foi obtido também por Peters e Barbakow (2002) em que mediram uma série de parâmetros incluindo o torque gerado durante o preparo de canais retos e curvos, naturais e simulados, por instrumentos endodônticos de diversos calibres do sistema *Profile* taper .04. Adicionalmente, compararam os valores obtidos com os testes de máxima deflexão angular e de fadiga cíclica flexural realizados com os mesmos instrumentos. Constatando assim que os valores de torque para os canais simulados diferiram significativamente em relação à curvatura do canal e ao calibre do instrumento: instrumentos endodônticos mais calibrosos e canais retos obtiveram os maiores valores de torque. Também perceberam que dentes naturais geraram menor torque que em canais simulados, e que a fase coroa-ápice mostrou menores valores de torque que o preparo do batente apical e o escalonamento.

Além disso tudo, pode-se ver também que a seleção de um torque a quem do limite de resistência à fratura por torção é difícil, pois a parte ativa do instrumento endodôntico tem configuração geométrica cônica e apresenta variação acentuada entre o diâmetro real e o nominal proposto. Sendo o torque

proporcional ao raio, o limite de resistência à fratura por torção do instrumento será variável ao longo de sua parte ativa.

Outro aspecto que dificulta a seleção do torque para cada instrumento endodôntico é que estes apresentam em sua parte ativa defeitos de acabamento superficial que funcionam como concentradores de tensão, podendo levá-los a uma fratura de forma prematura com níveis de tensão abaixo dos previsíveis, o que pode ser confirmado no trabalho desenvolvido por Lopes e Siqueira Junior (2004).

Não se pode negar que equipamentos com torques programados para acionar os instrumentos endodônticos são um avanço tecnológico. Porém, em função do exposto, torna-se difícil estabelecer com segurança um valor de torque para cada instrumento. Assim, o melhor recurso para se reduzir a ocorrência de sua fratura por torção é sem dúvida mantê-lo não imobilizado durante o preparo do canal radicular. Isso é alcançado com o conhecimento dos princípios mecânicos da instrumentação, com o uso da técnica adequada e com a habilidade e a experiência do profissional.

2.2.3.3. Velocidade e Tempo de Acionamento

A velocidade com que é programada previamente no motor elétrico para o acionamento do instrumento endodôntico no interior do canal radicular é um fator a ser considerado com relação ao risco de sua fratura. Segundo o estudo realizado por Gabel *et al.* (1999), no qual 40 molares foram divididos em dois grupos e instrumentados em quatro usos com instrumentos do sistema *Profile taper .04* acionados a velocidades de 166,67 rpm (grupo A) e 333,33 rpm (grupo B), pode-se verificar que a ocorrência de deformação e fratura foi maior no grupo em que se utilizou a velocidade de 333,33 rpm em relação ao grupo que usou 166,67 rpm. No grupo “A” houve 10 instrumentos fraturados ou com distorção e no grupo “B” apresentou 27 instrumentos com essas alterações. Resultados similares a esse foram obtidos também nos estudos de Dietz *et al.* (2000) e de Yared *et al.* (2001), em que, utilizando um motor elétrico a 150, 250 e 350 rpm de velocidade, observaram diferenças significativas principalmente

entre as fraturas ocorridas a 150 e 350 rpm. Yared *et al.* (2001) ainda ressaltaram que, quanto maior a velocidade de rotação, maior será a incidência de fratura, pois o número de ciclos de rotação é acumulativo.

Por outro lado, um estudo desenvolvido por Daugherty *et al.* (2001) contradiz os resultados obtidos pelos autores acima citados. No seu estudo, avaliou-se a ocorrência da deformação, da fratura e da eficiência de corte dos instrumentos endodônticos *Profile* série 29 com taper .04 em relação a diferentes velocidades de rotação dos instrumentos. Foram utilizados 60 molares, os quais foram divididos em dois grupos. No grupo S foi utilizada a velocidade no motor de 150 rpm e no grupo F a velocidade de 350 rpm. Através dos resultados obtidos, pode-se verificar que os instrumentos endodônticos usados a 350 rpm apresentam a metade das deformações e do tempo de trabalho em relação aos instrumentos acionados a 150 rpm. E que ambas as velocidades utilizadas foram seguras para não acontecer a fratura dos instrumentos em seis usos. Ou seja, segundo Daugherty *et al.* (2001), a velocidade de acionamento, seja 150 rpm ou 350 rpm, não é um fator a ser considerado com relação ao risco de fratura dos instrumentos endodônticos.

Para outros autores como Barbakow e Lutz (1997) além da velocidade de acionamento, o tempo de trabalho e o de permanência do instrumento endodôntico dentro do canal radicular são as maiores causas de fratura dos instrumentos durante o uso clínico.

De acordo com Haïkel *et al.* (1999) e Lopes e Elias (2001) quanto maior a velocidade de rotação e maior for o tempo de permanência do instrumento endodôntico girando em flexão, maior será a sua probabilidade de fratura.

Mas, semelhante ao apresentado no item anterior (torque), a anatomia do canal radicular tem grande influência também na velocidade de acionamento do instrumento endodôntico tendo em vista o risco de sua fratura. Segundo o estudo feito por Li *et al.* (2002) em que foram utilizados os instrumentos em velocidades de 200, 300 e 400 rpm em canais radiculares com diferentes ângulos de curvatura radicular. Pode-se verificar que houve diferença estatística no

tempo de fratura quando diferentes velocidades de rotação foram utilizadas nos diferentes ângulos de curvatura. O tempo de fratura diminuiu quando a velocidade e o ângulo de curvatura aumentaram, indicando então que uma menor velocidade de rotação pode reduzir a incidência da fratura do instrumento endodôntico, especialmente em canais radiculares com ângulos de curvatura excessiva (maior que 30°).

Dessa forma, de acordo com todos os autores acima referendados, pode-se constatar que a velocidade assim como o torque não influenciam de forma isolada o risco de fratura dos instrumentos endodônticos, e, sim, estão ligados ou relacionados a outros fatores, tais como a anatomia do canal radicular, o número de usos de cada instrumento e as características de cada sistema de instrumentos endodônticos existentes no mercado.

2.2.4. Fatores envolvidos na execução do preparo químico-mecânico

Alguns autores estudaram a influência de fatores físicos e químicos sobre as propriedades dos instrumentos endodônticos. Fatores esses que incluem a repetição do uso, a esterilização, seca ou úmida, e a exposição à solução de hipoclorito de sódio em diferentes concentrações.

2.2.4.1. Operador

Com relação ao profissional que vai realizar o preparo do canal radicular, pode-se comprovar na literatura o relato das vantagens do uso do sistema rotatório por operadores experientes e inexperientes, mesmo que isto ainda gere controvérsia.

No estudo de Baumann e Roth (1999), em que compararam estudantes do terceiro ano da Faculdade de Odontologia de Colônia, Alemanha, com dentistas experientes, no que diz respeito à habilidade no uso de sistemas de rotação contínua com instrumentos endodônticos de NiTi, especialmente com relação à forma do canal radicular e à fratura dos instrumentos, verificou-se que 16 de 170 instrumentos fraturaram e 98% dos preparos exibiram boa conicidade,

paredes lisas e batentes apicais bem definidos. Os achados mostraram também que todos os operadores, com e sem experiência, utilizaram o sistema rotatório com sucesso e que obtiveram um bom preparo do canal. Embora não tenha ocorrido diferença estatística significativa entre os participantes, os estudantes foram os que produziram o maior número de fraturas.

Mas não ficou somente neste estudo, outros foram realizados avaliando a utilização destes sistemas rotatórios somente por estudantes de odontologia tendo como meta, num futuro próspero, a inclusão dessa tecnologia nos cursos de graduação.

Em 2000, Namazikhah *et al.* compararam o preparo de canais radiculares realizados por alunos de graduação da Faculdade de Odontologia do Sul da Califórnia, Estados Unidos. Cento e noventa e seis molares superiores e inferiores foram preparados por noventa e oito alunos; cada aluno preparou um molar superior e um molar inferior, utilizando para isso os instrumentos manuais em um dente e os rotatórios em outro. Nenhum dos estudantes tinha experiência prévia em preparo de molares, somente de dentes anteriores e pré-molares, e nem em preparo rotatório. Os resultados obtidos não apresentaram diferença estatística significativa entre as duas técnicas com relação à diminuição da incidência de erros durante os procedimentos realizados por estudantes inexperientes. Apesar de tal resultado estatístico, os autores verificaram: maior perda de comprimento de trabalho e desvio apical com o preparo manual e maior prevalência de perfuração com o uso do sistema rotatório.

Frente à ocorrência de um maior índice de acidentes com o uso do sistema rotatório, outros autores observaram diferença estatística. Sonntag *et al.* (2003b) compararam o preparo realizado manualmente com o uso do sistema rotatório por alunos de graduação da Faculdade de Odontologia de Marburg, Alemanha. Os autores verificaram que os operadores inexperientes realizaram melhores preparos com o sistema rotatório de NiTi do que manualmente com instrumentos de aço inoxidável. Entretanto, o preparo rotatório apresentou um número significativamente maior de fraturas. Resultado similar a esse foi verificado também por Yared *et al.* (2002), em que observaram que operadores não

treinados desenvolveram um maior número de acidentes e deformações do que aqueles que haviam sido treinados previamente.

Segundo o estudo realizado por Iqbal *et al.* (2006), no qual investigaram a incidência de fratura dos instrumentos manuais e rotatórios durante o uso clínico por alunos da Faculdade de Odontologia da Pensilvânia (Estados Unidos) no período de 2000 a 2004, verificou-se que, para os instrumentos endodônticos manuais, o índice de fraturas foi menor (0,25%) do que em relação aos rotatórios (1,68%).

Mas, outros estudos como o de Sonntag *et al.* (2003a), que avaliaram o preparo do canal radicular realizado por alunos de graduação da Faculdade de Odontologia de Marburg, Alemanha, verificou-se que os operadores inexperientes realizam melhores preparos com o sistema rotatório do que com o manual e que não houve diferença com relação à fratura dos instrumentos quando comparados os dois sistemas. Aproximadamente 85% dos alunos afirmaram ter sentido maior segurança no preparo rotatório.

Segurança essa que foi constatada no estudo de Hänni *et al.* (2003) em que nenhum instrumento endodôntico rotatório fraturou durante o uso clínico por alunos de graduação da Faculdade de Odontologia de Zurique (Suíça). Resultados esses vistos também por Gluskin *et al.* (2001), em que avaliaram a habilidade de estudantes da Faculdade de Odontologia de São Francisco (Estados Unidos).

Através desses estudos, pode-se constatar que a utilização dos instrumentos endodônticos rotatórios pelos alunos de graduação está prestes a ser consolidada devido aos resultados apresentados por essas pesquisas, devendo, é claro, a realização de um treinamento laboratorial prévio com este sistema para possibilitar a sua “familiarização” conforme ressaltado por Hänni *et al.* (2003).

2.2.4.2. Técnica de preparo mecânico

Com relação ao preparo mecânico, atualmente dispomos de uma gama de técnicas com inúmeras variações. Inicialmente, com a standardização dos instrumentos endodônticos proposta por Ingle (1955) e Ingle e Levine (1958), o preparo era realizado seguindo uma seqüência de numeração progressiva de instrumentos previamente calibrados no comprimento de trabalho estabelecido na fase da odontometria. Esta técnica denominada de seriada caiu em desuso devido aos inúmeros acidentes que promovia como, por exemplo, zips, degraus e perfurações. Posteriormente, em busca de minimizar esses acidentes, Clem, em 1969, propôs que os instrumentos endodônticos de menor calibre e maior flexibilidade fossem usados em todo o comprimento de trabalho e os de maior calibre e menor flexibilidade fossem empregados em ordem crescente de diâmetro e em comprimentos inferiores ao de trabalho, aumentando, progressivamente, o calibre dos instrumentos, à medida que o preparo era executado na direção coronária do canal radicular, surgindo, assim, a técnica escalonada. Atualmente, a técnica de preparo coroa-ápice é a técnica mais utilizada e preconizada pelos endodontistas, na qual se inicia o preparo pelo terço cervical do canal atingindo posteriormente, de acordo com a seqüência de instrumentos a serem utilizados, o terço apical.

De acordo com Lopes *et al.* (1998), a seqüência do preparo no sentido coroa-ápice permite que somente a extremidade do instrumento endodôntico mantenha contato com a parede do canal radicular. Em consequência disso, o instrumento fica submetido a um menor carregamento, o que diminui o seu esforço de corte e a sua possibilidade de fratura.

Segundo Marshall e Pappin (1980), a técnica de preparo, denominada coroa-ápice, diminui, significativamente, os acidentes observados na instrumentação de canais radiculares curvos.

No entanto, não é somente a técnica de preparo que aumenta ou diminui o risco de fratura dos instrumentos endodônticos, mas também a cinemática empregada.

Em 1986, Dederich e Zakariasen ressaltaram que o uso da cinemática de introdução e tração (movimento de “bicada”) dentro do canal radicular, aumenta significativamente o número de usos dos instrumentos endodônticos. Ou seja, de acordo com Li *et al.* (2002), o movimento de “bicada” é um fator crucial na prevenção da fratura dos instrumentos.

Com o aperfeiçoamento dos instrumentos endodônticos e com o surgimento dos motores, algumas técnicas deixaram de ser utilizadas ou recomendadas, pois, com relação a essa evolução, de acordo com Martin *et al.* (2002), para a utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi, a técnica coroa-ápice é o único método possível para a realização do preparo do canal radicular, independentemente do sistema empregado. Isso pode ser confirmado por Lopes e Siqueira Junior (2004), que sustentam a teoria de que com a realização do preparo coroa-ápice, com a eliminação inicial das interferências cervicais, reduz os riscos de iatrogenias na realização do preparo e minimiza a fratura dos instrumentos.

Frente a isso, um outro fator passou a ser questionado, quanto à probabilidade de fratura dos instrumentos endodônticos, que é o preparo inicial do terço cervical antes de iniciar a instrumentação do canal radicular.

2.2.4.3. Preparo cervical prévio

Segundo Lopes e Elias (2001), a dilatação prévia do terço cervical do canal radicular permite que o instrumento endodôntico de menor calibre fique submetido a um menor carregamento, o que diminui o esforço de corte e a possibilidade de sua imobilização, reduzindo assim o risco de sua fratura, principalmente por torção. Esse fator foi confirmado no estudo de Roland *et al.* (2002) em que se pode perceber que a realização do alívio do terço cervical reduziu drasticamente a ocorrência de fraturas dos instrumentos. Os autores atribuíram essa diminuição à redução no estresse e no travamento do instrumento endodôntico ao longo da parede do canal radicular após ter sido realizado o preparo do terço cervical previamente.

Além disso, pode-se observar também, no estudo feito por Berutti *et al.* (2004) que o pré-alargamento manual aumenta o número de canais a serem preparados.

Frente a essa possibilidade de aumento do número de canais a serem instrumentados, até quantos usos podemos usar os instrumentos de maneira segura sem haver o risco de fratura?

2.2.4.4. Número de usos

Protocolar o número de vezes com que um instrumento endodôntico possa ser usado de maneira segura é muito relativo, pois depende de inúmeros fatores. Segundo Yared *et al.* (1999), por exemplo, a expectativa de vida de um instrumento de NiTi depende do número de ciclos de rotação ao qual foi exposto. Já para Gambarini (2001), a expectativa depende do calibre e da conicidade do instrumento endodôntico, o que pode ser verificado no estudo de Gênova *et al.* (2004) em que as fraturas dos instrumentos *ProTaper* ocorreram por volta do quarto uso. Os instrumentos endodônticos que mais fraturaram foram os *Finishing* em relação aos *Shaping*.

No entanto, alguns estudos foram realizados tentando avaliar o grau de longevidade na utilização dos instrumentos. Segundo Tongbaiyai e Torabinejad (1999) os instrumentos endodônticos *Profile* podem ser usados até dez vezes antes do seu descarte. Este dado também foi descrito por Serene *et al.* (1995), que, de acordo com esses autores, os instrumentos de NiTi podem ser utilizados de forma segura até o décimo uso sem ocorrer nenhum tipo de falha.

Por outro lado, outros estudos dão um período de uso, de forma segura, inferior a dez vezes. De acordo com Arens *et al.* (2003), para se trabalhar com segurança máxima dentro de um canal radicular, é prudente que se usem os instrumentos rotatórios somente uma vez.

Já para Bonetti Filho *et al.* (1998) os instrumentos de NiTi não podem ser usados mais do que cinco vezes. Perspectiva essa que está de acordo

também com o estudo de Wolcott *et al.* (2006) em que analisou a influencia do número de usos dos instrumentos endodônticos *ProTaper* quanto à fratura. Pode-se verificar que o percentual de fraturas encontradas foi de 2,4% com nenhuma diferença estatística significativa nos primeiros quatro usos.

Logo, após analisados todos estes trabalhos, pode-se notar a dificuldade de se protocolar um número limite de usos, embora alguns estudos realizados sobre esse assunto não tenham verificado nenhum tipo de fratura, como é o caso de Eggert *et al.* (1999) que utilizaram o sistema *Lightspeed* no preparo de 9, 18 e 36 canais radiculares, para instrumentos de pequeno, médio e grande calibre; de Yared e Sleiman (2002) no preparo de seis canais com o sistema *Profile* e de acordo também com o estudo de Fife *et al.* (2004), que avaliou a fadiga cíclica flexural dos instrumentos endodônticos *ProTaper* submetidos ao uso clínico em molares, no qual podendo-se perceber que nenhuma fratura ocorreu durante o uso, mesmo após o preparo de quatro molares.

Frente a tudo isso, é prudente dizer então que um fator está atrelado a outro, ou seja, o número de usos com que um instrumento endodôntico pode ser utilizado de forma segura está relacionado a outros fatores, como condições anatômicas do canal radicular e o tipo de sistema rotatório utilizado, pois, de acordo com o estudo feito por Troian *et al.* (2006), verificou-se que o sistema *K3*, em relação, à deformação e a perda de metal, mantiveram-se inalteradas até o quinto uso. Já para o sistema *Race* ocorreu um aumento com o seu uso. Houve seis fraturas com o sistema *Race* e nenhuma com o *K3*, o que respalda a assertiva de que é difícil se protocolar um número limite de usos para os instrumentos sem saber das condições de trabalho para a sua utilização. Condições essas que dependem também desde o método de esterilização adotado para a assepsia dos instrumentos endodônticos até a solução irrigadora empregada junto ao canal radicular.

2.2.4.5. Solução irrigadora

Com relação à substância química auxiliar utilizada durante a realização do preparo do canal, hoje dispomos de uma grande variedade de tipos e con-

centrações que podem ser usadas nas mais diversificadas situações clínicas existentes.

A solução de hipoclorito de sódio, sem sombra de dúvidas, é a substância química auxiliar mais utilizada na endodontia. Ela pode ser comercializada para uso em diferentes concentrações: 0,5%, 1%, 2,5% e 5%.

Alguns estudos têm sido feitos analisando se há ou não alguma ação desta substância junto ao instrumento endodôntico, tendo em vista que esses instrumentos trabalham junto a canais radiculares inundados pela solução irrigadora.

Segundo o estudo realizado por Haïkel *et al.* (1998), no qual testaram as propriedades mecânicas dos instrumentos de NiTi em função da resistência à corrosão causada pela solução de hipoclorito de sódio a 2,5%, em tempos de imersão de 12 e 48 horas. Não puderam observar qualquer influência da mesma nos testes realizados: carga torsional, máxima deflexão angular, carga de dobramento e deflexão angular permanente.

Já no estudo feito por O'Hoy *et al.* (2003), pode-se averiguar, quando da utilização da solução de hipoclorito de sódio a 1%, que a resistência à fratura torsional e flexional não foi afetada pela exposição à solução por até 150 minutos (dez ciclos de exposição), assim como sinais de corrosão não foram observados após este tempo experimental. Por outro lado, os instrumentos de NiTi que ficaram imersos por toda uma noite, exibiram sinais macroscópicos de corrosão por pite.

Segundo Lopes e Siqueira Junior (2004), o íon cloro atua sobre a superfície dos instrumentos endodônticos de NiTi removendo seletivamente o níquel, dando origem à formação do pite. A corrosão por pite, embora ocasione pequena perda de massa, é perigosa, podendo induzir à fratura do instrumento durante o preparo químico-mecânico do canal radicular. Embora seja praticamente inevitável o ataque por pite, isto pode ser minimizado com a manutenção

da limpeza e a eliminação da solução de hipoclorito de sódio estagnada na superfície dos instrumentos.

Esta corrosão por pite também pode ser verificada no estudo de Elias *et al.* (2002) em que avaliaram a resistência à corrosão de três marcas comerciais de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi: *Profile Tulsa*, *Profile Maillefer* e *Quantec LX*. O ensaio acelerado de corrosão foi executado por meio de imersão e emersão alternada das amostras em uma solução de hipoclorito de sódio a 2,5%. Durante o ensaio, as amostras foram mantidas em regime de deformação elástica. O ensaio foi realizado durante 72 horas, com o dispositivo mantendo a rotação de 3 rpm. Os resultados mostraram que os instrumentos foram sensíveis à ação corrosiva da solução, quando submetidas a condições severas; a análise em MEV mostrou corrosão geral e puntiforme, com padrão irregular de distribuição entre as marcas comerciais avaliadas; a microanálise química semiquantitativa evidenciou a presença ativa do níquel e do titânio no processo químico da corrosão; não havendo diferença estatística significativa quanto à resistência à corrosão entre as três marcas analisadas. No estudo de Lopes *et al.* (1994) também foi observada a corrosão por pite. Os autores avaliaram o comportamento de seis marcas comerciais de instrumentos endodônticos: *Trifile*, *Flex R*, *Flexo-file*, *Hedström*, *Set file* e *Pathfinding Tipo K*, após imersões em solução de hipoclorito de sódio a 5%. Os resultados revelaram que todas as amostras apresentaram corrosão por pite, quando imersas em soda clorada. A imersão provocou corrosão por pite junto à parte ativa de todos os instrumentos. Tal comportamento se deve à ausência de substâncias inibidoras de corrosão na composição das soluções comerciais de hipoclorito de sódio.

Para Gentil (1987), mais prejudicial e influente à corrosão dos instrumentos endodônticos não é a ausência de substâncias inibidoras nas soluções irrigadoras, mas, sim, os defeitos oriundos do processo de fabricação que pode haver junto à parte ativa dos instrumentos. A presença de ranhuras, microcavidades e rebarbas favorecem o ataque químico de soluções cloradas, acelerando assim o processo de corrosão desses instrumentos. Segundo o autor, a perda da capacidade de corte proveniente da destruição das arestas de corte e

a redução da resistência à fratura do instrumento endodôntico constituem-se nos problemas indiretos da corrosão.

Mas, hoje em dia, devido à evolução das ligas utilizadas na fabricação dos instrumentos, especialmente da liga de NiTi, a tendência é ocorrer uma maior resistência. Segundo Yang *et al.* (1982) os instrumentos endodônticos de NiTi apresentam uma maior resistência à corrosão devido à sua maior estabilidade, à sua menor capacidade de troca de elétrons e à formação de uma camada de óxido de titânio. Mas, em 2007, Nóvoa *et al.* notaram que a ocorrência da corrosão não depende somente do tipo de liga, mas também do pH da solução irrigadora.

2.2.4.6. Esterilização

Já com relação à esterilização, embora a sua necessidade seja comprovada, será que com a sua utilização pode ocorrer alterações morfológicas junto à parte ativa dos instrumentos endodônticos?

Alguns estudos, como de Mize *et al.* (1998), verificaram que não há influência alguma do processo de esterilização sobre os instrumentos endodônticos. Mize *et al.* (1998) avaliaram o efeito dos tratamentos térmicos com calor, resultante dos procedimentos de esterilização em autoclave, nas propriedades de fadiga cíclica flexural de instrumentos de NiTi. Foram utilizados instrumentos endodônticos *Lightspeed* em canais simulados com 30º de curvatura. Através dos resultados obtidos puderam verificar que a realização da esterilização dos instrumentos não influencia no desempenho dos mesmos durante o uso. Resultado este similar ao obtido por Svec e Powers (1999) que observaram que a exposição à fadiga cíclica flexural e à esterilização não afetaram consideravelmente a carga torsional e a máxima deflexão angular, em relação ao grupo controle que não passou pelo processo de esterilização. Também foi visto nos estudos de Hilt *et al.* (2000) e Yared *et al.* (2000), com relação à microestrutura dos instrumentos endodônticos de aço inoxidável e de NiTi, que não houve diferença estatística entre o grupo que passou e o que não passou pelo processo

de esterilização quanto ao número de rotações necessárias para ocasionar a fratura dos instrumentos.

Por outro lado, alguns trabalhos relatados na literatura dizem que o processo de esterilização afeta de forma positiva os instrumentos endodônticos. Segundo o estudo de Viana *et al.* (2006), o qual avaliou o efeito dos ciclos de esterilização sobre os instrumentos de NiTi, pode-se verificar um aumento na resistência à fadiga desses materiais. Dados esses de relevada importância e que estão de acordo com o trabalho de Silvaggio e Hicks (1997), os quais testaram a influência da esterilização por calor, seco ou úmido, na resistência à torção e na flexibilidade rotacional de instrumentos endodônticos do sistema *Profile* série 29. Os resultados encontrados permitiram aos autores concluir que a esterilização dos instrumentos por calor não os enfraquece, ou seja, não aumenta sua probabilidade de fratura. Houve, em contraponto, uma tendência de aumento na resistência à torção dos mesmos.

Além disso, outros estudos também apresentaram ótimos resultados como Serene *et al.* (1995) que constataram que o processo de esterilização aumenta a dureza e rejuvenesce a liga de NiTi. Dados esses confirmados por Craveiro de Melo *et al.* (2002) que verificaram que o processo de esterilização aumentou a resistência do instrumento endodôntico, através do aumento nos valores de microdureza.

Mas, em contrapartida, um estudo realizado em 1999 por Rapisarda *et al.* avaliou possíveis alterações junto à capacidade de corte dos instrumentos endodônticos de NiTi quando expostos a 7 e 14 ciclos de autoclavagem, comparando-os com um grupo controle (não esterilizado). Puderam verificar que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados. Os instrumentos que sofreram 7 ciclos de esterilização perderam 20% da sua capacidade de corte e os que foram submetidos a 14 ciclos tiveram sua capacidade de corte reduzida para menos de 50%. Os autores atribuíram essa perda da capacidade de corte à deposição de uma camada de oxigênio na superfície do instrumento endodôntico após sua esterilização em autoclave.

Frente a toda esta preocupação e aos cuidados inerentes no preparo de canais radiculares, é relevante a evolução a que os instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi vem sofrendo por parte das indústrias odontológicas. Os cuidados tomados por parte dos fabricantes em produzir instrumentos com uma maior eficiência e segurança na sua utilização são de relevada importância. Hoje, dispomos no mercado odontológico de uma gama de instrumentos endodônticos de diferentes marcas comerciais: *Quantec (Analytic Endodontics)*; *Pow R (Moyco Union Broach)*; *GT (Greater Tapers)*; *Race (FKG Dentaire)*; *K3 (Sybron Dental Specialties – Kerr)*; *Hero 642 (MicroMega)*; *Profile série 29 (Tulsa Dental)*; *Profile (Dentsply/Maillefer)* e *ProTaper (Dentsply/Maillefer)*.

2.3. Sistema *ProTaper* manual e rotatório

O sistema *ProTaper* constitui-se em uma inovação tecnológica que deve ser diferenciada dos outros sistemas hoje comercializados. Isso porque os instrumentos endodônticos *ProTaper* apresentam variações na sua conicidade ao longo da parte ativa, permitindo, com isso, a criação de dois diferentes instrumentos: *Shaping Files* e *Finishing Files*.

O sistema *ProTaper* é usado por muitos endodontistas devido à sua simplicidade. O preparo completo de um canal radicular pode ser realizada com 3 a 5 instrumentos, tornando o trabalho mais simples e bem mais rápido em relação a outros sistemas.

De acordo com o estudo feito por Yun e Kim (2003) em que comparou a capacidade de modelagem de canais radiculares com o uso de quatro diferentes instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi (*ProTaper*, *GT*, *Quantec* e *Profile*). Pode-se verificar que, entre todos os sistemas, os instrumentos *ProTaper* desgastaram mais as paredes dos canais em um menor período de tempo.

Segundo Goldberg e Frajlich (2001), isso é devido à multiconicidade existente ao longo da parte ativa do instrumento endodôntico. Além, é claro, da secção triângulo-convexa do instrumento que evita o travamento, pois entra em

contato apenas com uma pequena área da dentina, minimizando o estresse e reduzindo, conseqüentemente, o risco de fratura no interior do canal radicular. Além disso, a ponta ativa do instrumento *ProTaper* possui um ângulo de 60° com 25% de sua superfície plana, o que gera uma guia de penetração com menor risco de transporte ou acidentes.

Por outro lado, alguns estudos têm mostrado, como o de Ankrum *et al.* (2004) e Shen *et al.* (2006), que o instrumento endodôntico *ProTaper*, em relação aos outros sistemas rotatórios disponíveis, apresentam um alto índice de fratura embora a incidência de deformações seja baixa.

Logo, uma das grandes preocupações ao se utilizar os instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi é o risco da ocorrência de fraturas. A fadiga do material é um dos grandes problemas, pois o instrumento é submetido a forças de tração e compressão as quais, muitas vezes, são aplicadas num mesmo local. Na tentativa de solucionar esse problema, a *Dentsply/Maillefer* lançou no mercado os instrumentos endodônticos manuais de NiTi do sistema *ProTaper*, buscando assim reduzir os efeitos indesejados e proporcionar uma maior segurança e eficiência durante a sua utilização.

Segundo Webber (2004), os instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* rotatório e manual apresentam as mesmas características; ambos têm multiconicidades de forma progressiva, são de secção transversal triângulo-convexa e possuem a ponta helicoidal inativa. O que difere os dois sistemas é o cabo do instrumento que, de acordo com Thompson (2005), a confecção do cabo dos instrumentos endodônticos manuais *ProTaper* à base de silicone proporciona uma redução no torque que pode ser aplicado no instrumento durante a sua utilização, pois a silicone tende a se deformar com forças elevadas. Sendo essa uma vantagem em relação aos cabos plásticos em que é possível a aplicação de uma força elevada podendo resultar na fratura do instrumento endodôntico.

O instrumento *ProTaper* manual permite uma maior sensibilidade do operador por ser manual, promovendo assim que pessoas inexperientes traba-

lhem com menor risco de fratura. Além disso, por possuir a mesma simplicidade do *ProTaper* rotatório, pode servir como primeiro passo para a migração para o sistema rotatório. Segundo Szasz (2005), o sistema *ProTaper* manual prepara previamente o profissional para a utilização posterior do instrumento *ProTaper* rotatório.

Já Saunders, também em 2005, afirmou que o sistema *ProTaper* manual pode ser utilizado exclusivamente ou como complemento do método rotatório. Os instrumentos manuais devem ser utilizados nos dentes que apresentam canais radiculares com complexidades anatômicas, com curvatura apical severa ou onde há dificuldade para acesso e utilização da peça de mão do sistema rotatório.

Embora reduzidos, alguns trabalhos foram realizados analisando este novo sistema. No estudo feito por Zhu *et al.* (2005), foi analisada a presença de alterações promovidas pela instrumentação de canais radiculares de acordo com a utilização de três sistemas endodônticos: *ProTaper* manual, instrumento endodôntico manual tipo K de aço inoxidável e de NiTi. Como resultado, pode-se observar que houve maior desvio da trajetória do canal no grupo que utilizou os instrumentos tipo K de aço inoxidável seguido do grupo que utilizou os instrumentos endodônticos tipo K de NiTi. Os canais radiculares preparados com o sistema *ProTaper* manual apresentaram menores mudanças na trajetória original entre os três sistemas testados. O que pode ser confirmado no estudo de Weber (2006), o qual observou que a utilização dos instrumentos manuais do sistema *ProTaper* em relação aos instrumentos endodônticos de aço inoxidável produz um canal mais centralizado e com menor risco de transporte ou desvio.

Também no estudo de Cheung *et al.* (2007), em que compararam os tipos de defeitos e o modo de fratura dos instrumentos do sistema *ProTaper* manual e rotatório após o uso clínico, pôde-se verificar que aproximadamente 14% de todos os instrumentos endodônticos manuais deformaram e que 14% dos rotatórios fraturaram, sendo que 62% dos instrumentos manuais se deformaram devido ao movimento torsional, comparado com os 66% das fraturas flexurais ocorridas junto aos instrumentos endodônticos rotatórios.

2.4. Microscopia Eletrônica de Varredura

A MEV é um dos meios mais utilizados nos estudos de pesquisa para análise de alterações morfológicas junto à parte ativa dos instrumentos endodônticos como se pode observar nos estudos de Peng *et al.* (2005), Cheung *et al.* (2005), Alapati *et al.* (2005) e Troian *et al.* (2006).

Segundo Lopes *et al.* (2000a), o microscópio eletrônico de varredura, com sua grande profundidade de focalização, elevado poder de resolução e ampla possibilidade de aumento, é a ferramenta essencial no estudo de alterações morfológicas sobre os instrumentos endodônticos.

Na MEV, podem-se verificar fraturas, deformações, perdas de metais e defeitos oriundos do método de fabricação dos instrumentos. No caso das fraturas, a superfície fraturada dos instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi, quando submetidos a carregamentos de torção, é plana e perpendicular ao longo eixo do instrumento. Na fratura por torção à direita ocorre deformação plástica na parte ativa do instrumento, representada pela reversão do sentido original de suas hélices. Na ruptura por flexão em rotação, a superfície de fratura pode ser plana, quando a trinca se propaga ao longo de um plano, ou apresentar degraus, quando a propagação se dá pelo avanço simultâneo de várias trincas em planos paralelos (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Frente ao risco da ocorrência de fraturas nos instrumentos endodônticos de NiTi, há uma desvantagem que, muitas vezes, é lembrada pelos profissionais que utilizam esses instrumentos, isto é, o custo elevado. Infelizmente, o seu custo-benefício está atrelado ao número de usos aos quais poderão ser submetidos. A definição deste número ainda é um tanto obscura, porque depende diretamente do canal radicular no qual o instrumento endodôntico está trabalhando, pois cada canal tem suas características próprias e individuais. Ainda não há, por todas essas razões, consenso na literatura a respeito do número de usos a que um instrumento possa ser submetido sem deformar ou fraturar.

Tendo em vista essas evidências científicas, achou-se necessária a realização de um estudo que avalie as alterações morfológicas dos instrumentos endodônticos de acordo com o número de usos dos mesmos ao longo do canal radicular em condições clínicas reais, ou seja, na presença de solução irrigadora e passando pelo processo de limpeza e esterilização em autoclave.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Analisar comparativamente, através da MEV, a ocorrência de deformação e de perda de metal nos instrumentos endodônticos de NiTi do sistema *ProTaper*, S1 e F1, submetidos à instrumentação manual e mecanizada de rotação contínua em canais radiculares mesiais de primeiros molares inferiores e vestibulares de primeiros molares superiores levando em consideração a região analisada (ponta do instrumento e a 5 milímetros da mesma) e o número de usos de cada instrumento endodôntico.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Locais de desenvolvimento da parte experimental

A parte experimental do estudo foi realizada nas dependências do Curso de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil (ULBRA) - Campus Canoas, Rio Grande do Sul, Brasil.

As tomadas radiográficas digitais foram realizadas no setor da Radiologia Odontológica e Imaginologia do Curso de Odontologia da ULBRA.

O processo de limpeza e esterilização dos instrumentos endodônticos foi realizado na Central de Esterilização do Curso de Odontologia da ULBRA.

As imagens de MEV foram realizadas no Centro de Microscopia Eletrônica e Microanálise da ULBRA.

4.2. Considerações Éticas

A realização deste estudo só foi iniciada após a avaliação e aprovação do Projeto da Dissertação pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos e Animais da ULBRA (CEP/ULBRA), protocolado sob o nº. 2006-355H, por estar de acordo com as normas vigentes na Resolução nº. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde (CNS/MS), e em suas complementares (Resoluções nº. 240/97, 251/97, 292/99, 303/00, 304/00 e 340/04 do CNS/MS) que regulamentam a pesquisa envolvendo seres humanos (Anexo 01).

4.3. Obtenção dos dentes humanos

Para o presente estudo, foram utilizados cinquenta primeiros molares humanos, tanto inferiores quanto superiores, obtidos junto a consultórios odontológicos particulares, os quais foram extraídos por motivos diversos (Figura 01).



Figura 01 - Imagem de um primeiro molar inferior e superior que foram utilizados na parte experimental.

Para a realização da parte experimental foram utilizados somente os canais radiculares mésio-vestibular e mésio-lingual dos molares inferiores e os canais mésio-vestibular e disto-vestibular dos molares superiores.

Os critérios de exclusão dos dentes da amostra foram analisados por meio da tomada radiográfica digital realizada previamente dos mesmos.

Os dentes com rizogênese incompleta, pinos intra-radculares, manipulação endodôntica prévia, presença de reabsorções dentárias, canais radiculares calcificados, dilacerações e fraturas radiculares foram descartados do estudo (Figura 02).

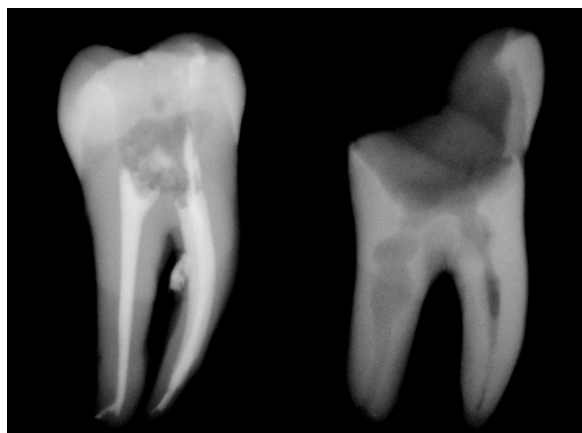


Figura 02 - Imagem radiográfica de dentes que foram descartados do estudo devido à presença de tratamento endodôntico já realizado e de reabsorção radicular interna.

Os dentes selecionados deviam apresentar também grau de curvatura moderada junto às raízes que participaram da parte experimental, variando entre 3º a 34º graus.

No grupo dos molares inferiores, foram utilizados apenas os dentes que apresentassem dois canais radiculares distintos em toda a extensão da raiz mesial. Para a confirmação clínica dessa condição, a exploração de cada canal foi realizada com o instrumento endodôntico de aço inoxidável tipo K nº. 10 (*Dentsply/Maillefer Instruments S.A., Ballaigues, Suíça*) até que a sua ponta aparecesse justaposta ao forame radicular. Um instrumento foi colocado em cada canal radicular, confirmando-se a presença de dois canais distintos quando as pontas dos instrumentos endodônticos aparecessem em saídas diferentes (Figura 03).



Figura 03 - Imagem de um molar inferior com a presença de dois canais radiculares mesiais distintos.

Já com relação aos molares superiores, foram utilizados apenas os dentes que não apresentassem a existência clínica e radiográfica do quarto canal radicular, canal méso-palatino, junto à raiz méso-vestibular.

Para a padronização da amostra alguns cuidados também foram tomados. Foram selecionados dentes que apresentassem comprimento real entre 18 e 23 mm, aferidos com o auxílio de um paquímetro digital 500-144B (*Digi-*

matic Caliper – Mitutoyo, Suzano, São Paulo, Brasil), da ponta de cúspide ao vértice radicular. O valor do comprimento obtido em cada um dos dentes foi anotado em uma ficha (Apêndice 01).

4.4. Medição do grau de curvatura radicular

Para a medição do grau de curvatura radicular, cada dente foi colocado sobre um sensor radiográfico digital *Cygnus Ray MPS* (*Progeny Dental*, Illinois, USA), com o auxílio de uma lâmina de cera utilidade (*Wilson* - Polidental Indústria e Comércio Ltda., Suzano, São Paulo, Brasil), sobre uma superfície plana, de modo que a face vestibular, identificada com uma caneta azul para retroprojektor (*Faber Castell*, São Carlos, São Paulo, Brasil), ficasse voltada para cima (Figura 04).



Figura 04 - Imagem do dente posicionado sobre o sensor radiográfico digital.

As tomadas radiográficas digitais foram obtidas com o aparelho radiográfico TIMEX 70C (*Gnatus Equipamentos Médico-Odontológicos Ltda.*, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), operando em 70 kv, 08 mA e 0,20 segundos de exposição, o qual estava posicionado de maneira que o raio central incidisse perpendicularmente ao sensor, com uma distância focal de 40 cm (Figura 05).

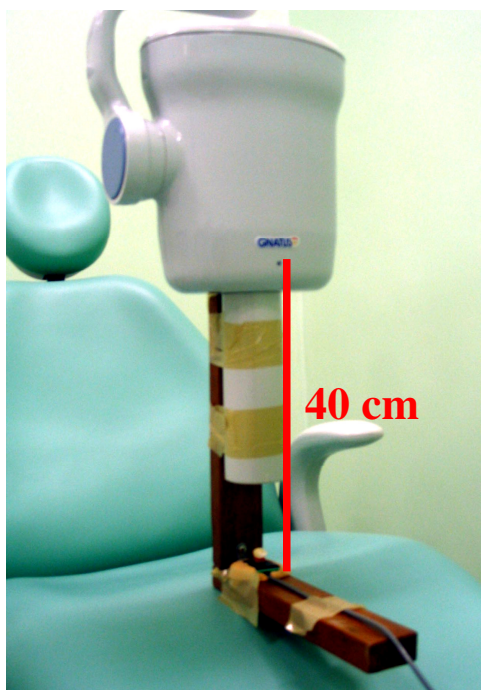


Figura 05 - Imagem do dente posicionado para a realização da tomada radiográfica digital.

As tomadas radiográficas foram importadas para um microcomputador *Pentium® 4* (*Intel Inside*, Santa Clara, EUA) onde se utilizou o programa de computador *UTHSCSA Image Tool for Windows* (versão 3.00) para a medição do grau de curvatura radicular de acordo com o método descrito por Schneider (1971) e modificado por Fontanella *et al.* (2004).

Com a ferramenta “*angle*” do programa *Image Tool®* foi traçada uma linha que correspondesse ao eixo axial do canal radicular e uma segunda linha desde o forame apical até a intersecção com a primeira linha ao nível do ponto onde o canal começa a separar-se do eixo longitudinal. O ângulo que se forma é o ângulo obtuso. A partir do valor do ângulo obtuso encontrado, foi subtraído 180°, obtendo-se assim o ângulo agudo desejado (Figura 06).

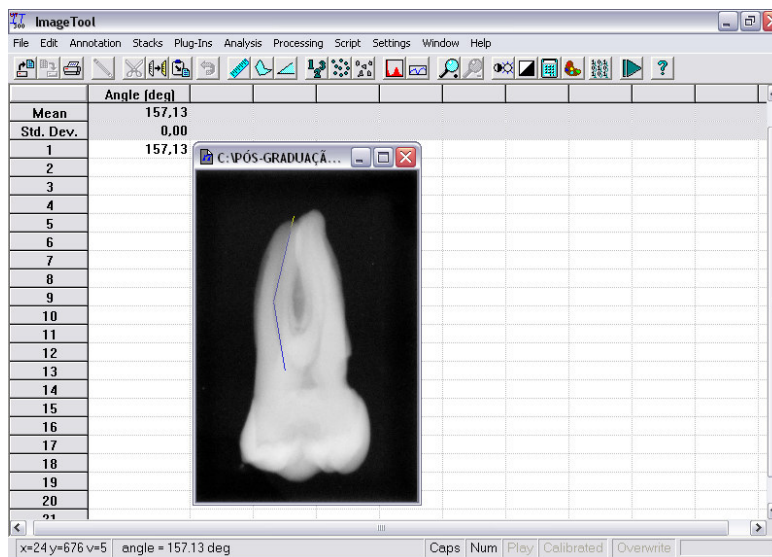


Figura 06 - Imagem da medição do grau de curvatura radicular com o auxílio do programa *Image Tool*.

O valor do grau de curvatura obtido em cada uma das raízes utilizadas no estudo foi anotado em uma ficha (Apêndice 01).

4.5. Limpeza e autoclavagem dos dentes humanos

A limpeza externa dos dentes foi realizada da seguinte maneira:

- raspagem dos remanescentes do ligamento periodontal aderidos à estrutura dentária, com auxílio de uma cureta periodontal tipo *Gracey 13/14* (*Hu-Friedy*, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil); e,
- lavagem em água corrente durante 01 minuto.

Após a realização dos procedimentos de limpeza, os dentes foram secos à temperatura ambiente e embalados em envelope para esterilização (*Medstéril*, São Paulo, São Paulo, Brasil), o qual foi selado nas extremidades com auxílio de uma seladora (Modelo RSR 2000 – Ron – Micromecânica Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil), sendo então esterilizado em uma autoclave *Vitale 12* (*Cristófoli*, Curitiba, Paraná, Brasil) com a finalidade de eliminar o risco de infecções cruzadas através do processo de autoclavagem por um ciclo de 40

minutos à temperatura de 240° F (126° C) e 20 psi de pressão, seguindo o método adotado pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - FOU SP (IMP ARATO *et al.*, 2003).

Os dentes, após a realização do protocolo de limpeza e esterilização, foram armazenados, individualmente, em frascos plásticos de filmes fotográficos (*Kodak*) contendo água destilada (*Iodontec* Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil), e mantidos sob refrigeração, com trocas semanais da solução, de acordo com o protocolo do Banco de Dentes Humanos da FOU SP.

Os dentes e os seus respectivos frascos foram numerados aleatoriamente de 01 a 50 (Figura 07).



Figura 07 - Imagem dos frascos plásticos numerados.

4.6. Obtenção dos instrumentos endodônticos

Foram utilizados para este estudo instrumentos endodônticos de NiTi do sistema *ProTaper* (*Dentsply/Maillefer* Instruments S.A., Ballaigues, Suíça) de 21 mm de comprimento. Composto a amostra 10 caixas de instrumentos do sistema *ProTaper* manual e 10 caixas do sistema *ProTaper* rotatório.

Cada caixa do sistema *ProTaper*, tanto manual como rotatório, é composta por seis instrumentos endodônticos: *Shaping X* (SX – sem anel), com um diâmetro em D_0 de 0,19 mm; *Shaping File* nº. 01 (S1 – anel roxo), com um diâmetro em D_0 de 0,17 mm; *Shaping File* nº. 02 (S2 – anel branco), com um diâmetro em D_0 de 0,20 mm. O último grupo de três instrumentos inclui o *Finishing File* nº. 01 (F1 – anel amarelo), nº. 02 (F2 – anel vermelho) e o nº. 03 (F3 – anel azul). Seus diâmetros em D_0 são, respectivamente, de 0,20 mm, 0,25 mm e 0,30 mm.

Também foram utilizadas 02 caixas de instrumentos endodônticos de aço inoxidável tipo K nº. 10 e 02 caixas de instrumentos de aço inoxidável *Flexo-File* nº. 15 (*Dentsply/Maillefer Instruments S.A.*, Ballaigues, Suíça), ambas de 21 mm de comprimento. Cada caixa é composta por seis instrumentos endodônticos com diâmetros em D_0 de 0,10 mm (Tipo K nº. 10) e D_0 de 0,15 mm (*Flexo-File* nº. 15).

As caixas dos instrumentos endodônticos de cada um dos sistemas utilizados estavam lacradas e pertenciam ao mesmo lote de fabricação, com a finalidade de padronização e controle de qualidade na fabricação dos mesmos.

4.7. Limpeza e esterilização dos instrumentos endodônticos

Os instrumentos endodônticos, manual e rotatório, do sistema *ProTaper* foram submetidos ao procedimento de limpeza e esterilização.

Todos os instrumentos endodônticos foram limpos antes do seu primeiro uso, ou seja, após serem removidos de suas embalagens originais, e ao final de cada uso.

Esse procedimento de limpeza foi feito em duas etapas, iniciando com a ultra-sonificação dos instrumentos *ProTaper* em uma cuba ultra-sônica modelo 151-7 (*Baumer*, Joenville, Santa Catarina, Brasil) contendo detergente enzimático *Descroft* (*Multionic* - Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., Taubaté, São Paulo, Brasil), na proporção de 10 ml para um litro de água na

freqüência ultra-sônica de 40 KHz e por um tempo de 20 minutos de acordo com as recomendações do fabricante.

Para facilitar o processo de ultra-sonificação, cada conjunto de instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper*, de cada uma das embalagens, foram posicionados separadamente em uma caixa plástica (*Telanipo*, São Paulo, São Paulo, Brasil) na qual foram realizadas perfurações junto ao seu fundo a fim de que ela ficasse submersa no interior da cuba ultra-sônica (Figura 08).

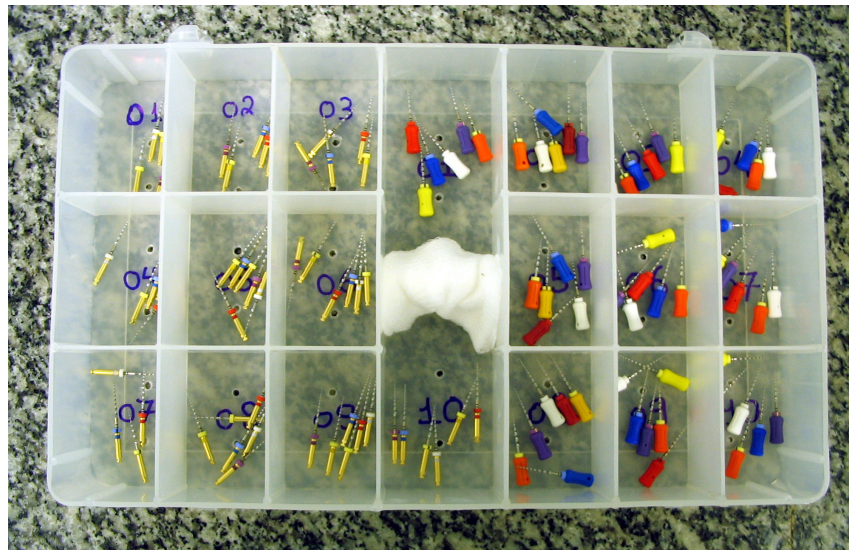


Figura 08 - Imagem dos instrumentos endodônticos *ProTaper* posicionados na caixa plástica para serem ultra-sonificados.

A seguir, foi realizada a escovação dos instrumentos com uma escova dental de cerdas macias (*Oral B*, São Paulo, São Paulo, Brasil) umedecida com um sabão líquido *Standard* (*Clonex Produtos e Sistemas de Limpeza Ltda.*, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil) em água corrente até que não fosse detectada a presença de resíduos visíveis sobre a parte ativa dos mesmos.

Em seguida, os instrumentos endodônticos foram colocados em uma bandeja metálica (*Metalúrgica Fava Indústria e Comércio Ltda.*, Franco da Rocha, São Paulo, Brasil) e levados então para estufa odontológica (Forno de Pasteur), Primar modelo 219 (*Fabbe-Primar Equipamentos e Serviços Ltda.*, Itu, São Paulo, Brasil), onde foram secos a 60° C por 05 minutos.

Após a realização da secagem, os instrumentos foram manipulados pelo cabo com auxílio de uma pinça clínica (*Duflex – SS White Artigos Dentários Ltda.*, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil) e colocados individualmente em envelopes para esterilização, sendo fechados em uma seladora. Os envelopes foram numerados com caneta azul para retroprojeto e levados então à autoclave *Vitale 12*, na qual foram esterilizados pela exposição ao calor úmido, a 01 atm de pressão e a 127° C, por um tempo total de esterilização de 20 minutos (BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000).

Os cursores de silicone não foram removidos dos instrumentos durante a realização do procedimento de limpeza e esterilização.

Nos instrumentos endodônticos tipo K n°. 10 e *Flexo-File* n°. 15, foi realizado somente o protocolo de escovação, não sendo após esterilizados.

O protocolo de limpeza foi executado sempre pelo mesmo operador, tendo um total de seis procedimentos de limpeza e esterilização para cada instrumento *ProTaper* durante a realização de toda a parte experimental.

4.8. Divisão dos grupos experimentais

Foram dois os grupos experimentais de acordo com o método de instrumentação e com o tipo de instrumento endodôntico utilizado (Quadro 01).

Quadro 01 - Quadro demonstrativo dos grupos experimentais.

Grupo	Nº. canais radiculares	Instrumentos analisados	Nº. instrumentos analisados	Nº. usos de cada instrumento	Método de instrumentação
A	50	S1 e F1	S1 = 10	05	Manual
			F1 = 10		
B	50	S1 e F1	S1 = 10	05	Rotatório
			F1 = 10		

Definição dos grupos experimentais:

GRUPO A (Manual): constituído por 50 canais radiculares e 10 caixas de instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* manual para uso de acordo com o método de instrumentação manual (Figura 09).

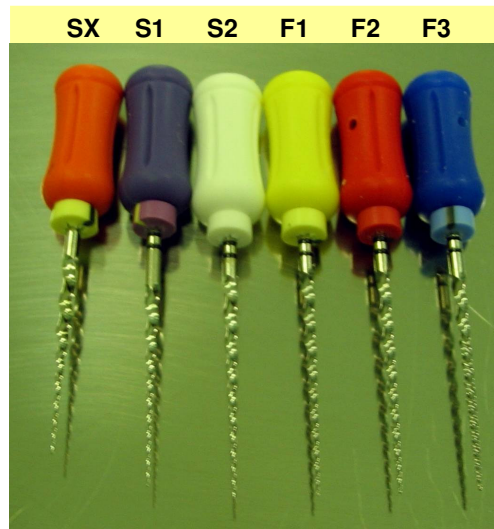


Figura 09 - Instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* manual.

GRUPO B (Rotatório): constituído por 50 canais radiculares e 10 caixas de instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* rotatório para uso de acordo com o método de instrumentação mecanizada de rotação contínua (Figura 10).

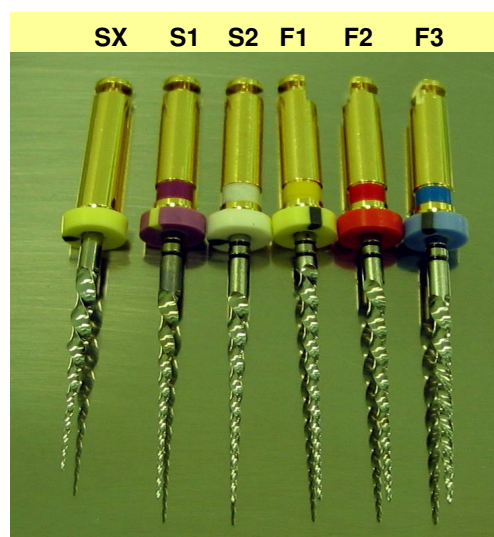


Figura 10 - Instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* rotatório.

4.9. Divisão dos canais radiculares nos dois grupos experimentais

Os cem canais radiculares foram divididos de forma randomizada, para cada um dos cinco usos de cada caixa de instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper*, nos dois grupos experimentais.

Os resultados dos sorteios foram anotados em uma ficha (Apêndice 02).

4.10. Etapa de acesso aos canais radiculares

Antes de iniciar a etapa de acesso aos canais radiculares, a raiz distal dos molares inferiores e palatina dos molares superiores foram removidas com o auxílio de uma broca diamantada cilíndrica de extremidade ogival nº. 4219 (*KG Sorensen* Indústria e Comércio Ltda., Barueri, São Paulo, Brasil), através de uma caneta de alta rotação (*Dabi Atlante*, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) sob refrigeração, servindo estas raízes removidas para a realização de um outro trabalho de pesquisa.

O acesso à câmara pulpar foi realizado de acordo com os princípios propostos por De Deus (1992).

Durante a etapa de abertura da câmara pulpar, foi realizada a irrigação com solução de hipoclorito de sódio a 1% (Farmácia Escola da ULBRA, Canoas, Rio Grande do Sul, Brasil). A solução irrigadora foi acondicionada em seringa descartável de 10 ml (*Plastipak* Indústria Cirúrgica Ltda., Curitiba, Paraná, Brasil), na qual foi acoplada uma agulha hipodérmica 25X04 (*Becton-Dickinson* Indústria Cirúrgica Ltda., Curitiba, Paraná, Brasil). A aspiração foi realizada com uma ponta aspiradora acoplada a uma cânula de calibre 40-20 (*Ibrás CBO* Indústria Cirúrgica e Óptica S.A., Campinas, São Paulo, Brasil) que, adaptada a mangueira de sucção do equipo odontológico (*Gnatus* Equipamentos Médico-Odontológicos Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil), foi posicionada junto à entrada da câmara pulpar durante a irrigação.

Após a abertura da câmara pulpar, os canais radiculares, selecionados previamente para a realização da parte experimental, foram localizados com o auxílio de uma sonda de *Rhein* nº. 3 (*Golgran* Indústria e Comércio de Instrumental Odontológico Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil).

4.11. Determinação do comprimento de trabalho

Para a determinação do comprimento de trabalho a câmara pulpar ficou inundada de solução de hipoclorito de sódio a 1% e com um instrumento endodôntico tipo K nº. 10, o qual tinha um cursor de silicone (*Dentsply/Maillefer* Instruments S.A., Ballaigues, Suíça) posicionado junto à parte intermediária do instrumento, foi feita a penetração gradualmente, milímetro a milímetro, até que a sua ponta estivesse justaposta à saída foraminal, manobra essa que foi auxiliada por uma lupa com 04 vezes de aumento (*Bio-Art* Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, São Paulo, Brasil). Neste momento, deslizou-se o cursor até um ponto de referência, que foi a cúspide referente ao canal radicular trabalhado. O instrumento foi retirado do canal, medindo-se em uma régua metálica endodôntica milimetrada (*Angelus* Indústria de Produtos Odontológicos Ltda., Londrina, Paraná, Brasil) e dessa medida descontou-se 01 mm, determinando-se assim o comprimento de trabalho.

A medida do comprimento de trabalho e o bordo de referência foram registrados em uma ficha, ao lado do número do respectivo dente e do canal radicular analisado (Apêndice 03). Essa manobra foi feita para todos os canais selecionados para a realização da parte experimental. Durante essa etapa, o dente foi apreendido na mão para possibilitar a visualização da ponta do instrumento endodôntico justaposta ao forame apical.

As medidas do comprimento de trabalho dos canais radiculares selecionados variaram entre 18 e 20 mm.

4.12. Inclusão dos dentes em uma plataforma acrílica

Após a realização da odontometria, os forames apicais das raízes vestibulares dos molares superiores e mesial dos molares inferiores foram vedados com cera utilidade. Em seguida, os dentes foram incluídos em blocos de resina acrílica incolor quimicamente ativada (*JET Artigos Odontológicos Clássico*, Lapa, São Paulo, Brasil), contida em uma forma com paredes paralelas de silicone de condensação (*Vigodent S.A. Indústria e Comércio*, Bonsucesso, Rio de Janeiro, Brasil), com as dimensões internas de 25 mm de comprimento e 25 mm de largura.

Para isto, os dentes ficaram suspensos por meio de palitos de madeira (*Gina*, Nova Ponte, Minas Gerais, Brasil) presos à coroa com cera utilidade, quando então a resina acrílica foi manipulada, conforme as instruções do fabricante, e vertida para o interior da forma de silicone até recobrir as suas raízes, no limite da junção amelo-dentinária (Figura 11).



Figura 11 - Dente incluído na plataforma acrílica.

Após a presa do acrílico, os blocos contendo os dentes foram acondicionados nos seus respectivos frascos de armazenamento contendo água destilada e sob refrigeração.

Foi realizada a inclusão dos dentes em blocos de resina acrílica tendo em vista o aproveitamento desses em outro estudo experimental.

4.13. Preparo dos canais radiculares

O preparo dos canais radiculares, em cada um dos dois grupos experimentais, foi iniciado após a realização da primeira análise em MEV dos instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper*, manual e rotatório, S1 e F1.

Os blocos de acrílico com os dentes, durante a realização do preparo, foram fixados em um minitorno de bancada fixo (*Worker®*) a fim de facilitar a etapa de instrumentação (Figura 12).

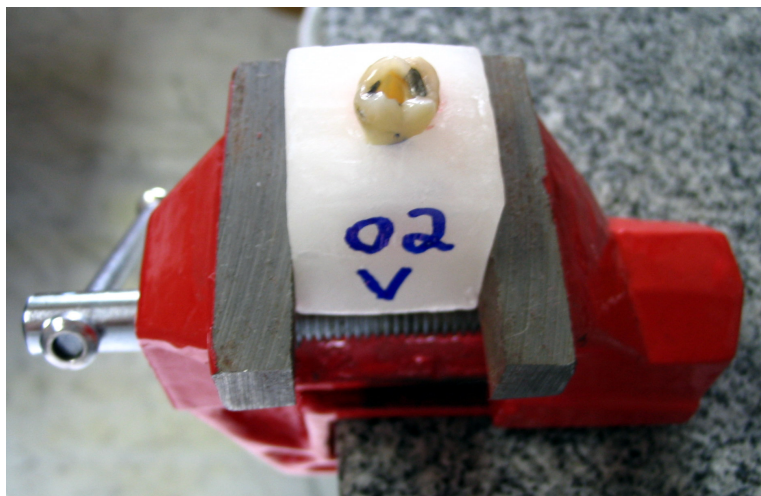


Figura 12 - Bloco de acrílico com o dente posicionado no minitorno para realizar a instrumentação.

A face vestibular de cada dente, já demarcada na etapa de medição do grau de curvatura radicular, foi posicionada de modo padronizado, sempre voltada para a direita do operador.

O operador que realizou o preparo dos canais radiculares foi o mesmo para os dois grupos experimentais. Esse foi treinado previamente para os dois métodos de instrumentação utilizados.

A técnica de preparo utilizada nos dois grupos experimentais foi coroa-ápice, seguindo a seqüência preconizada pelo fabricante.

Foi utilizado o motor elétrico com controle de velocidade e torque *X-Smart* (*Dentsply/Maillefer Instruments S.A.*, Ballaigues, Suíça) para a instrumentação dos canais do grupo B. A velocidade empregada no motor foi de 300 rpm, com torque de 2 N.cm (Figura 13), conforme as recomendações do fabricante do sistema *ProTaper*.



Figura 13 - Motor elétrico *X-Smart*.

Antes de iniciar a instrumentação dos canais radiculares foi feito, quando necessário, o desgaste compensatório com a broca *Endo Z* (*KG Sorensen Indústria e Comércio Ltda.*, Barueri, São Paulo, Brasil), sendo após iniciado o preparo químico-mecânico.

Os instrumentos endodônticos utilizados na instrumentação nos dois grupos experimentais foram calibrados no comprimento de trabalho estabelecido para cada canal radicular com auxílio de uma régua metálica endodôntica milimetrada. Após a utilização de cada instrumento, o mesmo foi inserido em um recipiente de vidro *Nestlé Nutrition* (*Nestlé Brasil Ltda.*, São José do Rio Pardo, São Paulo, Brasil) que continha em seu interior uma espuma flexível de poliuretano de densidade 38 Kg/m^3 (*Trorion Gaúcha Industrial de Poliuretanos Ltda.*, Canoas, Rio Grande do Sul, Brasil), embebida com 10 ml de solução de hipoclorito de sódio a 1%. Este volume foi aferido com uma seringa descartá-

vel. O instrumento foi inserido na espuma até o ponto em que o cursor de silicone toca-se na superfície da mesma. Essa espuma foi substituída a cada canal radicular preparado (Figura 14).



Figura 14 - Instrumentos endodônticos utilizados no grupo B inseridos na espuma de poliuretano.

O ato de introduzir o instrumento endodôntico na espuma foi executado em um único movimento e nenhum outro recurso de limpeza da parte ativa do instrumento foi utilizado.

Além disso, previamente e durante a execução dos preparos nos dois grupos experimentais, a cada troca de instrumento endodôntico, os canais radiculares receberam uma irrigação com 02 ml de solução de hipoclorito de sódio a 1%, que foi levada ao seu interior através de uma seringa descartável de 10 ml, na qual foi acoplada uma agulha hipodérmica 25X04 desprovida de bisel. A agulha de irrigação foi calibrada, utilizando-se de cursor de silicone, de modo que esse ficasse a uma medida 03 mm aquém do comprimento de trabalho do canal, possibilitando assim a manobra física de refluxo da solução. Simultaneamente, foi realizada a aspiração da solução através de uma ponta aspiradora acoplada a uma cânula de calibre 40-20 que, adaptada à mangueira de sucção do equipo odontológico, foi posicionada na entrada da câmara pulpar durante o processo de irrigação.

É importante ressaltar que, a cada irrigação e aspiração, foi tomado o cuidado de sempre manter o canal radicular preenchido com a solução irrigadora.

Cada caixa de instrumento *ProTaper* foi utilizada para o preparo de cinco canais radiculares.

O protocolo utilizado para o preparo dos canais em cada um dos dois grupos experimentais está descrito a seguir.

4.13.1. Seqüência do método manual

A seqüência técnica obedecida para o grupo A / Método Manual foi a seguinte:

Primeiramente, foi realizado o preparo da entrada dos canais radiculares pertencentes a esse grupo com uma broca *Gates-Glidden* nº. 01 (*FKG Dentaire* S.A., La Cheaux de Fonds, Suíça), adaptada no contra-ângulo do motor de baixa rotação (*Dabi Atlante*, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) do equipo odontológico, a qual foi introduzida girando no canal a uma profundidade de 03 mm. Para verificar a medida, foi utilizado um cursor de silicone junto à broca. A seguir, foi repetido o procedimento com uma broca *Gates-Glidden* nº. 02 a uma profundidade de 02 mm. O movimento executado foi o de introdução e tração em direção ao longo eixo do canal radicular. Esse movimento foi realizado duas vezes para cada broca sob irrigação com solução de hipoclorito de sódio a 1%.

Após esse procedimento, foram utilizados os instrumentos endodônticos tipo K nº. 10 e *Flexo-File* nº. 15 com pequenos movimentos oscilatórios e de limagem dentro do canal radicular. Eles foram trabalhados até o comprimento de trabalho já preestabelecido.

Foi iniciada a seqüência de instrumentação utilizando o instrumento endodôntico do sistema *ProTaper* manual S1. O instrumento foi introduzido no

canal e movido em direção apical, até o ponto em que se encontrou resistência a sua penetração.

Em seguida, empregou-se o instrumento *ProTaper* manual SX passivamente até que se encontrasse resistência a sua penetração.

Na seqüência, foram utilizados os instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* manual S1, S2 e F1, os quais foram empregados no comprimento de trabalho estabelecido.

Finalizando o preparo do canal radicular, foi utilizado o instrumento endodôntico do sistema *ProTaper* manual F2 à 01 mm aquém do comprimento de trabalho estabelecido. E posteriormente, foi utilizado o instrumento *ProTaper* manual F3 à 02 mm aquém do comprimento de trabalho.

A cinemática de instrumentação para os instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* manual foi de girar, em sentido horário, até que os mesmos se prendessem levemente na dentina e ficassem justos. Após os instrumentos foram desprendidos girando $\frac{1}{4}$ de volta, em sentido anti-horário e tração.

A passagem de um instrumento endodôntico para outro só ocorreu quando o instrumento que se estivesse trabalhando se encontrava livre dentro do canal radicular.

4.13.2. Seqüência do método rotatório

A seqüência técnica obedecida para o grupo B / Método Rotatório foi a seguinte:

Primeiramente, foram utilizados os instrumentos tipo K nº. 10 e *Flexo-File* nº. 15 dentro do canal da mesma forma descrita na seqüência técnica do grupo A.

Após foi iniciada a seqüência de instrumentação utilizando o instrumento endodôntico do sistema *ProTaper* rotatório S1. O instrumento foi introduzido no canal radicular e movido em direção apical, até o ponto em que se encontrou resistência a sua penetração.

Em seguida, empregou-se o instrumento *ProTaper* rotatório SX passivamente até que se encontrasse resistência a sua penetração.

Na seqüência, foram utilizados os instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* rotatório S1, S2 e F1, os quais foram empregados no comprimento de trabalho estabelecido.

Finalizando o preparo do canal radicular, foi utilizado o instrumento endodôntico do sistema *ProTaper* rotatório F2 à 01 mm aquém do comprimento de trabalho estabelecido. E posteriormente, foi utilizado o instrumento *ProTaper* rotatório F3 à 02 mm aquém do comprimento de trabalho (MACHTOU; WEBBER, 2001).

A cinemática de instrumentação utilizada para os instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* rotatório SX, S1 e S2 consistiu em: movimentos de inserção do instrumento e durante sua remoção, executou-se um pincelamento, jogando-o em direção às paredes do canal (*brushing motion*). Já para os instrumentos *ProTaper* rotatórios F1, F2 e F3 foram feitos movimentos de inserção até encontrar resistência e remoção (*pecking motion*) (BLUM *et al.*, 2003; HARTMANN, 2006).

4.14. Microscopia Eletrônica de Varredura

A análise dos instrumentos endodônticos foi realizada no Centro de Microscopia Eletrônica e Microanálise, a partir do microscópio eletrônico de varredura, modelo XL 20, marca *Philips*, com 20kv em aumento de 100X, sendo operado pelo técnico responsável e acompanhado pelo autor do estudo (Figura 15).



Figura 15 - Imagem do local de realização da MEV.

De cada uma das 20 caixas de instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* que foram utilizadas no estudo, os instrumentos analisados na MEV foram sempre o S1 e o F1, padronizados nos dois grupos experimentais. Esses instrumentos endodônticos foram montados em um dispositivo específico com capacidade para abrigar seis instrumentos rotatórios, a fim de agilizar a análise no MEV. Já para os instrumentos endodônticos manuais, esse dispositivo permitiu a colocação de apenas três instrumentos a cada análise devido ao diâmetro do cabo dos mesmos.

Os instrumentos endodônticos foram manipulados somente pelo cabo, para que essa manobra não interferisse nos resultados do experimento.

Os instrumentos foram montados em posição padronizada, de forma que ficassem na mesma posição a cada análise microscópica realizada.

Todos os instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* rotatório foram posicionados de modo que a parte dentada plana do cabo ficasse voltada para cima (Figura 16).

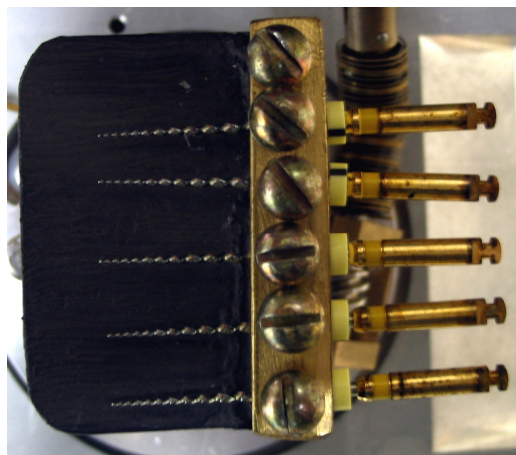


Figura 16 - Instrumentos *ProTaper* rotatórios posicionados no dispositivo.

Já nos instrumentos endodônticos do sistema *ProTaper* manual, foi realizada uma marcação junto ao cabo com auxílio de uma broca diamantada cônica invertida nº. 1031 (*KG Sorensen* Indústria e Comércio Ltda., Barueri, São Paulo, Brasil) a fim de facilitar o posicionamento dos instrumentos sobre o dispositivo de forma padronizada, de modo que a marcação feita ficasse sempre voltada para cima (Figura 17).

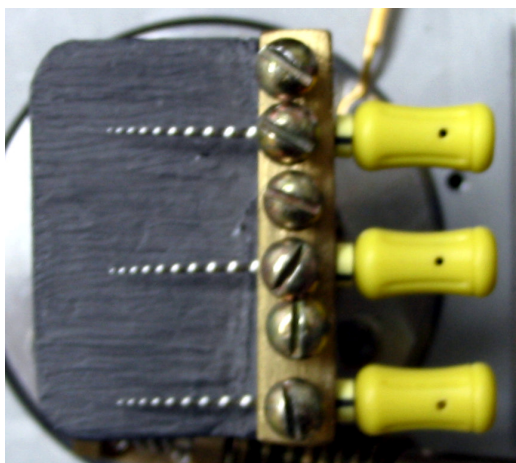


Figura 17 - Instrumentos *ProTaper* manuais posicionados no dispositivo.

Foram sempre registradas duas imagens dos instrumentos, uma da extremidade junto a sua ponta e outra a 05 mm da mesma.

A primeira análise dos instrumentos endodônticos em MEV foi realizada após a primeira limpeza e esterilização e antes do primeiro uso.

Após o primeiro uso, a limpeza e a esterilização de cada um dos instrumentos analisados foram realizadas conforme protocolo já descrito, sendo levados após os instrumentos endodônticos, S1 e o F1, para análise em MEV com o objetivo de verificar a ocorrência de alguma alteração morfológica nas duas regiões já predeterminadas.

Essa seqüência foi repetida para os dois grupos experimentais até se concluir, com cada um dos instrumentos analisados, um total de cinco usos no preparo dos canais e que, conseqüentemente, fossem feitas um total de três análises de cada instrumento endodôntico em MEV. Sendo realizada então a primeira análise antes do primeiro uso do instrumento, a segunda depois do primeiro uso e a terceira após o último uso (quinto uso).

O descarte de algum instrumento endodôntico dependeu da ocorrência de fratura durante a realização do preparo dos canais radiculares. E caso ocorresse alguma fratura, o instrumento não seria substituído.

4.15. Instrumentos de Avaliação

Todas as imagens de eletromicrografias, representativas de cada um dos instrumentos analisados, foram montadas em um arquivo digital (CD-ROM do tipo CD-R *Maxell®*), onde foram suprimidos o grupo experimental ao qual o instrumento endodôntico pertencia, o instrumento analisado, o número do seu uso no momento da realização da microscopia e a região examinada.

O número total de imagens de eletromicrografias realizadas no estudo foi de 240 imagens.

4.15.1. Examinadores

A análise das imagens de eletromicrografias foi feita por dois pesquisadores com experiência em estudos com MEV.

Um CD-ROM contendo todas as imagens a serem analisadas, as instruções para a realização das análises (treinamento) e o gabarito demonstrativo de cada um dos escores (imagens de eletromicrografias) foi entregue para cada examinador.

Em uma mesma projeção (Power Point®), cada uma das 240 imagens a serem analisadas foi identificada apenas por um algarismo arábico (01 a 240).

Para a realização da análise, os examinadores foram orientados previamente para, em caso de dúvida entre um escore e outro, optar pelo mais alto, o que foi aceito pelo estaticista.

Cada examinador preencheu uma ficha na qual constava somente o número correspondente à imagem de eletromicrografia analisada e um espaço para poder dar o escore desejado em cada um dos dois critérios que deveriam avaliar.

4.15.2. Critérios analisados

Os dois critérios que os examinadores analisaram foram: distorção das espiras, ou seja, estiramento, encurtamento ou reversão do seu sentido; e perda de metal na superfície do instrumento.

Os escores foram os seguintes:

► Distorção das espiras:

Escore 1 – Ausência de estiramento, encurtamento ou reversão das espiras na região examinada (Figura 18).



Figura 18 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 1 com relação ao critério de distorção das espiras.

Escore 2 – Estiramento, encurtamento ou reversão envolvendo apenas uma espira na região examinada (Figura 19).



Figura 19 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 2 com relação ao critério de distorção das espiras (*).

Escore 3 – Estiramento, encurtamento ou reversão envolvendo mais de uma espira na região examinada (Figura 20).



Figura 20 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 3 com relação ao critério de distorção das espiras (*).

* = Imagem retirada da Dissertação de Mestrado em Endodontia da Carolina Horn Troian (2005).

► Perda de Metal:

Escore 1 – Ausência de perda de metal na região examinada (Figura 21).



Figura 21 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 1 com relação ao critério de perda de metal.

Escore 2 – Moderada perda de metal: de uma a três áreas com defeitos na região examinada (Figura 22).

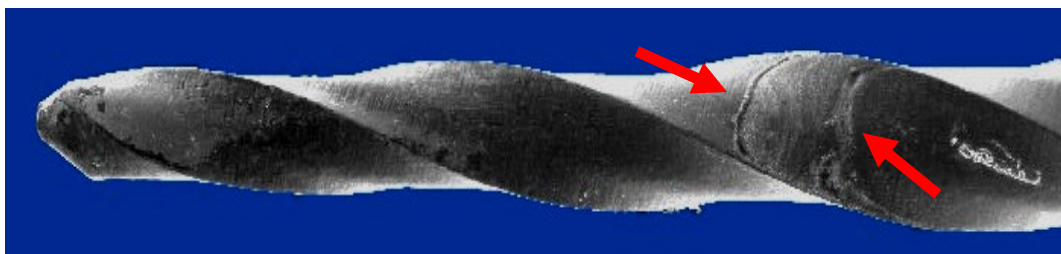


Figura 22 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 2 com relação ao critério de perda de metal.

Escore 3 – Severa perda de metal: mais de três áreas com defeitos na região examinada (Figura 23).

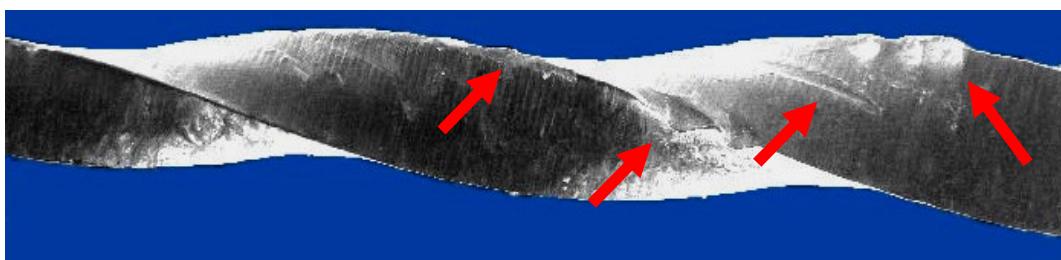


Figura 23 - Imagem de eletromicrografia equivalente ao escore 3 com relação ao critério de perda de metal.

4.15.3. Fratura do instrumento endodôntico

Com relação à fratura do instrumento endodôntico, quando ocorreu foi analisada pelo operador durante a realização do preparo dos canais radiculares.

4.16. Análise Estatística

4.16.1. Teste do *Kappa*

Previamente à análise estatística, foi mensurada a concordância, intra e inter, dos dois examinadores que participaram deste estudo, através do Teste do *Kappa*.

4.16.2. Cálculo do tamanho da amostra

Para detectar uma diferença entre os dois grupos experimentais de magnitude $\geq$ a um desvio padrão (tamanho de efeito ≥ 1) e fixando-se α em 5%, foi estabelecido um tamanho de amostra de cinquenta canais radiculares por grupo, totalizando cem canais para a realização da parte experimental do estudo.

4.16.3. Análise dos resultados

Os escores de distorção das espiras e de perda de metal foram sumarizados por média e desvio-padrão, de acordo com as argumentações propostas por Snedecor e Cochran (1980), Chilton (1982) e Campbell e Machin (1993).

Para a análise estatística dos resultados foi utilizado a ANOVA com o nível de significância de 5%.

Todos os dados foram analisados com o auxílio do programa *Statistical Package for the Social Sciences* – SPSS versão 11.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Para avaliar o grau de concordância entre os dois examinadores, em relação à análise da distorção das espiras e da perda de metal, utilizou-se o Teste do *Kappa*. Com relação à distorção das espiras, verificou-se uma perfeita concordância entre os examinadores com o valor do *Kappa* igual a 1, ou seja, houve 100% de concordância nos escores dados pelos dois examinadores. Já no critério de perda de metal, observou-se uma boa concordância entre os examinadores (valor do *Kappa* = 0,805).

Além disso, foi realizado também o Teste do *Kappa* intra-examinador com o objetivo de verificar se cada um dos dois examinadores tem a capacidade de reproduzir os escores dados nas imagens de eletromicrografias analisadas, ou seja, se há concordância de um examinador com ele mesmo. Para isso, os examinadores analisaram todas as imagens novamente, uma semana após a primeira análise, avaliando somente o critério de perda de metal, pois, se tratando da distorção das espiras, houve concordância total. Com relação aos valores obtidos do *Kappa*, verificou-se que o examinador 01 apresentou 0,805 de concordância e o examinador 02, 0,682. Dessa forma, em função do examinador 01 ter apresentado a melhor concordância intra, as análises a seguir foram baseadas apenas nos escores dados por esse examinador (Apêndices 04, 05, 06 e 07).

5.1. Perda de metal

Com relação à análise estatística da perda de metal, não foram considerados os escores dados pelos dois examinadores antes do primeiro uso, pois não se verificou nenhuma alteração nas regiões que foram examinadas. Já os escores obtidos nas imagens de eletromicrografias depois do primeiro uso e após o último uso, foram utilizados (Tabela 01).

Tabela 01 - Valores obtidos de perda de metal depois do primeiro e do último uso dos instrumentos endodônticos.

Escore de perda de metal	n	%
Ausência de perda de metal na região examinada	145	90,6
Uma a três áreas com defeito na região examinada	14	8,8
Mais de três áreas com defeito na região examinada	1	0,6
Total	160	100,0

Em função do escore “mais de três áreas com defeito na região examinada” apresentar apenas uma única ocorrência (Figura 24), a variável perda de metal foi dicotomizada, como ausente e presente e os resultados assim foram apresentados através da ANOVA com nível de significância de 5% (Apêndices 08, 09 e 10).

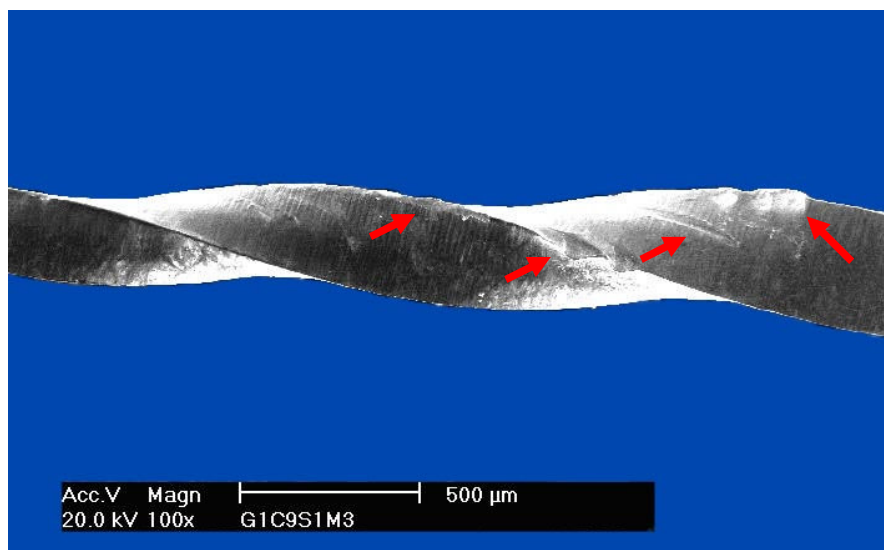


Figura 24 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico manual S1 em que se observa mais de três áreas com perda de metal na região examinada.

Com relação à interação dos diferentes fatores analisados frente ao critério da perda de metal, verificou-se, através da ANOVA (Tabela 02), ao nível de significância de 5%, que não houve interação entre o método, o instrumento endodôntico, o momento e o local. Também não foram significativas as interações de menor ordem e os efeitos principais, ou seja, não houve diferença significativa em nenhuma proporção de perda de metal avaliada no estudo.

Tabela 02 - Valores obtidos na interação entre os diferentes fatores analisados quanto à perda de metal nos instrumentos endodônticos.

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	F	p
Método	1	0,31	3,64	0,058
Instrumento	1	0,01	0,07	0,785
Momento	1	0,01	0,07	0,785
Local	1	0,31	3,64	0,058
Método + Instrumento	1	0,31	3,64	0,058
Método + Momento	1	0,01	0,07	0,785
Instrumento + Momento	1	0,16	1,86	0,175
Método + Instrumento + Momento	1	0,16	1,86	0,175
Método + Local	1	0,06	0,67	0,415
Instrumento + Local	1	0,01	0,07	0,785
Método + Instrumento + Local	1	0,06	0,67	0,415
Momento + Local	1	0,01	0,07	0,785
Método + Momento + Local	1	0,06	0,67	0,415
Instrumento + Momento + Local	1	0,06	0,67	0,415
Método + Instrumento + Momento + Local	1	0,01	0,07	0,785
Erro-experimental	144	12,10		
Total corrigido	159	13,59		

Apenas o método, o local e a interação entre o método e o instrumento endodôntico apresentaram um valor de “p” próximo ao valor mínimo significativo de 0,05 (5%), como pode se observar na tabela acima.

Analizando mais detalhadamente estas três ocorrências, com relação ao método, pode-se verificar que a proporção da perda de metal no método rotatório foi de 0,092 (Apêndice 09), apresentando uma tendência de maior perda de metal em relação ao manual que foi de 0,033 (Apêndice 08) ($p=0,058$).

No fator local, a proporção da perda de metal junto à ponta do instrumento endodôntico (Figura 25) foi de 0,092 (Apêndice 10), apresentando também uma tendência de maior perda de metal em relação à região a 5 mm da ponta do instrumento (Figura 26) que foi de 0,033 (Apêndice 10) ($p=0,058$). Também se pode verificar que, no método rotatório, os instrumentos apresentaram uma maior variação quanto à perda de metal (na ponta do instrumento, 0,133; a 5 mm da ponta, 0,050) (Apêndice 09) em relação aos instrumentos endodônticos utilizados no método manual (na ponta do instrumento, 0,050; a 5 mm da ponta, 0,017) (Apêndice 08). Pode-se ver ainda que a região localizada

na ponta dos instrumentos rotatórios foi a que mais apresentou perda de metal, levando em consideração os dois locais e os dois métodos.

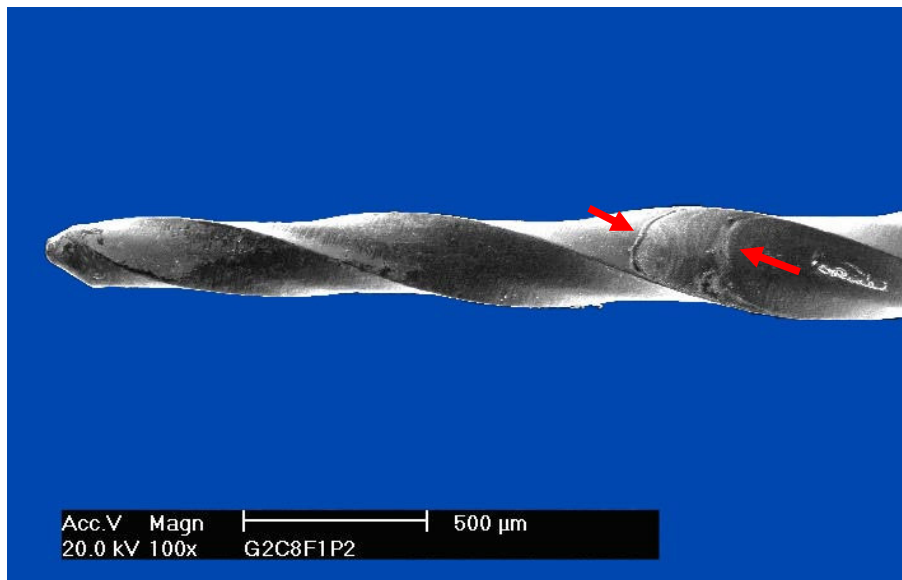


Figura 25 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico rotatório F1 em que há duas áreas com perda de metal junto à região da ponta do instrumento.

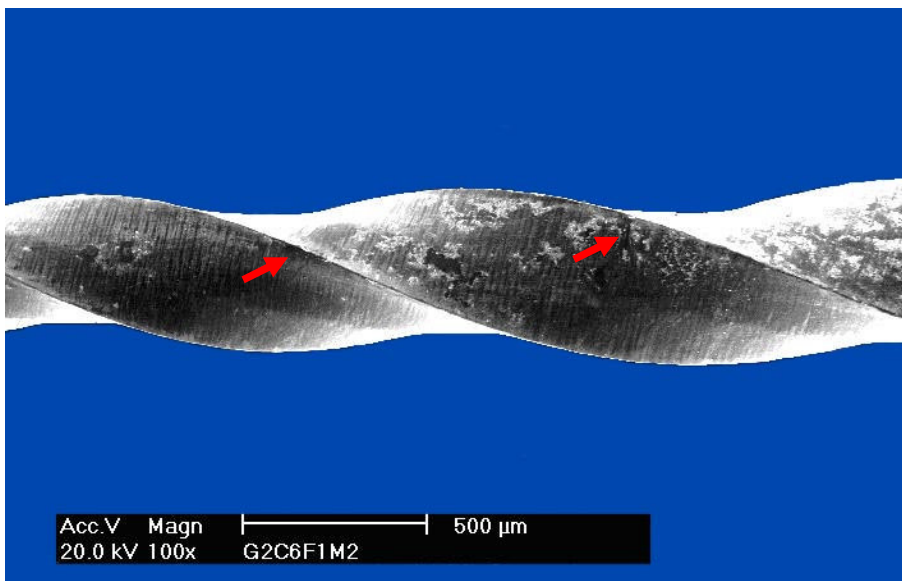


Figura 26 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico rotatório F1 em que há duas áreas com perda de metal na região a 5 mm da ponta do instrumento.

Já na interação entre o método e o instrumento endodôntico (Tabela 03), embora não tenha ocorrido diferença estatística significativa ao nível de 5%, o instrumento F1 rotatório apresentou uma maior tendência de perda de metal em relação aos demais tipos de instrumentos endodônticos analisados (F1 manual e S1 rotatório e manual).

Tabela 03 - Valores obtidos na interação entre o método e o instrumento endodôntico quanto à perda de metal.

Método	Instrumento Endodôntico			
	S1		F1	
	Proporção	Erro-padrão	Proporção	Erro-padrão
Manual	0,100	0,048	0,000	0,000
Rotatório	0,100	0,048	0,175	0,061

Na interação entre os outros fatores analisados como, por exemplo, nas tabelas 04 e 05 em que o método, o instrumento e o momento foram analisados havendo a variação somente do meio, pode-se verificar que não houve nenhuma diferença estatística significativa ao nível de 5%, embora os instrumentos endodônticos rotatórios tenham apresentado maior perda de metal em relação ao manuais. O instrumento rotatório F1 apresentou os maiores valores de perda de metal (Figura 27).

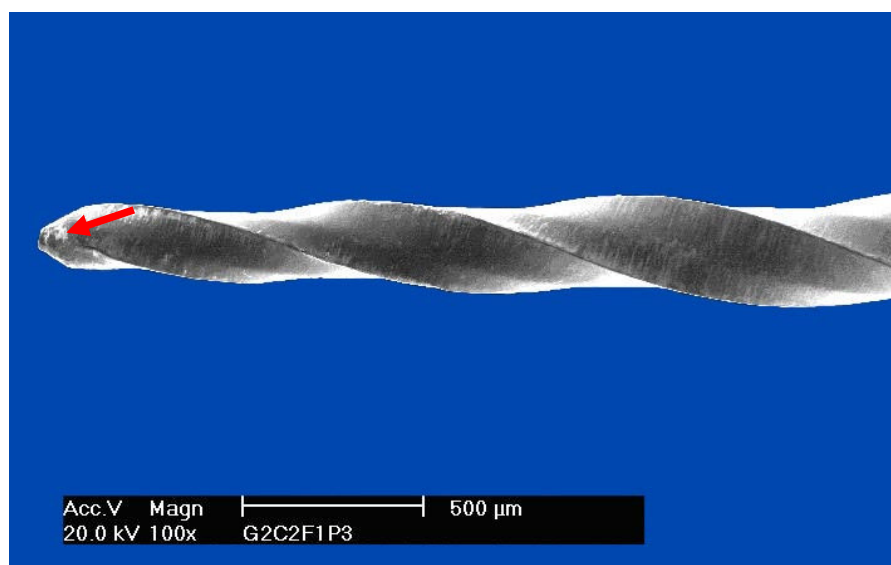


Figura 27 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico rotatório F1 em que se observa perda de metal junto à ponta do instrumento.

Tabela 04 - Valores obtidos quanto à perda de metal junto à ponta do instrumento endodôntico em relação ao método, ao momento e ao próprio instrumento analisado.

Método	Instrumento	Momento			
		Depois do primeiro uso		Após o último uso	
		Proporção	Erro-padrão	Proporção	Erro-padrão
Manual	S1	0,200	0,133	0,100	0,100
	F1	0,000	0,000	0,000	0,000
Rotatório	S1	0,100	0,100	0,200	0,133
	F1	0,300	0,153	0,200	0,133

Tabela 05 - Valores obtidos quanto à perda de metal junto à região localizada a 5 mm da ponta do instrumento endodôntico em relação ao método, ao momento e ao próprio instrumento analisado.

Método	Instrumento	Momento			
		Depois do primeiro uso		Após o último uso	
		Proporção	Erro-padrão	Proporção	Erro-padrão
Manual	S1	0,000	0,000	0,100	0,100
	F1	0,000	0,000	0,000	0,000
Rotatório	S1	0,000	0,000	0,100	0,100
	F1	0,200	0,133	0,000	0,000

Já com relação à variação do momento da análise em MEV, pode-se observar nas tabelas 06 e 07 que também não houve diferença estatística significativa ao nível de 5%, embora se tenha verificado a maior perda de metal depois do primeiro uso em relação à análise feita após o último uso. Os instrumentos endodônticos rotatórios apresentaram maior perda de metal em relação aos manuais, especialmente o instrumento F1 (Figura 28).

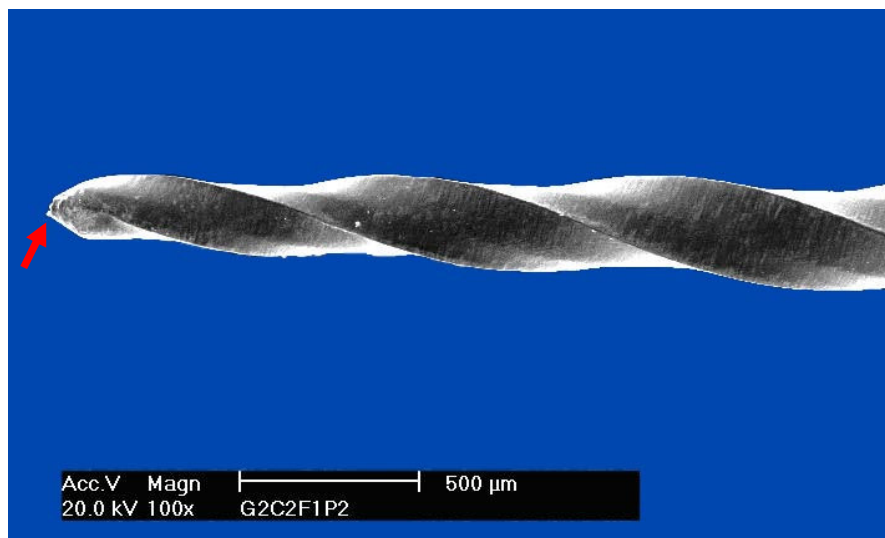


Figura 28 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico rotatório F1 em que se observa perda de metal junto à ponta do instrumento depois do primeiro uso.

Tabela 06 - Valores obtidos quanto à perda de metal depois do primeiro uso dos instrumentos em relação ao método, ao local e ao próprio instrumento endodôntico analisado.

Método	Instrumento	Local			
		Na ponta do instrumento		5 mm da ponta do instrumento	
		Proporção	Erro-padrão	Proporção	Erro-padrão
Manual	S1	0,200	0,133	0,000	0,000
	F1	0,000	0,000	0,000	0,000
Rotatório	S1	0,100	0,100	0,000	0,000
	F1	0,300	0,153	0,200	0,133

Tabela 07 - Valores obtidos quanto à perda de metal após o último uso dos instrumentos em relação ao método, ao local e ao próprio instrumento endodôntico analisado.

Método	Instrumento	Local			
		Na ponta do instrumento		5 mm da ponta do instrumento	
		Proporção	Erro-padrão	Proporção	Erro-padrão
Manual	S1	0,100	0,100	0,100	0,100
	F1	0,000	0,000	0,000	0,000
Rotatório	S1	0,200	0,133	0,100	0,100
	F1	0,200	0,133	0,000	0,000

5.2. Distorção das espiras

Devido à total concordância entre os dois examinadores com relação à distorção das espiras e a verificação de nenhum estiramento, encurtamento ou reversão das mesmas nas imagens de eletromicrografias analisadas, pode-se observar que não houve nenhuma diferença quanto a este critério em relação ao método utilizado, ao instrumento analisado, à região examinada e ao uso.

5.3. Fratura

Com relação à fratura, verificou-se apenas uma incidência de fratura nos instrumentos endodônticos utilizados no estudo. A fratura ocorreu no instrumento manual S1, junto a sua ponta e durante o quinto uso (Figura 29).

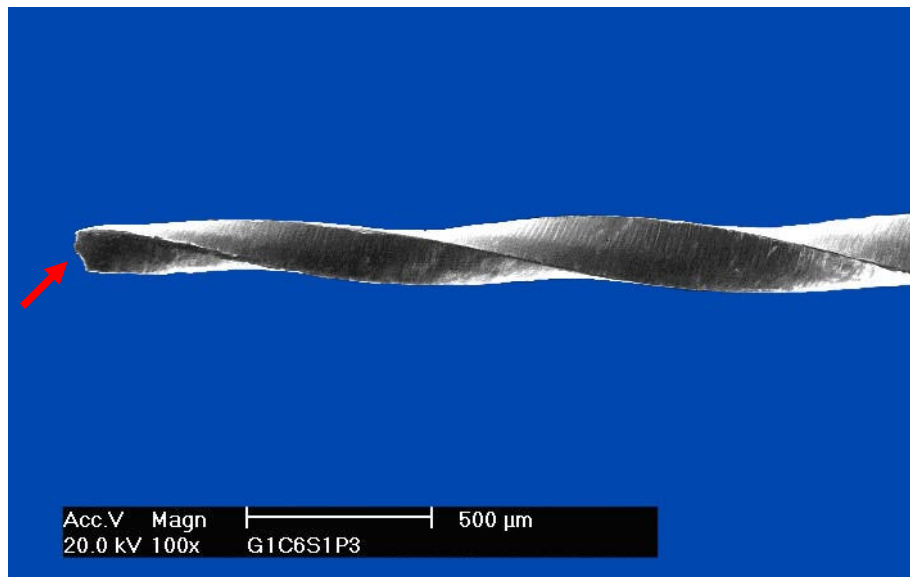


Figura 29 - Imagem de eletromicrografia do instrumento endodôntico manual S1 em que se observa fratura junto à ponta do instrumento durante o quinto uso.

O instrumento endodôntico que sofreu a fratura pertencia à caixa de número 06. Pode-se verificar também que o fragmento fraturado tinha aproximadamente 03 mm de comprimento e estava localizado após a curvatura existente no canal radicular disto-vestibular do dente n°. 27 (Figura 30).

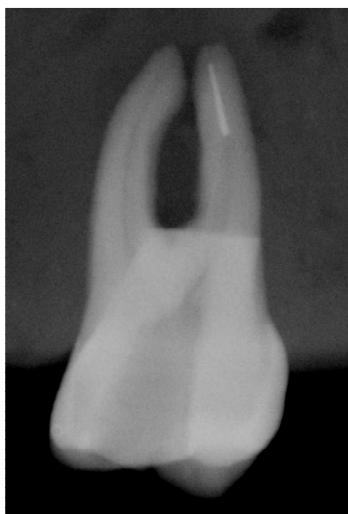


Figura 30 - Imagem radiográfica do instrumento endodôntico fraturado no canal radicular disto-vestibular do dente n°. 27.

Com relação aos dois grupos experimentais, pode-se verificar, através da ANOVA, ao nível de significância de 5%, que não houve diferença estatística significativa quanto à ocorrência de fratura em relação aos dois tipos de instrumento endodôntico analisados e ao uso.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

6.1. Discussão da metodologia empregada

6.1.1. Relacionada aos dentes humanos

Para a realização da parte experimental, optou-se pela utilização de dentes humanos extraídos em relação ao uso de blocos de resina, mesmo em se tratando de um estudo *in vitro*, pois se teve como objetivo principal aproximar-se da realidade clínica no que tange às características anatômicas dos canais radiculares e ao desempenho dos instrumentos endodônticos durante a realização do preparo. A utilização de dentes humanos pode ser vista também em outros estudos como de Peters *et al.* (2003), Ankrum *et al.* (2004), Fife *et al.* (2004) e Guelzow *et al.* (2005).

Embora a literatura mostre alguns trabalhos com uma metodologia altamente viável e confiável com o uso destes blocos de resina, como, por exemplo, nos estudos de Araújo *et al.* (2004) e Shäfer e Vlassis (2004), o seu emprego produz limitações, pois os canais simulados confeccionados ficam absolutamente padronizados, quer na sua curvatura, e quer no seu formato circular ao longo de todo o seu comprimento, o que dificilmente corresponde à anatomia dental, como ressaltaram Veltri *et al.* (2004).

Por outro lado, é relevante destacar que, quando da utilização de dentes extraídos, torna-se impossível, embora se tenham estabelecidos critérios de exclusão, evitar a ocorrência de fatores que possam interferir na padronização da amostra, como é o caso da dureza da dentina.

Além disso, optou-se pela utilização somente dos canais radiculares méso-vestibular e méso-lingual dos primeiros molares inferiores e os canais méso-vestibular e disto-vestibular dos primeiros molares superiores, uma vez que suas características anatômicas, como a curvatura radicular, representam desafios com os quais os profissionais que realizam a endodontia enfrentam no

seu dia-a-dia clínico e também por serem os grupos dentários em que mais se utilizam os sistemas rotatórios.

A utilização indiscriminada de tanto molares inferiores quanto superiores se deveu ao estudo realizado por Berbert e Nishiyama (1994) em que se verificou semelhança entre as raízes mesiais dos molares inferiores e vestibulares dos superiores, o que ressalta a possibilidade da utilização de ambos os tipos de dentes numa mesma metodologia, principalmente em estudos que empregam canais radiculares com curvatura.

A restrição da utilização de somente primeiros molares inferiores cujos canais radiculares mesiais apresentassem trajetória independente em toda a extensão da raiz e de primeiros molares superiores com a ausência do quarto canal, méso-palatino, se deveu ao aproveitamento desses dentes em outro estudo que necessitasse dessas limitações.

Para a medição do grau de curvatura, utilizou-se o método de Schneider (1971) e modificado por Fontanella *et al.* (2004). Para isso, valeu-se do auxílio de um *software*, que permitiu uma maior agilidade e eficiência na obtenção das medidas, pois, se houvesse a necessidade de se desenhar os dentes sobre um papel vegetal e medir com uma régua para ângulo, iria necessitar de mais tempo.

Foram utilizados também dentes que apresentassem comprimento real entre 18 e 23 mm, pois segundo Woelfel (1990) o comprimento médio dos molares é em torno de 20,9 mm.

Os dentes selecionados para o estudo passaram primeiramente pelo processo de limpeza e de esterilização a fim de eliminar o risco de infecções cruzadas.

A autoclavagem foi o método de esterilização escolhido, pois representa um dos meios mais eficazes para tal finalidade (IMPARATO, 2003). A eficácia da autoclavagem de dentes extraídos foi realmente comprovada por Tate e

White (1991), que verificaram que este método esterilizou tanto a superfície externa quanto a interna dos dentes sem causar danos a sua estrutura.

Após a realização da esterilização e antes da inclusão dos dentes na plataforma acrílica, os ápices radiculares, raiz mesial dos molares inferiores e vestibulares dos superiores, foram cobertos com cera utilidade para impedir a entrada de resina acrílica no interior dos canais, quando da inclusão dos mesmos nos blocos de resina, de acordo com outros estudos como Valois e Costa Junior (2003) e Limongi *et al.* (2004).

A inclusão dos dentes em blocos de resina e a amputação prévia da raiz distal nos molares inferiores e palatina nos superiores foram realizadas tendo em vista a metodologia empregada em outro estudo experimental no qual os dentes também foram utilizados.

As coroas dos dentes selecionados não foram removidas, assim como em outros estudos como de Peters *et al.* (2003) e Tasdemir *et al.* (2005), pois se acredita que as interferências produzidas pela coroa dentária e, conseqüentemente, pelo ombro dentinário, possam aproximar os achados neste estudo a uma situação mais real possível.

Todos os canais radiculares dos dentes utilizados no estudo foram divididos de forma randomizada nos dois grupos experimentais a fim de distribuir em condições de igualdade as variáveis que poderiam influenciar no resultado, tais como o vício de seleção da amostra e o método de instrumentação utilizado para o preparo dos canais.

6.1.2. Relacionada aos instrumentos endodônticos

Apesar da grande variedade de instrumentos rotatórios existentes no mercado, possíveis de serem utilizados no preparo de canais radiculares, foram escolhidos, para este estudo, os instrumentos endodônticos *ProTaper*. A justificativa para essa escolha ocorreu por ser um dos sistemas mecanizados já consagrados na endodontia.

Já com relação à utilização do sistema *ProTaper* manual, deveu-se ao fato de ser um material novo, recém lançado no mercado odontológico, e também por apresentar as mesmas características morfológicas do *ProTaper* rotatório. Além disso, é um sistema que, por ser novo entre os materiais endodônticos disponíveis, não apresenta muitos estudos que tenham analisado as suas características e, principalmente, o seu comportamento na realização do preparo de canais radiculares.

Antes e após o uso dos instrumentos endodônticos, manual e rotatório, do sistema *ProTaper*, eles foram submetidos a um protocolo de limpeza e de esterilização simulando as condições ou etapas clínicas ideais quando da sua utilização.

Antes do seu uso, os instrumentos novos, quando removidos de suas embalagens originais, passaram pelo processo de limpeza e de esterilização, pois, segundo alguns autores, como Tanomaru Filho *et al.* (2001), O'Hoy *et al.* (2003) e Filippini e Oliveira (2004), esses materiais apresentam resíduos e podem até mesmo estarem contaminados em decorrência do processo de fabricação.

Os instrumentos endodônticos então passaram pelo protocolo de limpeza com a associação do ultra-som à escovação por ser esse o método que melhor teve a capacidade de remoção da sujidade junto à parte ativa dos instrumentos segundo Queiróz em 2001. Levando em consideração, é claro, que inúmeros estudos como o de Filippini e Oliveira (2004), Pagliarin (2005) e Viégas (2005) demonstraram que até o momento nenhuma técnica de limpeza é capaz de promover instrumentos completamente livres de resíduos.

Com relação à etapa de ultra-sonificação dos instrumentos endodônticos, empregou-se um período de 20 minutos de acordo com as características da cuba ultra-sônica utilizada. Alguns estudos como de Tanomaru Filho *et al.* (2001) e Borges *et al.* (2002) empregaram um tempo de 15 minutos e obtiveram resultados satisfatórios. Já a frequência foi de 40 KHz em concordância com Bentley (1994) que preconizou o uso dessa unidade entre 35 a 80 KHz.

Ainda como vantagem da utilização da cuba de ultra-som, Haïkel *et al.* (1997) comprovaram a sua inocuidade sobre as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos, ou seja, não causa nenhum dano sobre a parte ativa dos mesmos.

Para Walmsley e Williams (1991), é lícito também afirmar que os banhos de ultra-som são efetivos porque a alta densidade de energia dentro do líquido gera uma vigorosa atividade cavitacional associada a forças de microcorrente acústicas e produção de jateamento do líquido. Os efeitos destas forças físicas podem ser aumentados com a inclusão de um detergente que ocasiona a diminuição da tensão superficial.

Frente a isso, foi utilizado, durante a ultra-sonificação, o detergente Descrost segundo as instruções do fabricante. A sua escolha ocorreu em virtude de sua utilização na Central de Esterilização do Curso de Odontologia da ULBRA.

Após a ultra-sonificação, seguiu-se a escovação manual dos instrumentos endodônticos de acordo com Figueiredo *et al.* (1997) e Chiesa (2003), promovendo assim uma maior remoção de resíduos aderidos junto à parte ativa desses instrumentos, o que poderia dificultar a análise das imagens de eletromicrografias realizadas.

Optou-se para isso a utilização do sabão líquido para a realização da escovação manual, uma vez que o sabão sólido forma depósitos insolúveis sobre a parte ativa dos instrumentos endodônticos segundo Samaranayake *et al.* (1993).

Após a escovação dos instrumentos em água corrente, os mesmos foram secos em uma estufa e não foi utilizado outro método para a secagem a fim de evitar a aderência de resíduos sobre as suas espiras o que poderia dificultar a análise em MEV. O tempo de permanência dos instrumentos endodônticos na estufa seguiu o recomendado por Estrela e Estrela, em 2004, sendo de cinco minutos numa temperatura constante de 60°C, onde não se constatou nenhum dano junto à parte ativa dos instrumentos.

Em seguida, os instrumentos endodônticos foram embalados conforme o método de esterilização empregado segundo o Ministério da Saúde (BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000). No caso do uso da autoclave, os instrumentos devem ser embalados com papel permeável, grau cirúrgico ou papel crepado ou, ainda, inseridos em dispositivos próprios.

Foram realizadas embalagens individuais nos instrumentos devido ao estudo de Guandalini *et al.* (1997) em que se constatou esta necessidade a fim de evitar a formação de correntes galvânicas que favorecem a perda do corte e alteração da tempera do aço quando embalados juntos, evitando assim uma possível influência junto ao resultado do estudo.

É pertinente ressaltar também que, após limpos e embalados, os instrumentos endodônticos foram esterilizados em uma autoclave, visto ser esse um dos meios mais seguros de destruição de todos os tipos de microorganismos e o mais aconselhado antes da utilização em pacientes, como pode ser comprovado no estudo de Viegas em 2005.

6.1.3. Relacionada ao preparo do canal radicular

As etapas de exploração, de odontometria e de esvaziamento dos canais radiculares utilizados nos dois grupos experimentais procederam-se com o instrumento endodôntico tipo K n°. 10 de forma manual. É de ressaltar também que, no grupo B o qual utilizou o sistema rotatório, estas etapas foram realizadas manualmente, pois, segundo Sydney e Mello (1998), o instrumento manual realiza um mapeamento do canal radicular e determina um corredor a ser percorrido pelos instrumentos endodônticos rotatórios.

Quanto à obtenção do comprimento de trabalho, é importante salientar que, após a visualização do instrumento tipo K n°. 10 justaposto à saída foraminial, subtraiu-se desta medida 1 mm, para que se obtivesse o comprimento de trabalho. Esse valor de 1 mm está de acordo com Kuttler que, em 1955, verificou que a junção cimento-dentina-canal (CDC) está em média de 1 a 2 mm

do vértice radiográfico, além de ser o comprimento utilizado por outros pesquisadores tais como Bergmans *et al.* (2003) e Tasdemir *et al.* (2005).

Durante a etapa do preparo dos canais radiculares, o bloco de resina acrílica que continha o dente em seu interior foi preso nas garras de uma mor-sa com a face vestibular voltada para a direita do operador, de forma que o mesmo soubesse a direção da curvatura radicular e de inserção dos instrumen-tos, facilitando assim a manobra de instrumentação dos canais.

O preparo dos canais radiculares foi realizado por um único operador, como pode ser visto também nos estudos de Troian *et al.* (2006), Becker (2007) e Wolle (2007), a fim de padronização e de evitar a ocorrência de viés com relação a uma possível influência do operador nos resultados.

Com relação ao número de canais a serem preparados, tomou-se o cui-dado da realização da instrumentação de apenas 10 por turno, todas pelo turno da manhã, para assim não haver a interferência do cansaço do operador.

A técnica de preparo dos canais radiculares utilizada nos dois grupos experimentais seguiu a seqüência recomendada pelo fabricante, *Dentsply Mail-lefer*. É claro também de grande importância ressaltar os resultados obtidos nos estudos de Wu *et al.* (2002) e Vanni *et al.* (2005) em que verificaram a ne-cessidade de uma dilatação maior junto à região apical do canal até um instru-mento de calibre n°. 35 para assim promover a desinfecção necessária. Mas, pelo objetivo deste estudo em se restringir a análise somente dos instrumentos endodônticos S1 e F1, acredita-se que a não utilização dos instrumentos F2 e F3 no comprimento de trabalho não tenha influenciado nos resultados, pois o S1 e o F1 são usados anteriormente a estes.

Já os instrumentos endodônticos *Finishing Files* n°. 04 (F4 – dois anéis amarelos) e n°. 05 (F5 – dois anéis pretos) também não foram utilizados no estudo, pois surgiram no mercado durante o andamento da parte experimental, o que inviabilizou as suas inclusões.

Quanto ao número de usos dos instrumentos (SX, S1, S2, F1, F2 e F3), no preparo dos canais radiculares, o mesmo está de acordo com os estudos de Veltri *et al.* (2004), Becker (2007) e Wolle (2007), que utilizaram os instrumentos *ProTaper* por cinco vezes. Assim, objetivou-se uma prática controlada e segura de instrumentação, com uma rigorosa atenção aos requisitos descritos pelos fabricantes, no momento da instrumentação.

Um destes requisitos orientados pelo fabricante foi a utilização do motor elétrico no grupo B a uma velocidade de 300 rpm com um torque de 2 N.cm.

Durante o preparo dos canais radiculares foi utilizada a solução de hipoclorito de sódio a 1% por ser essa universalmente empregada como irrigante. Quanto ao volume utilizado de 2 ml de solução entre cada uso dos instrumentos, está de acordo com os estudos de Soares e Goldberg (2001), Bergmans *et al.* (2002) e Limongi (2005), pois se acredita ser este volume eficaz na limpeza e lubrificação das paredes do canal. Além disso, tomou-se o cuidado de calibrar a agulha de irrigação com um cursor de silicone a um limite de 3 mm aquém do comprimento de trabalho, conforme já descrito em 1989 por Solbo *et al.*

Ocorreu, também, a preocupação de se promover a limpeza dos instrumentos endodônticos durante o preparo químico-mecânico através de uma espuma de poliuretano de densidade 38 Kg/m³, evitando assim que o material orgânico e inorgânico aderido às espiras dos instrumentos entre no canal radicular (SOUSA; BRAMANTE, 1996; TARTAROTTI; OLIVEIRA, 2004).

A escolha pela utilização desta espuma baseou-se no estudo de Tartarotti e Oliveira (2004) que avaliaram diferentes densidades de espuma de poliuretano para uso no transoperatório, obtendo melhores resultados com a densidade 38 Kg/m³, embora não tenha ocorrido diferença estatística significativa entre as demais densidades testadas (14, 23 e 33 Kg/m³).

Para o umedecimento desta espuma, optou-se também pela solução de hipoclorito de sódio a 1% por ser a mesma solução utilizada na prática clínica para a irrigação dos canais radiculares.

6.1.4. Relacionada ao método de avaliação

A amostra deste estudo foi de 120 instrumentos endodônticos, sendo 40 desses destinados ao exame em MEV. Tal amostra foi escolhida de forma a existirem 10 instrumentos, S1 e F1, para cada um dos dois grupos experimentais, permitindo, assim, a realização de um estudo alicerçado em estatística confiável.

Só para exemplificar: um outro estudo que utilizou um “n” de 10, no qual se analisou também em MEV a ocorrência de alterações morfológicas junto à parte ativa dos instrumentos e que obteve resultados significativos, foi de Troian *et al.* (2006).

Com relação à análise em MEV, deu-se devido ao fato de ela propiciar uma imagem de alta precisão e veracidade, sendo um método já consagrado e empregado por diversos autores como Tanomaru Filho *et al.* (2001), Oliveira *et al.* (2001), Queiróz (2001), Filippini e Oliveira (2004), Tartarotti e Oliveira (2004), Troian *et al.* (2006), Becker (2007) e Wolle (2007).

Já os instrumentos endodônticos analisados em MEV, foram os instrumentos S1 e F1, pois são utilizados em momentos distintos durante a realização do preparo do canal radicular. O instrumento endodôntico S1 é o primeiro a ser trabalhado no comprimento de trabalho e o qual sofre todas as intercorrências iniciais do preparo. Da mesma forma que o instrumento F1, que também atua no comprimento de trabalho, mas é utilizado após todos os instrumentos endodônticos de preparo já terem sido trabalhados. É o primeiro instrumento, denominado instrumento endodôntico de acabamento, a ser utilizado dentro do canal.

Para isso, esses instrumentos foram analisados em MEV com aumento de 100X, pois essa foi a orientação do Centro de Microscopia Eletrônica e Microanálise, além de ser o aumento utilizado por outros estudos como o de Troian *et al.* (2006), Becker (2007) e Wolle (2007). Nesse aumento, ocorre maior nitidez da imagem sem haver uma diminuição considerável do campo visual da mesma. Além disso, a literatura refere também aumentos variando de 45X a 500X para avaliação em MEV, como pode ser visto nos estudos de Oliveira *et al.* (2001), Queiróz (2001) e Tanomaru Filho *et al.* (2001).

Com relação às regiões do instrumento endodôntico a serem analisadas, definiu-se em serem essas a sua ponta e a 5 mm da mesma. A ponta por ser a região mais crítica do instrumento, uma vez que, além da pressão na progressão da técnica endodôntica a ser exercida com ela e de ser a parte de maior risco para a ocorrência de acidentes, é a primeira a entrar em contato com as paredes do sistema de canais radiculares. A literatura refere alguns trabalhos que avaliaram em MEV essa porção do instrumento, como é o caso dos estudos de Sousa e Bramante (1996), Carmo (1996), Oliveira *et al.* (2001) e Queiróz (2001).

Já com relação à escolha da região a 5 mm da ponta, deu-se devido ser esta localizada normalmente junto à zona de curvatura do canal radicular de um molar. E também por ser a região em que o instrumento sofre a maior carga de tração e compressão quando trabalhado dentro de um canal curvo. Alguns estudos analisaram em MEV esta região, como é o caso de Becker (2007) e Wolle (2007).

As imagens de eletromicrografias obtidas em MEV foram analisadas por dois examinadores. Os examinadores receberam em um arquivo digital todas as imagens para serem analisadas. Outro estudo que realizou o mesmo método de avaliação foi o de Troian *et al.* (2006).

Em relação aos dois critérios a serem analisados pelos examinadores, perda de metal e distorção das espiras, a classificação dos escores atribuídos

nesses critérios se deu a exemplo de outros trabalhos, como é o caso dos estudos da Troian *et al.* (2006) e Becker (2007), mas com algumas alterações.

6.2. Discussão dos resultados

Sem sombra de dúvidas, uma das grandes preocupações por parte do endodontista, com relação à utilização dos instrumentos endodônticos de NiTi no preparo de canais radiculares, é o número de vezes no qual podemos usar estes sistemas de forma segura sem correremos o risco de fraturar.

Devido às características, de maior flexibilidade e de capacidade de memória elástica apresentadas pelos instrumentos endodônticos de NiTi, fica praticamente inviável detectar ou visualizar alterações morfológicas que possam surgir junto à parte ativa do instrumento após a realização de um tratamento endodôntico.

Inúmeros estudos como o de Troian *et al.* (2006) e Becker (2007) foram e continuam sendo realizados com o objetivo de avaliar a ocorrência destas alterações de acordo com o número de usos.

Neste nosso estudo, especificamente falando, podemos verificar, através dos resultados obtidos, que, quanto ao critério de perda de metal, houve um maior índice de perda depois do primeiro uso em relação à análise feita após o último uso (5º uso). Isso se deve, segundo Schäfer e Vlassis (2004), à possibilidade de que, cada vez que o instrumento endodôntico é levado a trabalhar em contato com as paredes do canal radicular, ocorre uma nova usinagem do instrumento, através do desgaste dos seus ângulos de corte. Isso faz com que os defeitos de superfície, como as áreas de perda de metal, desapareçam de um uso para outro, como se pode verificar neste estudo no qual a última análise em MEV foi feita após ter sido realizado o preparo de quatro canais, posteriormente ao primeiro uso.

Contrariamente à afirmação de Lopes e Siqueira Junior (2004), em que normalmente os instrumentos endodônticos podem apresentar defeitos, oriun-

dos do método de fabricação, antes de serem utilizados, o nosso estudo verificou nenhuma perda de metal junto aos instrumentos (S1 e F1) antes do primeiro uso. Resultado este que vai ao encontro da análise feita com instrumentos do mesmo sistema por Becker em 2007. Isto pode ser devido aos instrumentos endodônticos *ProTaper* serem eletro-polidos, o que garante uma superfície mais lisa.

Com relação à ocorrência de um maior índice de perda de metal nos instrumentos *ProTaper* rotatórios em relação ao manuais, pode-se justificar devido ao modo de ação desse tipo de instrumento endodôntico, o qual gira a uma velocidade constante dentro de um canal radicular, promovendo assim uma menor sensibilidade tátil por parte do operador e uma maior dificuldade para se controlar a execução do preparo com este método de instrumentação, principalmente em canais atrésicos e curvos.

Tratando-se da região analisada, em que verificou-se maior índice de perda de metal na ponta do instrumento em relação a região a 5 mm da extremidade, pode-se justificar devido a ponta do instrumento ser a primeira porção da parte ativa do mesmo a entrar no interior do canal radicular e a sofrer todas as intercorrências iniciais existentes.

Já com relação ao critério de distorção das espiras, não se verificou nenhuma deformação no estudo. A ausência de estiramento ou encurtamento das espiras também foi verificada nos estudos de Yared e Sleiman (2002) com os instrumentos *Profile* de taper.06 e Wolle (2007) com o sistema *ProTaper*. Resultados esses diferentemente do encontrado no estudo de Becker em 2007 em que se observou a presença de distorção junto ao instrumento *ProTaper* SX após o primeiro uso em canais simulados.

Segundo Sattapan *et al.* (2000), as deformações nos instrumentos endodônticos rotatórios dependem muito mais do modo como os instrumentos são utilizados do que do número de usos nos quais estes são empregados.

Especificamente falando dos instrumentos *ProTaper* com relação aos outros sistemas rotatórios, podemos verificar, através de Ankrum *et al.* (2004), que os instrumentos endodônticos *ProTaper* apresentam um baixo índice de distorção (2,4%) em relação aos outros sistemas analisados: *Profile* (15,3%) e *K3* (8,3%). Da mesma forma que Shen *et al.* (2006), também verificaram que os instrumentos *ProTaper* apresentam um baixo índice de deformação (0,3%) em relação ao sistema *Profile* (5%). Logo, podemos observar que os instrumentos endodônticos *ProTaper* apresentam um menor risco de deformações em relação aos outros sistemas rotatórios, não desconsiderando é claro a influência do operador, da anatomia do canal radicular e de outros fatores frente a ocorrência de distorções.

Mas para o endodontista, mesmo com o risco de acontecer alguma deformação ou perda de metal junto à parte ativa do instrumento durante a realização de um preparo endodôntico, a preocupação maior continua sendo a ocorrência da fratura.

Neste estudo, podemos verificar apenas uma fratura (1,2%), o que de alguma forma é um dado relevante, pois, em outros trabalhos e em outras condições experimentais, observamos uma grande variedade de índices de fratura com os instrumentos endodônticos *ProTaper*: 2,4% de fraturas (WOLCOTT *et al.*, 2006) e 14% de fraturas (CHEUNG *et al.*, 2007). O alto índice de fratura verificado no estudo de Cheung *et al.* (2007) pode se justificar por ser um estudo clínico realizado em pacientes, diferentemente do nosso estudo e de Wolcott *et al.* (2007) que foi *in vitro*.

O baixo índice de fratura encontrado neste estudo vai de encontro ao que Ankrum *et al.* (2004) e Shen *et al.* (2006) disseram. Segundo esses pesquisadores, os instrumentos *ProTaper* apresentam um alto índice de fratura embora a incidência de deformações seja baixa.

A fratura que ocorreu neste estudo foi do tipo flexural, pois não houve presença de estiramento ou encurtamento junto à parte ativa do instrumento endodôntico. Segundo Pruett *et al.* (1997), os instrumentos podem fraturar sem

ter uma evidência prévia de deformação plástica. O que faz com que o nosso resultado, embora tenha apresentado apenas uma fratura, respalde a assertiva encontrada por Cheung *et al.* (2005), em que 89% das fraturas foram flexurais junto aos instrumentos endodônticos *ProTaper*, e por Shen *et al.* (2006), no qual 95,5% das fraturas ocorridas nos instrumentos *ProTaper* foram resultantes da fadiga cíclica flexural e não de origem torsional.

Além disso, o instrumento endodôntico que fraturou foi o S1, o que vai ao encontro do estudo de Yared *et al.* (2003), em que se verificou que o instrumento S1 apresentou mais fraturas que os outros instrumentos endodônticos utilizados, e ao estudo de Shen *et al.* (2006), em que 62% das fraturas ocorridas foram com esse tipo de instrumento. O alto índice de fratura com este instrumento (S1) pode ser justificado devido ao pequeno diâmetro apresentado junto à sua ponta (0,185 mm), por ser o primeiro instrumento endodôntico do sistema *ProTaper* a trabalhar frente as resistências dentinárias que possa haver no interior de um canal radicular e também por atuar duas vezes durante a realização do preparo, diferentemente dos outros instrumentos utilizados (SX, S2, F1, F2 e F3). Por outro lado, resultado este encontrado em nosso estudo que diverge do observado no trabalho de Gênova *et al.* (2004), em que das doze fraturas ocorridas em canais simulados com instrumentos *ProTaper*, 04 foram com os *Shaping Files* e 08 com os *Finishing Files*.

Acredita-se que o motivo da fratura ter ocorrido com o instrumento endodôntico manual em relação ao rotatório foi devido à dificuldade na execução da cinemática de instrumentação recomendada pelo fabricante, pois a característica morfológica de multi-conicidade do instrumento *ProTaper* impedia o seu avanço ao longo do canal radicular de forma livre, aumentando assim o tempo de trabalho para a conclusão do preparo do canal radicular em relação ao tempo de instrumentação necessário com o método rotatório, necessitando em algumas situações a reutilização de instrumentos previamente utilizados.

A fratura ocorreu no terço apical e após a curvatura existente no canal radicular, semelhante aos estudos de Zelada *et al.* (2002), Martin *et al.* (2003),

Gênova *et al.* (2004), Ankrum *et al.* (2004), Di Fiore *et al.* (2006ab) e Iqbal *et al.* (2006).

O fragmento fraturado tem aproximadamente 3 mm de comprimento, estando dessa forma na variação entre 3 a 5 mm encontrada nas fraturas ocorridas nos estudos de Pruett *et al.* (1997), Gabel *et al.* (1999), Daugherty *et al.* (2001), Carmo *et al.* (2002), Fife *et al.* (2004), Peng *et al.* (2005) e Viana *et al.* (2006).

Com relação ao momento no qual ocorreu a fratura, que foi durante o último uso, podemos verificar semelhança junto aos estudos de Wolcott *et al.* (2006), em que a maioria das fraturas ocorreram no quinto uso, e Becker (2007), o que pode nos denotar uma maior segurança na utilização dos instrumentos do sistema *ProTaper* até o quinto uso.

Portanto, frente a possíveis alterações morfológicas as quais o instrumento endodôntico pode vir a sofrer durante a realização do preparo do canal radicular e a dificuldade de se estabelecer um número limite de usos para os diferentes sistemas rotatórios, este estudo não põe fim a esta discussão, mas possibilita a realização de novas pesquisas em que se avaliem as peculiaridades de cada sistema frente a diferentes variações clínicas, buscando uma maior longevidade para estes instrumentos durante a realização do tratamento endodôntico.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada e com base nos resultados obtidos neste estudo ao nível estatístico de 5%, é lícito concluir que:

1. O método de instrumentação, manual ou rotatório, não apresentou diferença estatística significativa em relação à ocorrência de alterações morfológicas junto a ponta e a 5 mm da mesma nos instrumentos endodônticos *ProTaper* S1 e F1.
2. O instrumento endodôntico rotatório *ProTaper* F1 apresentou maior índice de perda de metal em relação aos outros instrumentos testados, embora não se tenha verificado diferença estatística significativa.
3. Após o primeiro uso dos instrumentos endodônticos se observou uma maior perda de metal em relação aos outros dois momentos da análise em MEV (antes do primeiro uso e após o último uso), embora não se tenha verificado diferença estatística significativa.
4. Na ponta do instrumento endodôntico se verificou maior perda de metal em relação à região localizada a 5 mm da ponta, embora não haja diferença estatística significativa.
5. Com relação ao critério de distorção das espiras nos instrumentos endodônticos *ProTaper* S1 e F1 não se verificou nenhuma alteração durante os cinco usos.

REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS

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

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

Araújo SV, Ruback DA, Campos CN. Estudo comparativo entre três sistemas motorizados de instrumentação de canais radiculares. *Braz Oral Res. São Paulo – SBPqO. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo*, v. 18. suplemento 2004.

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

Barbakow F, Lutz F. The Lightspeed preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J*. 1997 Jan;30(1):46-50.

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

Becker AN. Efeito da implantação de íons de nitrogênio em instrumentos rotatórios de níquel titânio submetidos ao uso em canais simulados. [Dissertação]. Canoas: Faculdade de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil; 2007.

Bentley EM. The value of ultrasonic cleaners in dental practice. *Braz Dent J*. 1994 Jul;177(2):53-6.

Berbert A, Nishiyama CK. Curvaturas Radiculares: Uma nova metodologia para a mensuração e localização. *RGO*. 1994 Nov/Dez;42(6):356-8.

Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2003 Apr;36(4):288-95.

Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Smooth flexible versus active tapered shaft design using Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*. 2002 Oct;35(10):820-8.

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

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

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

Borges PCN, Schneider TK, Limongi O, Oliveira EPM. Análise comparativa, in vitro, da atuação da instrumentação automatizada rotatória contínua e alternada nas paredes do canal radicular. *JBE*. 2002;3(9):133-7.

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

Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod*. 2003 Sep;29(9):567-75.

Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Políticas de Saúde, Coordenação Nacional de DST e AIDS. Controle de infecções e a prática odontológica em tempos de AIDS; manual de condutas. Brasília; 2000.

Campbell MJ, Machin D. *Medical Statistic: a commonsense approach*. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons; 1993. 56p.

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

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

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

Carmo AMR. Estudo comparativo de diferentes métodos de limpeza de limas endodônticas sob microscopia eletrônica de varredura. [Dissertação]. Rio de Janeiro: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro; 1996.

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

Cheung GSP, 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 Mar;40(3):169-78.

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

Chiesa WMM. Análise quantitativa da sujidade de limas endodônticas de níquel-titânio movidas a motor, com variação do tempo de uso e após limpeza e esterilização. [Dissertação]. Campinas: Faculdade de Odontologia da São Leopoldo Mandic; 2003.

Chilton NW. Design and analysis in dental and oral research. 2nd ed. New York: Praeger Publishers; 1982. 06p, 354p.

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

Clem WH. Endodontics: the adolescent patient. *Dent Clin North Am*. 1969 Apr;13(2):482-93.

Craveiro de Melo MC, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002 Nov;28(11):765-9.

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

De Deus QD. Endodontia. 5th ed. Rio de Janeiro: MEDSI; 1992.

Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1986 Feb;61(2):192-6.

Di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Dasanayake AP, Lin L. Fracture of Profile nickel-titanium rotary instruments: a laboratory simulation assessment. *Int Endod J*. 2006a Jun;39(6):502-9.

Di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L. Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J*. 2006b Sep;39(9):700-8.

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

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

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

Estrela C, Figueiredo JAP. Endodontia: Princípios biológicos e mecânicos. 2nd ed. São Paulo: Artes Médicas; 2001. 819p.

Estrela CRA, Estrela C. Controle de infecção em Endodontia. 1rd ed. São Paulo: Artes Médicas; 2004.

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

Figueiredo JAP, *et al.* Eficácia das técnicas de limpeza de instrumentais endodônticos retentivos. Rev Paraense Odontol. 1997 Jul/Dez;2(2):1-14.

Filippini HF, Oliveira EPM. Avaliação microbiológica e das condições de limpeza de limas endodônticas novas, tipo K, de diferentes marcas comerciais. Rev Fac Odontol UFRGS. 2004 Jul;45(1):18-22.

Fontanella VR, Rahde NM, Figueiredo JAP. Avaliação de um método para a obtenção de medidas digitais de curvaturas radiculares em radiografias periapicais. Rev ABRO. 2004;5(Supl.):45.

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

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

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

Gênova APS, Santos Antônio MP, Davidowicz H, Moura AAM. Avaliação do índice de fraturas das limas ProTaper® em canais simulados. Rev Inst Ciênc Saúde. 2004 Jan/Mar;22(1):51-4.

Gentil V. Corrosão. 2nd ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1987.

Gluskin AH, Brown DC, Buchanan LS. A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. Int Endod J. 2001 Sep;34(6):476-84.

Goldberg F, Frajlich SR. ProTaper: nueva alternativa para la instrumentación mecanizada. Rev Asoc Odontol Argent. 2001 Jul/Ago;89(4):377-9.

Guandalini, *et al.* Como controlar a infecção na odontologia. São Paulo: São Paulo; 1997. 88p.

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

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

Haïkel Y, Serfaty R, Bleicher P, Lwin TT, Allemann C. Effets of cleaning, chemical disinfection, and sterilization procedures on the mechanical properties of endodontic instruments. J Endod. 1997 Jan;23(1):15-8.

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

Hänni S, Schönenberger K, Peters OA, Barbakow F. Teaching an engine-driven preparation technique to undergraduates: initial observations. Int Endod J. 2003 Jul;36(7):476-82.

Hartmann MSM. Análise comparativa, *in vitro*, do preparo do canal radicular realizado por diferentes técnicas, através de tomografia computadorizada. [Dissertação]. Canoas: Faculdade de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil; 2006.

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

Imparato JCP, *et al.* Banco de Dentes Humanos. 1rd ed. Curitiba: Editora Maio; 2003. 115-129p.

Ingle J. The need for endodontic instrument standardization. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1955 Nov;8(11):1211-3.

Ingle J, Levine M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filling materials. In: Grossman L, ed. Transactions of the second international conference on endodontics. Philadelphia: University of Pennsylvania Press, 1958;234:123-42.

Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. J Endod. 2006 Nov;32(11):1048-52.

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

Kuttler Y. Microcaophic investigation of root apex. J Amer Dent Assoc. 1955;50(1):38-50.

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

Limongi O. Análise comparativa, in vitro, por meio da tomografia computadorizada, do desgaste promovido nas paredes do canal radicular, empregando-se as técnicas manual e automatizada de movimento oscilatório e giro contínuo. [Tese]. Camaragibe: Faculdade de Odontologia da Universidade de Pernambuco; 2005.

Limongi O, Klymus AO, Baratto Filho F, Vanni JR, Travassos R. In vitro evaluation of the presence of apical deviation with employment of automated handpieces with continuous for root canal preparation. J Appl Oral Sci. 2004 Jul/Sep;12(3):195-9.

Lopes HP, Elias CN. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. Rev Bras Odontol. 2001 Mai/Jun;58(3):207-10.

Lopes HP, Elias CN, Costa AS. Corrosão em limas endodônticas de aço inoxidável. Rev Bras Odontol. 1994; 51(1):26-8.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira Junior JF. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos. Rev Paul Odontol. 2000a Jul/Ago;22(4):4-9.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira Junior JF, Araújo Filho WR. Fratura por torção de limas de aço inoxidável e de níquel-titânio. Rev Paul Odontol. 2001 Mar/Abr;23(2):8-12.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira Junior JF, Estrela C. Considerações sobre a conicidade e o diâmetro das limas endodônticas. Rev Paul Odontol. 1998; 20(2):8-14.

Lopes HP, *et al.* Fratura por torção das limas endodônticas de aço inoxidável. Rev Bras Odontol. 2000b;57:142-6.

Lopes HP, Siqueira Junior JF. Endodontia: Biologia e Técnica. 2nd ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A.; 2004.

Machtou P, Webber J. ProTaper Endodontics: "has never been easier". Dynamics. 2001 Oct;2:4-5.

Marshall FJ, Pappin JA. A crown-down pressureless preparation root canal enlargement technique. Oregon Health Sciences University. Portland. Oregon, 1980.

Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, *et al.* Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. 2003 Apr;36(4):262-6.

Martin D, Amor J, Machtou P. Mechanized endodontics: the protaper system, principles and clinical protocol. *Rev Odontoestomatol*. 2002;31(1):33-42.

Matheus TCU, Albuquerque DS, Lopes HP, Elias CN, Carmo AMR, Moreira E JL. Fratura por torção de instrumentos de níquel-titânio, K3 Endo e Profile. *Rev Bras Odontol*. 2003 Mai/Jun;60(3):202-4.

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

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

Moreira E JL, Lopes HP, Elias CN, Fidel RAS. Fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos de NiTi. *Rev Bras Odontol*. 2002 Nov/Dez;59(6):412-4.

Namazikhah MS, Mokhlis HR, Alasmakh K. Comparison between a hand stainless-steel K file and a rotary NiTi 0.04 taper. *J Calif Dent Assoc*. 2000 Jun;28(6):421-6.

Nóvoa XR, Martin-Biedma B, Varela-Patiño P, Collazo A, Macías-Luaces A, Cantatore G, *et al*. The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite. *Int Endod J*. 2007 Jan;40(1):36-44.

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

Oliveira EPM, Barletta FB, Limongi O, Só MVR, Queiróz MLP. Avaliação comparativa das condições de limpeza de limas endodônticas – análise pela microscopia eletrônica de varredura. *J Am Dent Assoc*. 2001 Jul/Ago;4(4):251-4.

Pagliarin CML. Análise entre diferentes métodos de limpeza de limas endodônticas no trans e pós-operatório. [Dissertação]. Canoas: Faculdade de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil; 2005.

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

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

Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J*. 2003 Feb;36(2):86-92.

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

Queiróz, MLP. Avaliação comparativa da eficácia de diferentes técnicas empregadas na limpeza de limas endodônticas. [Dissertação]. Canoas: Faculdade de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil; 2001.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Guido G. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999 Sep;88(3):343-7.

Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GHR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2002 Jul; 28(7):543-5.

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

Samaranayake LP, Scheutz F, Cottone JA. Princípios de esterilização e desinfecção. In: Controle da infecção para a equipe odontológica. São Paulo: Santos; 1993. 67-93p.

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

Saunders EM. Hand instrumentation in root canal preparation. *Endodontic Topics*. 2005 Mar;10(1):163-167.

Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974 Apr;18(2):269-96.

Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1971 Aug;32(2):271-5.

Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel titanium instruments applications in endodontics. Chap. 5. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica Inc.; 1995.

Seto BG, Nicholls JI, Harrington GW. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J Endod*. 1990 Aug;16(8):355-60.

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

Shen Y, Bian Z, Cheung GS, Peng B. Analysis of defects in ProTaper hand-operated instruments after clinical use. *J Endod*. 2007 Mar;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 Jan;32(1):61-5.

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

Snedecor GW, Cochran WG. *Statistical Methods*. 7th ed. Ames: Iowa State University Press; 1980. 204-6p.

Soares IJ, Goldberg F. *Endodontia. Técnica e Fundamentos*. 1rd ed. São Paulo: Artmed; 2001.

Solbo LJ, Pesce HF, Bombana AC. Determination of the apical limits of instrumentation by subtraction using the paralleling radiographic technic. (Study contribution). *Rev Faculdade Odontol FZL*. 1989 Jan/Jun;1(1):29-38.

Sonntag D, Delschen S, Stachniss V. Root-canal shaping with manual and rotary Ni-Ti files performed by students. *Int Endod J*. 2003a Nov;36(11):715-23.

Sonntag D, Guntermann A, Kim SK, Stachniss V. Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students. *Int Endod J*. 2003b Apr;36(4):246-55.

Sousa SMG, Bramante CM. Análise comparativa de quatro métodos de limpeza de limas endodônticas durante o transoperatório: estudo pela microscopia eletrônica de varredura. *Rev ABO Nac*. 1996 Jun/Jul;4(6):166-71.

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

Szasz M. ProTaper for Hand Use – The experience of a GDP. Dentsply United Kingdom, 2005. Disponível em <http://www.dentsply.co.uk/articles/article018.html>. Acesso em: 18 jun. 2006.

Sydney GB. Como preparar o canal radicular com rapidez e eficiência. In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. *Endodontia: trauma*. 1rd ed. São Paulo: Artes Médicas; 2002. 476p.

Sydney GB, Mello LL. Novas técnicas de instrumentação endodôntica: manual e mecânica. In: Gonçalves EAN, Fellr C. *Atualização na clínica odontológica*. São Paulo: Artes Médicas; 1998. 167-99p.

Tanomaru Filho M, Leonardo MR, Bonifácio KC, Dametto FR, Silva AB. The use of ultrasound for cleaning the surface of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. 2001 Dec;34(8):581-5.

Tartarotti E, Oliveira EPM. Influência da densidade da espuma de poliuretano na capacidade de limpeza de limas endodônticas durante o preparo químico-mecânico dos canais radiculares. *Rev ABO Nac*. 2004 Ago/Set;12(4):221-6.

Tasdemir T, Aydemir H, Inan U, Unal O. Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. *Int Endod J*. 2005 Jun;38(6): 402-8.

Tate WH, White RR. Disinfection of human teeth for educational purposes. J Dent Educ. 1991 Sep;55(9):583-5.

Tompson P. Hand preparation is not dead! Dentsply United Kingdom, 2005. Disponível em <http://www.dentsply.co.uk/articles/article025.html>. Acesso em: 18 jun. 2006.

Tongbaiyai C, Torabinejad M. The durability of .04 taper rotary files after simulated clinical usage. J Endod. 1999 Apr;25(4):202

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 Oct;102(4):106-14.

Troian CH. Análise, em MEV, de deformação e fratura de instrumentos endodônticos Race e K3, considerando o número de usos. [Dissertação]. Canoas: Faculdade de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil; 2005.

Troian CH, Só MVR, Figueiredo JAP, Oliveira EPM. Deformation and fracture of Race and K3 endodontic instruments according to the number of uses. Int Endod J. 2006 Aug;39(8):616-25.

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

Valois CRA, Costa Junior ED. Influência das limas Greater Taper acionadas a motor no deslocamento apical de canais radiculares curvos. JBE. 2003;4(12):66-70.

Vanni JR, Santos R, Limongi O, Guerisoli D, Capelli A, Pécora JD. Influence of cervical preflaring on determination of apical file size in maxillary molars: SEM analysis. Braz Dent J. 2005 Sep/Dec;16(3):181-6.

Veltri M, Mollo A, Pini PP, Ghelli LF, Balleri P. In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. J Endod. 2004 Mar;30(3):163-6.

Viana ACD, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. Int Endod J. 2006 Sep;39(9):709-15.

Viegas APK. A importância da limpeza de limas endodônticas contaminadas no processo de esterilização. [Dissertação]. Canoas: Faculdade de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil; 2005.

Viera DF. Metais e ligas metálicas. 2nd ed. São Paulo: Editora Universidade de São Paulo; 1967.

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

Walmsley AD, Williams AR. Measurement of cavitation activity within ultrasonic baths. J Dent. 1991 Feb;19(1):62-6.

Webber J. Hand ProTaper. Dentsply United Kingdom, 2006. Disponível em <http://www.dentsply.co.uk/articles/article015.html>. Acesso em: 18 jun. 2006.

Webber J. ProTaper for hand use. Aust Endod J. 2004 Aug;30(2):80-1.

Weine FS. Endodontic therapy. 5th ed. St. Louis: Mosby; 1996.

Woelfel JB. Dental Anatomy. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990.

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

Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, Meyer J. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. J Endod. 2006 Dec;32(12):1139-41.

Wolle CFB. Efeito dos tratamentos de superfície: implantação de íons e nitretação a plasma em instrumentos rotatórios de NiTi. [Dissertação]. Canoas: Faculdade de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil; 2007.

Wu MK, Barkis D, Roris A, Wesselink PR. Does the first file to bind correspond to the diameter of the canal in the apical region? Int Endod J. 2002 Mar;35(3):264-7.

Yang HB, *et al.* The study on applications NiTi Shape memory alloyed. J Shanghai Steel Res. 1982;25:1-8.

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

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

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

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

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

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

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

Yun HH, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003 Feb;95(2):228-33.

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

Zhu YQ, Gu YX, Du R. Comparison on the shaping ability of three different instruments in preparing curved molar canals. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2005 Oct;23(5):393-6.

APÊNDICES

9. APÊNDICES

Apêndice 01 - Comprimento real dos dentes (CRD) e o grau de curvatura da raiz mesial nos primeiros molares inferiores e das vestibulares nos primeiros molares superiores.

Dente	CRD	Grau de curvatura	Dente	CRD	Grau de curvatura	Dente	CRD	Grau de curvatura
01	20mm	22,88	21	19mm	21,41/3,31	41	20mm	26,48
02	18mm	34,37/11,89	22	19mm	26,37/11,06	42	22mm	30,85
03	18mm	20,78/18,43	23	20mm	31,83/8,54	43	19mm	24,05
04	19mm	29,86	24	20mm	28,77	44	23mm	29,02
05	19mm	16,21/24,72	25	18mm	17,94/32,34	45	21mm	34,05
06	20mm	8,16/6,75	26	19mm	27,56	46	23mm	13,41
07	21mm	18,18/6,65	27	20mm	22,54/29,36	47	20mm	14,5
08	18mm	30,55/5,76	28	18mm	18,62/25,34	48	19mm	24,87
09	18mm	25,28/10,02	29	18mm	13,66/7,82	49	20mm	29,07
10	19mm	19,88/20,67	30	18mm	24,87/20,52	50	19mm	12,79/14,36
11	21mm	24,32	31	19mm	19,38/24,94			
12	19mm	23,68/30,13	32	18mm	9,38/31,93			
13	20mm	20,06/16,39	33	21mm	17,87/16,92			
14	19mm	21,67/13,45	34	20mm	25,3/8,84			
15	20mm	34,27	35	21mm	19,82			
16	20mm	26,82/9,22	36	21mm	26,32			
17	18mm	24,16/25,51	37	21mm	3,25			
18	19mm	16,86/23,99	38	19mm	23,93			
19	19mm	11,36/34,52	39	21mm	16,77			
20	20mm	11,19/25,61	40	22mm	24,16			

OBS: Nos primeiros molares superiores, com relação ao grau de curvatura, o primeiro valor é referente à raiz méso-vestibular e o segundo à disto-vestibular. Nos dentes em que há só um valor, este é referente à raiz mesial de primeiros molares inferiores.

Apêndice 02 - Resultado da divisão randomizada dos canais radiculares nos dois grupos experimentais para os cinco usos.

GRUPO A

PRIMEIRO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	13	DV
02	10	DV
03	23	DV
04	02	MV
05	14	MV
06	34	MV
07	34	DV
08	17	DV
09	22	DV
10	04	MV

SEGUNDO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	05	DV
02	44	MV
03	29	MV
04	21	DV
05	13	MV
06	04	ML
07	26	MV
08	33	DV
09	30	DV
10	50	MV

Apêndice 02 - Resultado da divisão randomizada dos canais radiculares nos dois grupos experimentais para os cinco usos. (**continuação**)

GRUPO A

TERCEIRO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	30	MV
02	39	ML
03	35	ML
04	35	MV
05	31	MV
06	02	DV
07	44	ML
08	14	DV
09	01	ML
10	39	MV

QUARTO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	43	ML
02	07	MV
03	26	ML
04	43	MV
05	24	MV
06	23	MV
07	05	MV
08	22	MV
09	10	MV
10	33	MV

Apêndice 02 - Resultado da divisão randomizada dos canais radiculares nos dois grupos experimentais para os cinco usos. (**continuação**)

GRUPO A

QUINTO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	50	DV
02	07	DV
03	31	DV
04	40	ML
05	17	MV
06	27	DV
07	01	MV
08	21	MV
09	40	MV
10	29	DV

GRUPO B

PRIMEIRO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	49	MV
02	47	MV
03	41	MV
04	36	ML
05	46	ML
06	28	MV
07	45	ML
08	12	MV
09	41	ML
10	28	DV

Apêndice 02 - Resultado da divisão randomizada dos canais radiculares nos dois grupos experimentais para os cinco usos. (**continuação**)

GRUPO B

SEGUNDO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	06	DV
02	16	MV
03	38	ML
04	18	MV
05	08	DV
06	37	ML
07	25	DV
08	36	MV
09	08	MV
10	09	DV

TERCEIRO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	49	ML
02	48	MV
03	11	ML
04	47	ML
05	06	MV
06	18	DV
07	03	MV
08	37	MV
09	32	DV
10	03	DV

Apêndice 02 - Resultado da divisão randomizada dos canais radiculares nos dois grupos experimentais para os cinco usos. (**continuação**)

GRUPO B

QUARTO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	38	MV
02	27	MV
03	20	DV
04	20	MV
05	25	MV
06	32	MV
07	46	MV
08	12	DV
09	45	MV
10	15	ML

QUINTO USO:

Caixa de instrumento	Nº. do dente	Canal radicular
01	42	ML
02	48	ML
03	15	MV
04	09	MV
05	19	MV
06	16	DV
07	19	DV
08	11	MV
09	42	MV
10	24	ML

Apêndice 03 - Comprimento de trabalho (CT) e o bordo de referência correspondentes aos canais radiculares instrumentados na parte experimental.

Dente	Canal MV (CT - “mm”)	Bordo de referência	Canal DV/ML CT – “mm”)	Bordo de referência
01	19 mm	CMV	19 mm	CMV
02	17 mm	CMV	19 mm	CDV
03	18 mm	CMV	18 mm	CDV
04	19 mm	CMV	18 mm	CML
05	19 mm	CMV	19 mm	CDV
06	21 mm	CMV	20 mm	CDV
07	20 mm	CMV	21 mm	CDV
08	19 mm	CMV	18 mm	CDV
09	18 mm	CMV	19 mm	CDV
10	20 mm	CMV	19 mm	CDV
11	19 mm	CMV	20 mm	CML
12	19 mm	CMV	19 mm	CDV
13	21 mm	CMV	21 mm	CDV
14	19 mm	CMV	18 mm	CDV
15	19 mm	CMV	20 mm	CML
16	20 mm	CMV	20 mm	CDV
17	18 mm	CMV	18 mm	CDV
18	19 mm	CMV	20 mm	CDV
19	18 mm	CMV	19 mm	CDV
20	20 mm	CMV	21 mm	CDV
21	19 mm	CMV	17 mm	CDV
22	19 mm	CMV	19 mm	CDV
23	21 mm	CMV	21 mm	CDV
24	20 mm	CMV	20 mm	CMV
25	19 mm	CMV	18 mm	CDV

Apêndice 03 - Comprimento de trabalho (CT) e o bordo de referência correspondentes aos canais radiculares instrumentados na parte experimental. **(continuação)**

Dente	Canal MV (CT - “mm”)	Bordo de referência	Canal DV/ML (CT – “mm”)	Bordo de referência
26	18 mm	CMV	19 mm	CML
27	19 mm	CMV	20 mm	CDV
28	18 mm	CMV	17 mm	CDV
29	17 mm	CMV	17 mm	CDV
30	17 mm	CMV	17 mm	CDV
31	19 mm	CMV	19 mm	CDV
32	18 mm	CMV	17 mm	CDV
33	21 mm	CMV	21 mm	CDV
34	20 mm	CMV	19 mm	CDV
35	20 mm	CMV	20 mm	CML
36	21 mm	CMV	21 mm	CML
37	20 mm	CMV	20 mm	CML
38	18 mm	CMV	18 mm	CML
39	19 mm	CMV	20 mm	CML
40	21 mm	CMV	21 mm	CML
41	19 mm	CMV	19 mm	CML
42	20 mm	CMV	20 mm	CML
43	17 mm	CMV	17 mm	CMV
44	22 mm	CMV	21 mm	CML
45	21 mm	CMV	20 mm	CML
46	22 mm	CMV	20 mm	CML
47	18 mm	CMV	17 mm	CML
48	18 mm	CMV	18 mm	CML
49	19 mm	CMV	19 mm	CML
50	19 mm	CMV	19 mm	CMV

Apêndice 04 - Resultado da primeira análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 01 referente aos critérios de distorção das espiras e de perda de metal.

Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal
01	1	1	27	1	1	53	1	1
02	1	1	28	1	1	54	1	1
03	1	1	29	1	1	55	1	1
04	1	1	30	1	1	56	1	1
05	1	1	31	1	1	57	1	1
06	1	1	32	1	1	58	1	1
07	1	1	33	1	1	59	1	1
08	1	1	34	1	1	60	1	1
09	1	1	35	1	1	61	1	1
10	1	1	36	1	1	62	1	1
11	1	1	37	1	1	63	1	1
12	1	1	38	1	1	64	1	1
13	1	1	39	1	1	65	1	1
14	1	1	40	1	1	66	1	1
15	1	1	41	1	1	67	1	1
16	1	1	42	1	1	68	1	1
17	1	1	43	1	1	69	1	1
18	1	1	44	1	1	70	1	1
19	1	1	45	1	1	71	1	1
20	1	1	46	1	1	72	1	1
21	1	1	47	1	1	73	1	1
22	1	1	48	1	1	74	1	1
23	1	1	49	1	1	75	1	1
24	1	1	50	1	1	76	1	1
25	1	1	51	1	1	77	1	1
26	1	1	52	1	1	78	1	1

Apêndice 04 - Resultado da primeira análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 01 referente aos critérios de distorção das espiras e de perda de metal. **(continuação)**

Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal
79	1	1	106	1	1	133	1	1
80	1	1	107	1	1	134	1	2
81	1	1	108	1	1	135	1	1
82	1	1	109	1	1	136	1	1
83	1	1	110	1	1	137	1	1
84	1	1	111	1	1	138	1	1
85	1	1	112	1	1	139	1	1
86	1	1	113	1	1	140	1	1
87	1	1	114	1	1	141	1	2
88	1	1	115	1	1	142	1	1
89	1	1	116	1	2	143	1	1
90	1	1	117	1	1	144	1	1
91	1	1	118	1	1	145	1	1
92	1	1	119	1	1	146	1	1
93	1	1	120	1	1	147	1	1
94	1	1	121	1	1	148	1	2
95	1	1	122	1	1	149	1	2
96	1	1	123	1	1	150	1	2
97	1	1	124	1	1	151	1	1
98	1	1	125	1	1	152	1	1
99	1	1	126	1	2	153	1	1
100	1	1	127	1	1	154	1	1
101	1	1	128	1	1	155	1	1
102	1	1	129	1	1	156	1	1
103	1	1	130	1	1	157	1	1
104	1	2	131	1	1	158	1	1
105	1	1	132	1	1	159	1	1

Apêndice 04 - Resultado da primeira análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 01 referente aos critérios de distorção das espiras e de perda de metal. **(continuação)**

Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal
160	1	1	187	1	1	214	1	2
161	1	1	188	1	1	215	1	1
162	1	1	189	1	1	216	1	1
163	1	1	190	1	1	217	1	1
164	1	1	191	1	1	218	1	1
165	1	1	192	1	1	219	1	1
166	1	1	193	1	1	220	1	1
167	1	1	194	1	1	221	1	1
168	1	1	195	1	3	222	1	1
169	1	1	196	1	1	223	1	1
170	1	1	197	1	1	224	1	1
171	1	1	198	1	1	225	1	1
172	1	1	199	1	1	226	1	1
173	1	1	200	1	1	227	1	1
174	1	1	201	1	1	228	1	2
175	1	1	202	1	1	229	1	1
176	1	1	203	1	1	230	1	1
177	1	1	204	1	1	231	1	1
178	1	1	205	1	1	232	1	1
179	1	1	206	1	2	233	1	1
180	1	1	207	1	1	234	1	1
181	1	1	208	1	1	235	1	2
182	1	1	209	1	1	236	1	2
183	1	1	210	1	1	237	1	1
184	1	2	211	1	1	238	1	1
185	1	1	212	1	1	239	1	1
186	1	1	213	1	1	240	1	1

Apêndice 05 - Resultado da primeira análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 02 referente aos critérios de distorção das espiras e de perda de metal.

Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal
01	1	1	27	1	1	53	1	1
02	1	1	28	1	1	54	1	1
03	1	1	29	1	1	55	1	1
04	1	1	30	1	1	56	1	1
05	1	1	31	1	1	57	1	1
06	1	1	32	1	1	58	1	1
07	1	1	33	1	1	59	1	1
08	1	1	34	1	1	60	1	1
09	1	1	35	1	1	61	1	1
10	1	1	36	1	1	62	1	1
11	1	1	37	1	1	63	1	1
12	1	1	38	1	1	64	1	1
13	1	1	39	1	1	65	1	1
14	1	1	40	1	1	66	1	1
15	1	1	41	1	1	67	1	1
16	1	1	42	1	1	68	1	1
17	1	1	43	1	1	69	1	1
18	1	1	44	1	1	70	1	1
19	1	1	45	1	1	71	1	1
20	1	2	46	1	1	72	1	1
21	1	1	47	1	1	73	1	1
22	1	1	48	1	1	74	1	1
23	1	1	49	1	1	75	1	1
24	1	1	50	1	1	76	1	1
25	1	1	51	1	1	77	1	1
26	1	1	52	1	1	78	1	1

Apêndice 05 - Resultado da primeira análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 02 referente aos critérios de distorção das espiras e de perda de metal. **(continuação)**

Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal
79	1	1	106	1	1	133	1	1
80	1	1	107	1	1	134	1	2
81	1	1	108	1	1	135	1	1
82	1	1	109	1	1	136	1	1
83	1	1	110	1	1	137	1	1
84	1	1	111	1	1	138	1	1
85	1	1	112	1	1	139	1	1
86	1	1	113	1	1	140	1	1
87	1	1	114	1	1	141	1	1
88	1	1	115	1	1	142	1	1
89	1	1	116	1	2	143	1	1
90	1	1	117	1	1	144	1	1
91	1	1	118	1	1	145	1	1
92	1	1	119	1	1	146	1	1
93	1	1	120	1	1	147	1	1
94	1	1	121	1	1	148	1	2
95	1	1	122	1	1	149	1	1
96	1	1	123	1	1	150	1	2
97	1	1	124	1	1	151	1	1
98	1	1	125	1	1	152	1	1
99	1	1	126	1	2	153	1	1
100	1	1	127	1	1	154	1	1
101	1	1	128	1	1	155	1	1
102	1	1	129	1	1	156	1	1
103	1	1	130	1	1	157	1	1
104	1	2	131	1	1	158	1	1
105	1	1	132	1	1	159	1	1

Apêndice 05 - Resultado da primeira análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 02 referente aos critérios de distorção das espiras e de perda de metal. **(continuação)**

Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal	Imagem	Distorção	Perda de metal
160	1	1	187	1	1	214	1	1
161	1	1	188	1	1	215	1	1
162	1	1	189	1	1	216	1	1
163	1	1	190	1	1	217	1	1
164	1	1	191	1	1	218	1	1
165	1	1	192	1	1	219	1	1
166	1	1	193	1	1	220	1	1
167	1	1	194	1	1	221	1	1
168	1	1	195	1	3	222	1	1
169	1	1	196	1	1	223	1	1
170	1	1	197	1	1	224	1	1
171	1	1	198	1	1	225	1	1
172	1	1	199	1	1	226	1	1
173	1	1	200	1	1	227	1	1
174	1	1	201	1	1	228	1	2
175	1	1	202	1	1	229	1	1
176	1	1	203	1	1	230	1	1
177	1	1	204	1	1	231	1	1
178	1	1	205	1	1	232	1	1
179	1	1	206	1	2	233	1	1
180	1	1	207	1	1	234	1	1
181	1	1	208	1	1	235	1	1
182	1	1	209	1	1	236	1	2
183	1	1	210	1	1	237	1	1
184	1	2	211	1	1	238	1	1
185	1	1	212	1	1	239	1	1
186	1	1	213	1	1	240	1	1

Apêndice 06 - Resultado da segunda análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 01 referente ao critério de perda de metal.

Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal
01	1	27	1	53	1
02	1	28	1	54	1
03	1	29	1	55	1
04	1	30	1	56	1
05	1	31	1	57	1
06	1	32	1	58	1
07	1	33	1	59	1
08	1	34	1	60	1
09	1	35	1	61	1
10	1	36	1	62	1
11	1	37	1	63	1
12	1	38	1	64	1
13	1	39	1	65	1
14	1	40	1	66	1
15	1	41	1	67	1
16	1	42	1	68	1
17	1	43	1	69	1
18	1	44	1	70	1
19	1	45	1	71	1
20	1	46	1	72	1
21	1	47	1	73	1
22	1	48	1	74	1
23	1	49	1	75	1
24	1	50	1	76	1
25	1	51	1	77	1
26	1	52	1	78	1

Apêndice 06 - Resultado da segunda análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 01 referente ao critério de perda de metal. **(continuação)**

Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal
79	1	106	1	133	1
80	1	107	1	134	2
81	1	108	1	135	1
82	1	109	1	136	1
83	1	110	1	137	1
84	1	111	1	138	1
85	1	112	1	139	1
86	1	113	1	140	1
87	1	114	1	141	2
88	1	115	1	142	1
89	1	116	1	143	1
90	1	117	1	144	1
91	1	118	1	145	1
92	1	119	1	146	1
93	1	120	1	147	1
94	1	121	1	148	2
95	1	122	1	149	1
96	1	123	1	150	2
97	1	124	1	151	1
98	1	125	1	152	1
99	1	126	2	153	1
100	1	127	1	154	1
101	1	128	1	155	1
102	1	129	1	156	1
103	1	130	1	157	1
104	2	131	1	158	1
105	1	132	1	159	1

Apêndice 06 - Resultado da segunda análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 01 referente ao critério de perda de metal. **(continuação)**

Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal
160	1	187	1	214	1
161	1	188	1	215	1
162	1	189	1	216	1
163	1	190	1	217	1
164	1	191	1	218	1
165	1	192	1	219	1
166	1	193	1	220	1
167	1	194	1	221	1
168	1	195	3	222	1
169	1	196	1	223	1
170	1	197	1	224	1
171	1	198	1	225	1
172	2	199	1	226	1
173	1	200	1	227	1
174	1	201	1	228	1
175	1	202	1	229	1
176	1	203	1	230	1
177	1	204	1	231	1
178	1	205	1	232	1
179	1	206	2	233	1
180	1	207	1	234	1
181	1	208	1	235	2
182	1	209	1	236	1
183	1	210	1	237	1
184	2	211	1	238	1
185	1	212	1	239	2
186	1	213	1	240	1

Apêndice 07 - Resultado da segunda análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 02 referente ao critério de perda de metal.

Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal
01	1	27	1	53	1
02	1	28	1	54	1
03	1	29	1	55	1
04	1	30	1	56	1
05	1	31	1	57	1
06	1	32	1	58	1
07	1	33	1	59	1
08	1	34	1	60	1
09	1	35	1	61	1
10	1	36	1	62	1
11	1	37	1	63	1
12	1	38	1	64	1
13	1	39	1	65	1
14	1	40	1	66	1
15	1	41	1	67	1
16	2	42	1	68	1
17	1	43	1	69	1
18	1	44	1	70	1
19	1	45	1	71	1
20	2	46	1	72	1
21	1	47	1	73	1
22	1	48	1	74	1
23	1	49	1	75	1
24	1	50	1	76	1
25	1	51	1	77	1
26	1	52	1	78	1

Apêndice 07 - Resultado da segunda análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 02 referente ao critério de perda de metal. **(continuação)**

Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal
79	1	106	1	133	1
80	1	107	1	134	2
81	1	108	1	135	1
82	1	109	1	136	1
83	1	110	1	137	1
84	1	111	1	138	1
85	1	112	1	139	1
86	1	113	1	140	1
87	1	114	1	141	1
88	1	115	1	142	1
89	1	116	2	143	1
90	1	117	1	144	1
91	1	118	1	145	1
92	1	119	1	146	1
93	1	120	1	147	1
94	1	121	1	148	2
95	1	122	1	149	1
96	1	123	1	150	2
97	1	124	1	151	1
98	1	125	1	152	1
99	1	126	1	153	1
100	1	127	1	154	1
101	1	128	1	155	1
102	1	129	1	156	1
103	1	130	1	157	1
104	1	131	1	158	1
105	1	132	1	159	1

Apêndice 07 - Resultado da segunda análise das imagens de eletromicrografias feita pelo examinador 02 referente ao critério de perda de metal. **(continuação)**

Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal	Imagem	Perda de metal
160	1	187	1	214	1
161	1	188	1	215	1
162	1	189	1	216	1
163	1	190	1	217	1
164	1	191	1	218	1
165	1	192	1	219	1
166	1	193	1	220	1
167	1	194	1	221	1
168	1	195	3	222	1
169	1	196	1	223	1
170	1	197	1	224	1
171	1	198	1	225	1
172	2	199	1	226	1
173	1	200	1	227	1
174	1	201	1	228	1
175	1	202	1	229	1
176	1	203	1	230	1
177	1	204	1	231	1
178	1	205	1	232	1
179	1	206	1	233	1
180	1	207	1	234	1
181	1	208	1	235	1
182	1	209	1	236	2
183	1	210	1	237	1
184	2	211	1	238	1
185	1	212	1	239	2
186	1	213	1	240	1

**Apêndice 08 - Valores obtidos de perda de metal para os instrumentos endo-
dônticos S1 e F1 do grupo A.**

Método	Instrumento	Momento	Local	Perda de metal		n
				Proporção	Erro- padrão	
Manual	S1	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0	0	20
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0,200	0,133	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0,100	0,069	20
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0,100	0,100	10
			5mm da ponta do instrumento	0,100	0,100	10
			Total	0,100	0,069	20
		Total	na ponta do instrumento	0,100	0,056	30
			5mm da ponta do instrumento	0,033	0,033	30
			Total	0,067	0,032	60
	F1	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0	0	20
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0	0	20
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0	0	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0	0	20
		Total	na ponta do instrumento	0	0	30
			5mm da ponta do instrumento	0	0	30
			Total	0	0	60
	Total	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	20
			5mm da ponta do instrumento	0	0	20
			Total	0	0	40
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0,100	0,069	20
			5mm da ponta do instrumento	0	0	20
			Total	0,050	0,035	40
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0,050	0,050	20
			5mm da ponta do instrumento	0,050	0,050	20
			Total	0,050	0,035	40
		Total	na ponta do instrumento	0,050	0,028	60
			5mm da ponta do instrumento	0,017	0,017	60
			Total	0,033	0,016	120

**Apêndice 09 - Valores obtidos de perda de metal para os instrumentos endo-
dônticos S1 e F1 do grupo B.**

Método	Instrumento	Momento	Local	Perda de metal		n
				Proporção	Erro-padrão	
Rotatório	S1	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0	0	20
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0,100	0,100	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0,050	0,050	20
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0,200	0,133	10
			5mm da ponta do instrumento	0,100	0,100	10
			Total	0,150	0,082	20
		Total	na ponta do instrumento	0,100	0,056	30
			5mm da ponta do instrumento	0,033	0,033	30
			Total	0,067	0,032	60
	F1	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0	0	20
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0,300	0,153	10
			5mm da ponta do instrumento	0,200	0,133	10
			Total	0,250	0,099	20
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0,200	0,133	10
			5mm da ponta do instrumento	0	0	10
			Total	0,100	0,069	20
		Total	na ponta do instrumento	0,167	0,069	30
			5mm da ponta do instrumento	0,067	0,046	30
			Total	0,117	0,042	60
	Total	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	20
			5mm da ponta do instrumento	0	0	20
			Total	0	0	40
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0,200	0,092	20
			5mm da ponta do instrumento	0,100	0,069	20
			Total	0,150	0,057	40
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0,200	0,092	20
			5mm da ponta do instrumento	0,050	0,050	20
			Total	0,125	0,053	40
		Total	na ponta do instrumento	0,133	0,044	60
			5mm da ponta do instrumento	0,050	0,028	60
			Total	0,092	0,026	120

Apêndice 10 - Valores obtidos de perda de metal para os instrumentos endodônticos S1 e F1 dos dois grupos experimentais juntos.

Método	Instrumento	Momento	Local	Perda de metal		n
				Proporção	Erro-padrão	
Total	S1	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	20
			5mm da ponta do instrumento	0	0	20
			Total	0	0	40
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0,150	0,082	20
			5mm da ponta do instrumento	0	0	20
			Total	0,075	0,042	40
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0,150	0,082	20
			5mm da ponta do instrumento	0,100	0,069	20
			Total	0,125	0,053	40
		Total	na ponta do instrumento	0,100	0,039	60
			5mm da ponta do instrumento	0,033	0,023	60
			Total	0,067	0,023	120
	F1	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	20
			5mm da ponta do instrumento	0	0	20
			Total	0	0	40
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0,150	0,082	20
			5mm da ponta do instrumento	0,100	0,069	20
			Total	0,125	0,053	40
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0,100	0,069	20
			5mm da ponta do instrumento	0	0	20
			Total	0,050	0,035	40
		Total	na ponta do instrumento	0,083	0,036	60
			5mm da ponta do instrumento	0,033	0,023	60
			Total	0,058	0,021	120
	Total	Antes do primeiro uso	na ponta do instrumento	0	0	40
			5mm da ponta do instrumento	0	0	40
			Total	0	0	80
		Depois do primeiro uso	na ponta do instrumento	0,150	0,057	40
			5mm da ponta do instrumento	0,050	0,035	40
			Total	0,100	0,034	80
		Após o último uso	na ponta do instrumento	0,125	0,053	40
			5mm da ponta do instrumento	0,050	0,035	40
			Total	0,088	0,032	80
		Total	na ponta do instrumento	0,092	0,026	120
			5mm da ponta do instrumento	0,033	0,016	120
			Total	0,063	0,016	240

ANEXO

10. ANEXO

Anexo 01 - Termo de avaliação e aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos e Animais da ULBRA (CEP/ULBRA).

GLOSSÁRIO

11. GLOSSÁRIO

Encruamento = é um mecanismo de aumento da resistência mecânica (endurecimento) por deformação plástica a frio. Quanto maior o encruamento, menor a plasticidade da liga metálica e maior a possibilidade de fratura do material (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Pites = é uma corrosão localizada (puntiforme) que se inicia sob depósitos (produtos de corrosão ou ferrugem) presentes na superfície do instrumento. É caracterizada pela formação de microcavidades com profundidade maior que seu diâmetro (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 2004).

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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