

RESSALVA

Alertamos para ausência do
Capítulo 2 - Revisão da Literatura
e Figuras 1A a 1E e 2A a 2F não incluídas
pelo autor no arquivo original.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

**ESTUDO COMPARATIVO DO PREPARO DO
CANAL RADICULAR DE DENTES ARTIFICIAIS
UTILIZANDO DIFERENTES TÉCNICAS
AUTOMATIZADAS DE INSTRUMENTAÇÃO**

JOSÉ MAURÍCIO PARADELLA DE CAMARGO

Araraquara
2004

JOSÉ MAURÍCIO PARADELLA DE CAMARGO

**ESTUDO COMPARATIVO DO PREPARO DO
CANAL RADICULAR DE DENTES ARTIFICIAIS
UTILIZANDO DIFERENTES TÉCNICAS
AUTOMATIZADAS DE INSTRUMENTAÇÃO**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista “Julio de
Mesquita Filho”, para obtenção do título
de Doutor em Odontologia (Área de
Concentração: Endodontia).

Orientador: *Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo*

Araraquara

2004

Camargo, José Maurício Paradella de

Estudo comparativo do preparo do canal radicular de dentes artificiais utilizando diferentes técnicas automatizadas de instrumentação./ José Maurício Paradella de Camargo. - Araraquara : [s.n.], 2004.

190 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista.,
Faculdade de Odontologia.

Orientador: Profº Dr. Renato de Toledo Leonardo

1. Tratamento do canal radicular 2. Endodontia-
Instrumentação 3. Níquel e titânio I. Título

DADOS CURRICULARES

JOSÉ MAURÍCIO PARADELLA DE CAMARGO

Nascimento	21 de setembro de 1960 – Campinas – SP
Filiação	José Roberto Duarte de Camargo Maria Stella Paradella de Camargo
1980-1984	Curso de Graduação em Odontologia Universidade São Francisco, Bragança Paulista-SP.
1986-1987	Curso de Especialização em Endodontia Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas Regional de Araraquara-SP.
1998-2000	Curso de Pós Graduação em Endodontia, nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.
2001-2004	Curso de Pós Graduação em Endodontia, nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

Dedico este trabalho:

Aos meus pais **José Roberto** e **Maria Stella**, pela luta, pelo apoio e sacrifício para a conclusão dos meus ideais. Agradeço pela formação e exemplo profissional de meu pai, o qual influenciou na minha conduta, nos meus valores morais e no meu caráter, peças fundamentais do sucesso de uma pessoa.

Aos meus filhos **Rafael** e **Maíra**, razão de toda minha dedicação.

À minha querida **Fabíola**, pelo apoio, pela solidariedade, pelo consolo nos momentos de angústia, pelo incentivo nos momentos de incerteza e, sobretudo pelo amor e carinho, essa conquista é nossa.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia** do
Campus de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de
Mesquita Filho”, nas pessoas de seu Diretor, Prof. Dr. Ricardo Samih
Georges Abi Rached, e Vice-Diretor Prof. Dr. Roberto Miranda Esberard.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Renato de
Toledo Leonardo**, pela oportunidade de realizar este curso,
por sua orientação segura e confiança depositada em mim e ao trabalho.

Aos **Profs. Drs. Mário Roberto
Leonardo, Roberto Miranda
Esberard, Idomeo Bonetti Filho,
Mário Tanomaru Filho, Fábio Luís
de Camargo Villela Berbert**, pela amizade e
colaboração dispensadas durante o curso.

Ao **Prof. Dr. Jayme Maurício Leal**, muito mais que um Mestre, um verdadeiro amigo, agradeço pelo companheirismo durante todos esses anos, pelo meu crescimento pessoal e profissional, ensinamentos esses que levarei comigo e tentarei passar durante toda minha trajetória de vida. Meu eterno agradecimento.

Aos colegas de Pós Graduação em Endodontia, **Fábio Tobias Perassi** e **José Carlos Yamashita**, pela amizade e convívio durante esses anos dos cursos de Mestrado e Doutorado.

Ao **Prof Dr. Romeu Magnani**, pelos ensinamentos, planejamento e análise estatística.

Às Bibliotecárias **Maria Helena Matsumoto Komasti Leves** e **Maria José Peron**, pela colaboração na revisão bibliográfica.

Às **Funcionárias da Seção de Pós Graduação**, que sempre foram tão cordiais e prestativas.

À **Capes**, pelo auxílio financeiro para a realização deste trabalho.

À **Célia**, secretária do Departamento de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, sempre amiga e solícita.

Ao meu irmão, **José Roberto**, pela solidariedade, incentivo e ajuda no atendimento de nossos pacientes, nas minhas ausências em nossa clínica.

Às minhas irmãs **Maria Cristina** e **Lucy Maria**, por participarem e incentivarem a minha vida profissional.

Ao meu sogro e sogra, **José Luiz e Nadir,**
pela amizade, compreensão e força durante esses anos que residimos em
Araraquara.

À **Cléa e Jayminho** que me acolheram como filho
e irmão durante esse tempo que aqui estive, meu sincero agradecimento.

Ao amigo de muitos anos, **Mucio Camargo de
Assis Filho,** pela contribuição valiosa na parte técnica de
informática.

Aos amigos **Luiz Villela e Lorenza
Singi Pereira** pelo apoio e amizade.

À todos os **amigos da Pós-Graduação** pela
amizade e convívio, nestes anos.

Sumário

1- INTRODUÇÃO.....	10
2- REVISÃO DA LITERATURA.....	18
3- PROPOSIÇÃO.....	102
4- MATERIAL E MÉTODO.....	104
4.1- Amostra dos dentes artificiais.....	105
4.2- Preparo das amostras dos dentes artificiais.....	105
4.3- Confecção da matriz de gesso.....	107
4.4- Aquisição das imagens antes da instrumentação.....	110
4.5- Formação dos grupos experimentais.....	111
4.6- Seqüência técnica de instrumentação dos canais artificiais.....	112
4.6.1- Seqüência técnica de instrumentação do Grupo I (Endo-Eze).....	115
4.6.2- Seqüência técnica de instrumentação do Grupo II (K ₃).....	116
4.6.3- Seqüência técnica de instrumentação do Grupo III (Race).....	117
4.7- Aquisição das imagens após a instrumentação.....	118
4.8- Análise das imagens.....	119
4.9- Estatística.....	122
5- RESULTADO.....	123
5.1- Metodologia estatística.....	124
5.2- Resultado.....	125

5.3- Representação das sobreposições dos traçados dos canais radiculares antes e após a instrumentação, com seus respectivos centros.....	128
5.4- Comparação de médias antes da instrumentação.....	132
5.5- Avaliação do desgaste do canal.....	134
5.6- Avaliação do deslocamento do centro em relação ao desgaste.....	136
 6- DISCUSSÃO.....	 140
6.1- Discussão da metodologia.....	141
6.1.1- Dente artificial “versus” dente natural.....	141
6.1.2- O porque da escolha dessas três técnicas comparativamente..	148
6.1.3- Sequência dos instrumentos K ₃	150
6.1.4- Sequência dos instrumentos Race.....	150
6.1.5- Sequência dos instrumentos Endo-Eze.....	151
6.2- Discussão dos resultados estatísticos.....	152
6.3- Constatações.....	155
 7- CONCLUSÃO.....	 158
 8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	 160
 Resumo.....	 188
 Abstract.....	 190

1 - Introdução

1- Introdução

A terapia endodôntica é dividida didaticamente em fases, sendo, todas elas interdependentes e de igual importância na condução do tratamento dos canais radiculares. Entretanto, dentre elas, o preparo biomecânico, por ser uma das fases onde o maior tempo consumido e as dificuldades encontradas principalmente no que se refere à modelagem do canal radicular, tem merecido especial atenção dos diversos autores^{7, 31,62,71,93,95,97,116,119}. Durante anos muitas técnicas de preparo e instrumentos endodônticos surgiram para se minimizar os acidentes operatórios produzidos durante essa fase, que conseqüentemente podem dificultar as seguintes como a desinfecção e obturação do canal radicular podendo levar ao insucesso do tratamento endodôntico. O conceito de limpeza e modelagem do canal radicular introduzido por Schilder⁸⁷ em 1974, até o momento ainda é considerado como um dos princípios fundamentais para um tratamento endodôntico bem realizado. De acordo com Ingle⁵³, o preparo adequado do sistema de canais radiculares e posteriormente uma obturação correta, é um fator importante no sucesso da terapia endodôntica.

Quando o tratamento endodôntico é realizado em canais radiculares que apresentam pouca curvatura, o preparo biomecânico é um

procedimento que em geral oferece poucas dificuldades, permitindo atribuir-lhe uma forma final mais ampla e igual a sua conformação original.

O grande desafio para o profissional é sem dúvida intervir em canais atrésicos e curvos, onde a falta de flexibilidade do instrumento de aço inoxidável possibilita que os mesmos retifiquem a curvatura tornando-se retos, dificultando a manutenção da sua conformação original. Como consequência o preparo não cumpre seu objetivo de limpeza e modelagem, e deformações como: o transporte do forame, a formação de “zips” (WEINE)¹¹⁹, degraus, perfurações e rasgos apicais (ABOU-RASS)² tornam-se freqüentes. Com isso, esses são os casos mais susceptíveis ao insucesso do tratamento.

Apesar da evolução das técnicas de instrumentação para produzir um correto formato (INGLE 1961⁵⁴, CLEM 1969³¹, SCHILDER 1974⁹³, MULLANEY 1979⁷⁶, ABOU-RASS 1980², GOERIG 1982⁴⁵, FAVA 1983⁴², MORGAN ; MONTGOMERY 1984⁷⁵, ROANE 1985⁸³, SAUNDERS 1992⁸⁷), e também das mudanças que surgiram na parte ativa e ponta (ROANE)⁸³ dos instrumentos endodônticos de aço inoxidável, que tentaram reduzir o risco de irregularidades criadas no canal radicular, segundo Bishop ; Dummer¹³, a forma ideal não foi consistentemente alcançada. As evidências clínicas, radiográficas e microscópicas sugerem que apesar dessas técnicas terem melhorado o preparo final do canal, uma forma ideal ainda não foi consistentemente atingida (AL-OMARI 1992)^{4,5}.

Deve-se considerar também na anatomia do canal radicular, o fato dos mesmos não serem arredondados, havendo a preponderância de canais achatados. Assim, está claro que todos os instrumentos de aço inoxidável têm a propensão de criar iatrogenias, provavelmente como resultado da inerente falta de flexibilidade, o que é confundido com o desenho do instrumento e a forma do canal (ELDEEB)³⁷.

O instrumento endodôntico ideal deveria ser flexível para permitir o acesso em toda extensão dos canais radiculares curvos achatados, sendo resistente à fratura e com eficiência de corte (CAMPS ; PERTOT)²⁶,
83, 90, 91, 104, 105, 107, 108

Até 1960, os instrumentos para o preparo dos canais radiculares eram fabricados em aço carbono e não possuíam uma padronização de diâmetros. Cada fabricante dava a sua lima ou alargador, o calibre que julgasse adequado. Eram identificados pela numeração de 1 a 12, indicativa apenas de aumento de diâmetro do início da parte ativa. Importante ressaltar as grandes dificuldades encontradas pelos profissionais da época para o preparo dos canais radiculares curvos e atrésicos, além da pouca durabilidade desses instrumentos que sofriam forte oxidação e corrosão em contato com os agentes químicos coadjuvantes ao preparo biomecânico³¹.

Em 1961 Ingle⁵⁴, propôs que os instrumentos endodônticos fossem construídos em aço inoxidável e fabricados dentro de normas de

padronização, que incluíssem, dentre outras coisas, um aumento de calibre mais racional, o que, sem dúvida, tornaria a instrumentação dos canais radiculares curvos mais rápida e segura. Essa sugestão foi aceita por todos os fabricantes de instrumentos do mundo, que passaram a ter seus produtos dentro das normas estabelecidas pela ANSI/ADA (American National Standards Institute e American Dental Association) e ISO/FDI (International Organization for Standardization).

Entretanto, o maior avanço técnico científico vivido pela endodontia em toda sua história, se deu na década de 90, com a introdução de uma liga alternativa ao aço inoxidável, chamada de “exótica” por suas características pouco comuns. Proveniente da mistura do níquel e do titânio essa nova liga denominada de NiTi (níquel e titânio), foi introduzida na endodontia em 1998 por Walia, Brentley e Gerstein¹¹⁸. Essa liga apresenta como característica a superelasticidade que é a propriedade que certas ligas metálicas tem de retornar na sua forma original, após livrar-se de uma força de deformação⁶³. As ligas de níquel e titânio quando submetidas à deformação de até 10%, podem retornar a sua forma normal sendo, portanto, recuperáveis enquanto as limas de aço inoxidável somente retornam ao seu estado inicial quando a deformação não for superior a 1%⁶³.

A superelasticidade da liga de níquel e titânio faz com que o instrumento endodôntico, fabricado com essa liga, seja mais flexível que

o de aço inoxidável, permitindo melhor instrumentação de canais radiculares curvos, como também manutenção do centro axial do mesmo. A liga de níquel e titânio (NiTi) tem excelente flexibilidade e resistência ao estresse por fadiga (ANDREASEN ; HILLEMANN, 1971)⁶.

Essa nova liga propiciou mudanças revolucionárias no “design” (desenho) dos instrumentos endodônticos, que passaram a apresentar conicidades diferentes das estabelecidas pelas normas de padronização e especificações nº 28 da ANSI/ADA e ISO/FDI para os instrumentos manuais⁶⁸. Hoje se encontram no comércio instrumentos com conicidades 0,03, 0,04, 0,05, 0,06, 0,08, 0,10 e 0,12 mm/mm. Como consequência dessa variável conicidade, apenas uma porção da parte ativa do instrumento entra em contato com a parede dentinária. Essa maior conicidade proporciona desgaste mais efetivo do canal radicular, por ação de alargamento, com menor risco de fratura. Conicidades variadas proporcionam a sua vez, pelos grandes diâmetros, excelente poder de corte e resistência à fratura, limitando a necessidade da utilização de muitos instrumentos, reduzindo consideravelmente a seqüência de instrumentos necessários ao preparo do canal radicular, otimizando o tempo de trabalho. Assim as técnicas modernas de preparo do canal radicular com instrumentos rotatórios de níquel e titânio acionados a motor elétrico,

utilizam esses instrumentos de grande conicidade, reservando a seqüência completa somente a casos de maior complexidade anatômica.

Outras mudanças como um ângulo de corte menos agressivo, áreas de contato desbastadas (“radial land”) ou guia lateral de penetração, espirais desenvolvidas para remover resíduos assim que fossem formados e assimetria das superfícies cortantes para ajudar a manter a integridade do centro axial do canal radicular, permitiram que esse instrumento pudesse ser acionado por um motor elétrico e girasse 360 graus no interior do canal radicular em baixa rotação (200 a 350 r.p.m.). Desta forma, a velocidade controlada para o uso destes instrumentos é muito importante, pois as variações de tensão decorrentes das alterações da velocidade podem tornar a liga susceptível à fratura.

Essa nova concepção de instrumento tem despertado considerável interesse no que concerne ao seu desempenho no preparo dos canais radiculares de dentes com anatomias complexas. Alguns autores já comprovaram a sua superioridade em relação às limas de aço inoxidável, quanto à manutenção da forma original dos canais radiculares (CARVALHO²⁸, 1997, BISHOP ; DUMMER¹³, 1997, COLEMAN et al.³⁴, 1996, HIMEL et al.⁵⁰, 1995, SERENE et al.⁹⁵, 1995, SHAFER et al.⁹¹, 2003).

Estes novos instrumentos de níquel e titânio acionados a motor vem sendo estudados sob diversos aspectos visando conhecer melhor

a sua atuação nas paredes dos canais radiculares curvos (WEINE¹¹⁹, 1975, ALODEH ; DUMMER³, 1989 E BRISEÑO ; SONNABEND¹⁹, 1991).

Glosson et al.³⁹, 1995, obtiveram ótimos resultados com a instrumentação de canais radiculares com instrumentos rotatórios de níquel e titânio. A forma do canal radicular foi mantida e ainda, o preparo foi bem mais rápido em relação à instrumentação manual.

Essa verdadeira revolução sofrida na fase do preparo biomecânico permite ao profissional realizar o tratamento de canal radicular de maneira mais eficaz, assumindo maior variedade de casos, considerados antes verdadeiros desafios, do que num passado recente.

No momento, esta nova liga está sendo amplamente empregada na fabricação de instrumentos, apresentando uma grande variedade, levando os professores, endodontistas e clínicos que realizam tratamento de canais radiculares, a uma enorme dúvida quanto à escolha da melhor. Essa ampla expansão com o desenvolvimento da tecnologia faz com que novos instrumentos sejam lançados no mercado, visando sempre melhorar o seu desempenho no preparo dos canais radiculares. Portanto, consideramos de suma importância, o conhecimento da utilização de novas técnicas de instrumentação do canal radicular que trabalham com instrumentos de níquel e titânio acionados a motor e compará-la com uma técnica oscilatória que mescla instrumentos de aço com conicidades

diferentes do padrão, pois os benefícios econômicos, a qualidade do preparo e o ganho de tempo são consideráveis (ESPOSITO ; CUNNINGHAM)³⁸.

2-Revisão da literatura

3-Proposição

3- Proposição

Foi proposto neste trabalho:

1- Avaliar comparativamente, o preparo biomecânico de canais radiculares com instrumentos rotatórios de níquel e titânio K₃ (Analytic Endodontics), Race (FKG Dentaire Products) e o instrumento oscilatório de aço inoxidável Endo-Eze (Ultradent – South Jordan, Utah – USA), ao nível do terço apical das raízes de pré-molares inferiores artificiais, confeccionados em resina, em relação à:

- Extensão do deslocamento e a direção do movimento do centro do canal radicular;

- Área do canal radicular desgastada após a instrumentação.

2- Testar um novo modelo experimental, um dente artificial confeccionado em resina com canal simulado, como uma nova opção para estudos de instrumentação.

4-Material e Método

4- Material e método

4.1- Amostras dos dentes artificiais

Para a realização deste trabalho, foram adquiridos 30 pré-molares inferiores confeccionados em resina¹, com canal radicular único, curvatura de 40 graus e comprimento de 22 mm (Figura 1A).

A abertura coronária foi realizada, com broca esférica diamantada número 4² e a broca de tungstênio Endo-Z³, expondo-se a entrada do canal radicular do dente artificial. Uma lima tipo Kerr,⁴ número 10, foi introduzida no canal, até alcançar o forame apical, onde na sequência foi radiografada no sentido mésio-distal e vestibulo-lingual. O comprimento real de trabalho (CRT) ficou estabelecido a 1,0 mm do ápice radiográfico.

4.2- Preparo das amostras dos dentes artificiais

Os dentes foram preparados de acordo com a técnica

¹ Tecnodon Com. Ltda

² KG Sorensen

³ Dentsply/Maillefer – Ballaigues, Suíça

⁴ Maillefer – Ballaigues, Suíça

semelhante à de Bramante et al.¹⁷, (1987), conforme descrito por Porto Carvalho²⁹ em 1997. Primeiramente, o ápice e a abertura coronária foram protegidos com cera utilidade. Uma linha circunferencial perpendicular ao longo eixo do dente foi desenhada a 2 mm do ápice ao redor da raiz de cada dente. Em seguida, o dente artificial foi posicionado no interior de uma matriz de silicone. A matriz pré-confeccionada tinha uma forma cônica, internamente, com o lado expulsivo para cima, apresentando-se externamente na forma tubular. A parede interna da matriz de silicone apresentava duas saliências verticais localizadas uma em sentido oposto à outra. O dente foi preso por um filete de cera utilidade e posicionado no interior da matriz (Figura 1B). O filete de cera teve a função de sustentar o dente no interior da mesma, preservando a coroa dentária do lado externo, acima da borda superior da matriz. A matriz de silicone foi então preenchida com resina poliéster cristal¹, incolor, e quimicamente ativada.

Após a polimerização total, o bloco de resina contendo o dente artificial, apresentava a forma interna da matriz de silicone. As saliências verticais deram origem a dois sulcos guias verticais (Figura 1C).

Em seguida, o bloco de resina com o dente foi seccionado ao nível apical, sobre a linha circunferencial desenhada anteriormente (Figura 1D). Para este procedimento foi utilizado um torno em baixa

¹ Resina Polilyte T-208

rotação Isomet 1000¹ com auxílio de um disco de diamante de 0,15 mm de espessura, com irrigação constante. Ao final, cada bloco de resina com o dente se apresentou dividido em duas partes: secção coronária e média, e secção apical.

A superfície superior da secção apical da raiz foi marcada com números de tamanho padrão, transferíveis a seco², com 4,0 mm de altura. Esse procedimento possibilitou a numeração das amostras e a calibragem das imagens no programa de mensuração (Figura 1E).

4.3- Confecção da matriz de gesso

A matriz de gesso foi confeccionada para adaptar, com exatidão, os dois cortes do bloco de resina, reposicionando as secções dos dentes que possibilitou a instrumentação do canal. Assim a matriz de gesso foi necessariamente, uma cópia fiel da matriz de silicone.

A matriz de silicone foi preenchida novamente, com resina poliéster cristal³, incolor e, quimicamente ativada, agora sem o dente. Após a polimerização, o bloco de resina foi removido, lubrificado com vaselina líquida, e colocado sobre uma lâmina de cera rosa, número 7, tendo o seu

¹ Buehler Ltd., Evanston, IL

² Decalc Letra, Letrattec Ltda.

³ Resina Polilyte T-208

maior diâmetro voltado para baixo. Em seguida, com outra lâmina de cera rosa número 7, foi confeccionada, ao redor do bloco de resina, uma caixa de forma circular, com altura de aproximadamente 1 cm acima da superfície superior do bloco de resina (Figura 1F).

O gesso pedra melhorado tipo 4 foi manipulado e vazado no interior da caixa de cera, cobrindo totalmente o bloco de resina. Em seguida, no centro da caixa de cera, foram imersos no gesso, um parafuso lubrificado com vaselina e uma porca, até alcançarem contato com a superfície superior do bloco de resina incluído no gesso.

Após a presa do gesso, o bloco de resina e a cera rosa número 7 foram removidos. A matriz de gesso recém preparada apresentava as mesmas características internas da matriz de silicone agora, porém, com o parafuso e a porca em seu interior. As duas saliências verticais internas se adaptaram perfeitamente, aos sulcos guia das secções dos blocos de resina com o dente (Figura 2A). Essa adaptação orientou o correto reposicionamento das duas secções do bloco de resina, no interior da matriz de gesso. O parafuso e a porca foram colocados na base da matriz de gesso, com a finalidade de facilitar a remoção das secções dos blocos de resina, durante a execução do experimento (Figura 2B).

4.4- Obtenção das imagens antes da instrumentação

As imagens da raiz do dente artificial foram documentadas, antes e após a instrumentação do canal radicular.

A superfície superior da raiz da secção apical de cada dente foi fotografada, e as imagens, arquivadas em um computador¹.

Para a fotografia foi utilizada uma câmera digital² acoplada a um microscópio operatório³ que possibilitou uma ampliação de 24 vezes da imagem da secção apical dos dentes, respectivamente (Figura 2C).

Com a intenção de se padronizar as fotografias, as secções foram fotografadas sempre na mesma posição, no interior da matriz de gesso. A magnificação do microscópio operatório foi a mesma para padronizar a distância focal das secções das raízes.

A seguir as imagens arquivadas foram transportadas para o programa AutoCad R14.

Os números de tamanho padrão, transferíveis a seco, medindo 4,0 mm de altura, incluídos em todas as imagens gravadas, permitiram a calibragem do programa AutoCad R14, para a mensuração dos comprimentos durante a análise das imagens.

¹ Toshiba Pentium 4

² Nikon Coolpix 995

³ DF Vasconcellos

4.5- Formação dos grupos experimentais

Foram formados três grupos experimentais a partir de técnicas e de instrumentos endodônticos rotatórios acionados a motor, confeccionados a partir de uma liga de níquel e titânio, e oscilo-rotatórios confeccionados em aço inoxidável, os quais foram distribuídos aleatoriamente conforme mostra o Quadro I abaixo e de acordo com seus fabricantes (Quadro II).

Quadro I – Distribuição dos dentes de resina com canais artificiais em função dos instrumentos e técnicas utilizadas

	PREPARO DO CANAL (INSTRUMENTO)	VELOCIDADE DO MOTOR	NÚMERO DE DENTES
I	ENDO-EZE	2000 OPM	10
II	K ₃	350 RPM	10
III	RACE	350 RPM	10

Quadro II – Fabricantes dos instrumentos, segundo grupo experimental

GRUPO	FABRICANTE
I	ULTRADENT – SOUTH JORDAN, UTAH – USA
II	ANALYTIC ENDODONTICS – GLENDORA, CALIFORNIA – USA
III	FKG DENTAIRE – SWISS DENTAL PRODUCTS

4.6- Seqüência técnica de instrumentação dos canais artificiais

Para a realização da instrumentação mecânica rotatória com os instrumentos de níquel e titânio K_s¹ e Race², foi utilizado um motor elétrico Nouvag modelo TC Motor 3000³, ajustado a uma velocidade de 350 rotações por minuto (Figura 2D). O motor Nouvag permite um controle de torque que foi selecionado no modo AS (“automatic stop”) em 10 Nxcm (Newtons vezes centímetro). Esse motor foi acoplado a um contra ângulo redutor⁴ 20:1 (Figura 2E). Assim, conseguimos uma velocidade baixa, com um torque constante previamente selecionado no motor. Para os instrumentos de aço inoxidável Endo-Eze foi utilizado um contra ângulo redutor⁵ 4:1 (Figura 2F), acoplado ao micromotor a ar em velocidade

¹ Analytic Endodontics – Glendora, California – USA

² FKG Dentaire – Swiss Dental Products

³ Nouvag, Manufactures of Dental & Medical Equipments, Switzerland

⁴ W&H - Austria

⁵ Ultradent - South Jordan, Utah – USA

máxima. Os instrumentos rotatórios de níquel e titânio foram utilizados por no máximo 10 segundos no interior dos canais dos dentes artificiais. Para os instrumentos oscilo-rotatórios de aço inoxidável, o tempo de trabalho foi em média de 30 segundos. Todos os canais radiculares artificiais foram instrumentados por somente um operador.

As Figuras 3, 4 e 5 procuram explicar melhor, a sistemática da seqüência de uso dos três grupos experimentais em função dos instrumentos utilizados.

Os dentes artificiais foram instrumentados sob irrigação constante de água destilada. Em todos os grupos experimentais utilizamos uma seringa tipo Luer com agulha gauge 30 para irrigação dos canais artificiais. Durante a instrumentação e após cada troca de lima, utilizamos 20 ml da solução por dente.

Cada instrumento foi utilizado cinco vezes, sendo descartado em seguida.

Para a instrumentação dos dentes artificiais de resina seguimos uma seqüência técnica baseada naquela proposta pelo fabricante, a saber:

4.6.1- Seqüência técnica de instrumentação do grupo I

(Endo-Eze)(Figura 3)

Área de atuação	Nº/Cor do instrumento	Conicidade	Diâmetro da ponta
Comp. Trabalho	AMARELO	0,25	0,10
Comp. Trabalho	VERMELHO	0,35	0,13
Em Direção ao C.T.	AZUL	0,45	0,13
Em Direção ao C.T.	VERDE	0,60	0,13



FIGURA 3– Instrumentos Endo-Eze

4.6.2- Seqüência técnica de instrumentação do grupo II

(K₃)(Figura 4)

Área de atuação	Nº/Cor do instrumento	Conicidade	Diâmetro da ponta
1/3 cervical	AZUL/VERMELHO	0,08	0,25
1/3 cervical	ROSA/VERMELHO	0,10	0,25
Em Direção ao C.T.	AZUL/LARANJA	0,06	0,30
Em Direção ao C.T.	AZUL/VERDE	0,04	0,30
Em Direção ao C.T.	VERMELHO/LARANJA	0,06	0,25
Em Direção ao C.T.	VERMELHO/VERDE	0,04	0,25
Em Direção ao C.T.	AMARELO/LARANJA	0,06	0,20
Comp. Trabalho	AMARELO/VERDE	0,04	0,20



FIGURA 4 – Instrumentos K₃

4.6.3- Seqüência técnica de instrumentação do grupo III

(RACE)(Figura 5)

Área de atuação	Nº/Cor do instrumento	Conicidade	Diâmetro da ponta
1/3 cervical	PRETO	0,10	0,40
1/3 cervical	VERDE	0,08	0,35
1/3 cervical	AZUL	0,06	0,30
Em Direção ao C.T.	VERMELHO	0,04	0,25
Comp. Trabalho	VERMELHO	0,02	0,25
Comp. Trabalho	VERMELHO	0,04	0,25



FIGURA 5 – Instrumentos Race

A solução irrigadora usada em todos os grupos foi a água destilada visando sua não interferência com uma possível reação química com a resina acrílica. Houve o curvamento prévio somente dos instrumentos de aço inoxidável e não mais do que cinco canais foram instrumentados a cada vez, evitando assim, a fadiga do operador. Todos esses fatores foram adotados para diminuir o número de variáveis que poderiam levar a inviabilidade de uma padronização na metodologia e interferência nos resultados.

4.7- Obtenção das imagens após a instrumentação

Após a instrumentação dos canais simulados em dentes artificiais, realizamos uma segunda fotografia, seguindo-se os mesmos critérios de padronização estabelecidos e utilizados para a aquisição das imagens antes da instrumentação.

As imagens foram analisadas novamente, no programa AutoCAD R14, que possibilitou a mensuração e a observação do efeito da instrumentação através da análise e comparação dos dados.

4.8- Análise das imagens

Os seguintes aspectos foram abordados para a avaliação da ação dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio e oscilo-rotatórios de aço inoxidável, através das imagens digitalizadas:

- Área do canal radicular após a instrumentação
- Extensão do transporte do centro axial do canal radicular

Primeiramente, as imagens dos canais radiculares antes e após a instrumentação foram traçadas. Realizado o contorno do canal o programa executou as mensurações das áreas de forma precisa (Figura 7).

A extensão do transporte do centro axial do canal radicular foi calculada, utilizando-se do mesmo princípio do Teorema de Pitágoras aplicado no trabalho de Porto Carvalho et al²⁹, em (2000), que está representado esquematicamente na Figura 6.

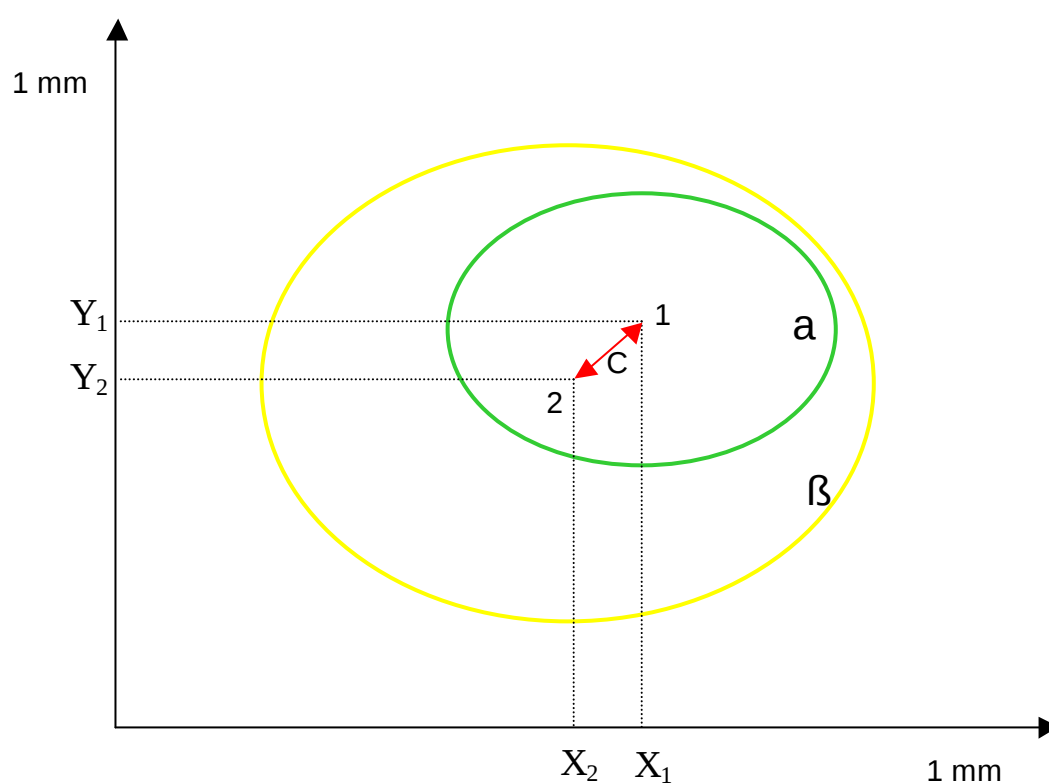
Em nosso estudo, apresentamos como grande diferencial, a obtenção do centro do canal radicular antes e após a instrumentação com os valores das coordenadas X-Y, que confere extrema precisão dos valores obtidos. Numa etapa seguinte foram sobrepostas as imagens dos canais radiculares, antes e após a instrumentação, com seus centros marcados, possibilitando ao programa calcular a distância entre os mesmos (Figura 7).

$$C = \sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2}$$

C – Deslocamento do centro do canal

X_1, Y_1 – Coordenadas do centro do canal antes da instrumentação

X_2, Y_2 – Coordenadas do centro do canal após a instrumentação



a – Contorno do canal radicular antes da instrumentação

b – Contorno do canal radicular depois da instrumentação

1 – Centro do canal radicular antes da instrumentação

2 – Centro do canal radicular após da instrumentação

C – Deslocamento do centro do canal radicular

Figura 6 – Desenho esquemático do deslocamento do centro do canal radicular, após a instrumentação

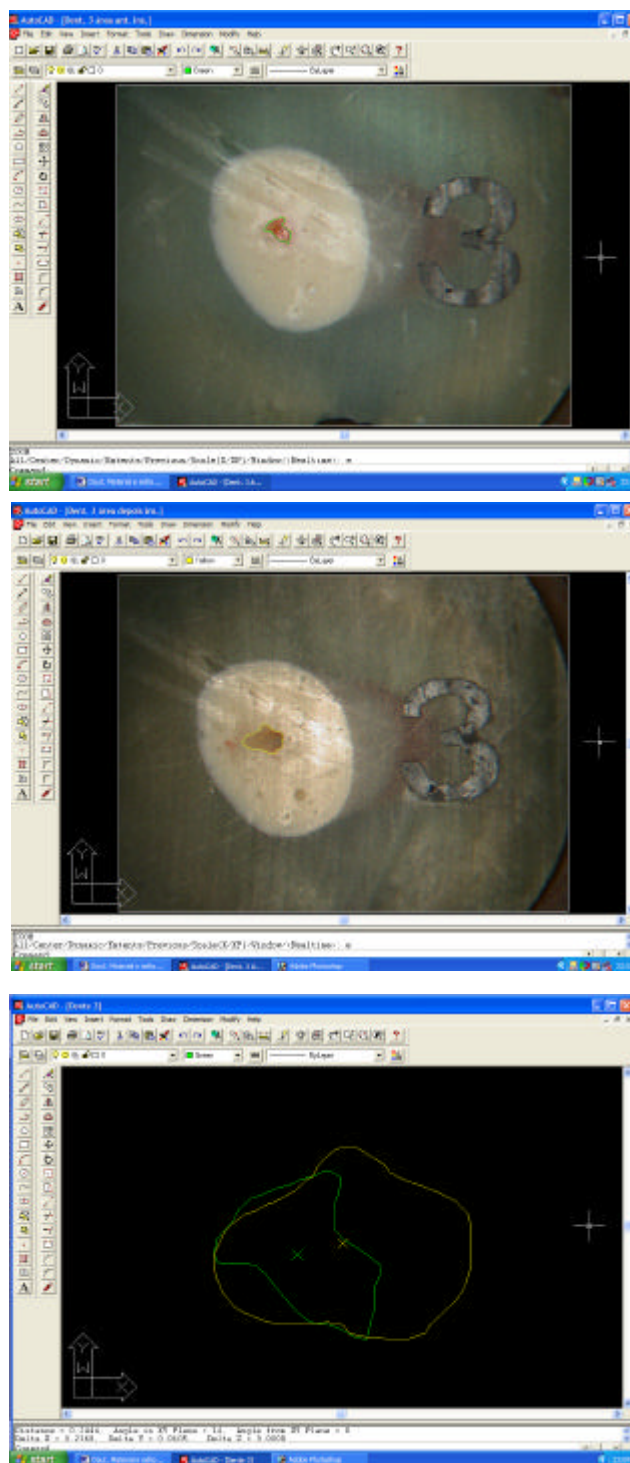


Figura 7 – Traçado do canal radicular antes e após a instrumentação para a mensuração das áreas; sobreposição das imagens antes e após a instrumentação com seus respectivos centros marcados.

4.9- Estatística

Após os cálculos das medidas das imagens, todos os dados referentes aos parâmetros avaliados foram submetidos à análise estatística para obtenção das diferenças dos grupos experimentais, considerando o desgaste e o deslocamento do centro do canal radicular.

5 - Resultado

5- Resultado

5.1- Metodologia estatística

Neste trabalho, foram analisados três grupos experimentais correspondentes à ação dos instrumentos oscilo-rotatórios de aço inoxidável (Grupo I) e rotatórios de níquel e titânio (Grupo II e Grupo III) sobre a área e a extensão do transporte do centro axial do canal radicular. Para a avaliação da área considerou-se o desgaste dado pela diferença entre a área após e antes da instrumentação. Para a avaliação da extensão do transporte do centro do canal mediram-se as coordenadas (x_1, y_1) e (x_2, y_2) do centro do canal, respectivamente, antes e depois da instrumentação. O deslocamento do centro é dado pelo teorema de Pitágoras e é igual a

$$D = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}$$

Foi aplicado o procedimento estatístico da análise de variância para comparar as médias dos grupos, antes da instrumentação, quanto às áreas do canal radicular e quanto às coordenadas do centro do canal. Este procedimento foi aplicado também para comparar às médias de desgaste entre os grupos, ou seja, para comparar o efeito do tipo de instrumentação (grupo) sobre o desgaste do canal radicular. As análises de variância foram

complementadas por comparações múltiplas das médias duas a duas pelo teste de Tukey. Adotou-se o nível de 5% de significância como regra de decisão por uma diferença significativa entre médias.

A validade da análise de variância depende de algumas pressuposições, sendo as principais: a independência das medições, a homogeneidade de variância e normalidade dos resíduos, definidos pelas diferenças entre as medidas e a média do grupo a que pertencem. A independência foi obtida pela maneira com que o experimento foi executado, enquanto que a homogeneidade e a normalidade dos resíduos foram avaliadas respectivamente pelos testes de Levene e de Shapiro-Wilk, ambos ao nível de 5% de significância.

A avaliação do deslocamento do centro do canal, medido pela fórmula acima, foi feita com base na relação linear encontrada entre essa variável e o desgaste do canal. Considerou-se o coeficiente de correlação de Pearson como medida do grau de associação e uma reta de regressão passando pela origem para descrever a variação do deslocamento do centro em relação à área do desgaste.

5.2- Resultado

Nas Tabelas 1 a 3, respectivamente para os grupos GI, GII e GIII, são dadas: (a) as áreas do canal radicular, antes e após a instrumentação,

assim como o desgaste resultante e (b) as coordenadas do centro do canal radicular nos eixos x e y, antes e após a instrumentação, e o deslocamento do centro. São apresentadas também as médias e os desvios padrão relativos às áreas, coordenadas e deslocamento do centro do canal.

Tabela 1- (a) Áreas do canal radicular (milímetros quadrados), antes e após a instrumentação, e o desgaste resultante (b) coordenadas do centro do canal radicular nos eixos x e y, antes e após a instrumentação, e o deslocamento do centro (milímetros), relativos ao Grupo I. Médias e desvios padrão (DP).

Dente	(a) Área			(b) Coordenadas do centro				
	Antes	Após	Desgaste	Antes		Após		Deslocamento
				x ₁	y ₁	x ₂	y ₂	
1	0,408	0,741	0,333	0,336	0,459	0,515	0,488	0,181
2	0,671	1,179	0,508	0,557	0,520	0,745	0,634	0,220
3	0,405	0,927	0,522	0,432	0,435	0,669	0,495	0,244
4	0,447	0,886	0,438	0,392	0,454	0,609	0,531	0,230
5	0,235	0,881	0,646	0,278	0,369	0,670	0,495	0,412
6	0,384	0,734	0,350	0,414	0,449	0,516	0,533	0,132
7	0,585	0,889	0,304	0,447	0,500	0,575	0,616	0,173
8	0,381	1,043	0,662	0,390	0,420	0,693	0,543	0,327
9	0,603	0,854	0,251	0,371	0,513	0,541	0,537	0,172
10	0,353	0,722	0,369	0,302	0,422	0,559	0,434	0,257
Média	0,447	0,886	0,438	0,392	0,454	0,609	0,531	0,235
DP	0,133	0,143	0,142	0,080	0,047	0,081	0,060	0,083

Tabela 2- (a) Áreas do canal radicular (milímetros quadrados), antes e após a instrumentação, e o desgaste resultante (b) coordenadas do centro do canal radicular nos eixos x e y, antes e após a instrumentação, e o deslocamento do centro (milímetros), relativos ao Grupo II. Médias e desvios padrão (DP).

Dente	(a) Área			(b) Coordenadas do centro				
	Antes	Após	Desgaste	Antes		Após		Deslocamento
				x ₁	y ₁	x ₂	Y ₂	
1	0,506	0,681	0,175	0,369	0,531	0,468	0,545	0,100
2	0,462	0,688	0,226	0,377	0,532	0,495	0,494	0,124
3	0,359	0,627	0,268	0,335	0,447	0,530	0,402	0,200
4	0,618	1,045	0,427	0,442	0,596	0,596	0,582	0,155
5	0,543	0,969	0,426	0,467	0,419	0,622	0,521	0,186
6	0,403	0,763	0,360	0,385	0,436	0,569	0,445	0,184
7	0,411	0,967	0,556	0,413	0,455	0,633	0,538	0,235
8	0,444	0,896	0,452	0,419	0,499	0,711	0,472	0,293
9	0,637	1,171	0,534	0,524	0,484	0,711	0,610	0,225
10	0,502	0,854	0,352	0,437	0,474	0,581	0,509	0,148
Média	0,489	0,866	0,378	0,417	0,487	0,592	0,512	0,185
DP	0,091	0,177	0,126	0,054	0,054	0,082	0,062	0,057

Tabela 3- (a) Áreas do canal radicular (milímetros quadrados), antes e após a instrumentação, e o desgaste resultante (b) coordenadas do centro do canal radicular nos eixos x e y, antes e após a instrumentação, e o deslocamento do centro (milímetros), relativos ao Grupo III. Médias e desvios padrão (DP).

Dente	(a) Área			(b) Deslocamento do centro				
	Antes	Após	Desgaste	Antes		Após		Global
				x ₁	y ₁	x ₂	y ₂	
1	0,576	0,855	0,279	0,438	0,490	0,524	0,577	0,122
2	0,383	0,506	0,123	0,370	0,410	0,411	0,443	0,053
3	0,696	0,774	0,078	0,536	0,515	0,526	0,552	0,038
4	0,640	0,720	0,080	0,671	0,457	0,624	0,444	0,049
5	0,584	0,768	0,184	0,450	0,504	0,514	0,535	0,071
6	0,359	0,452	0,093	0,284	0,409	0,379	0,437	0,099
7	0,307	0,694	0,387	0,363	0,310	0,546	0,496	0,261
8	0,205	0,524	0,319	0,288	0,247	0,468	0,375	0,221
9	0,331	0,534	0,203	0,327	0,396	0,470	0,376	0,144
10	0,547	0,677	0,130	0,383	0,508	0,530	0,500	0,147
Média	0,463	0,650	0,188	0,411	0,425	0,499	0,474	0,121
DP	0,165	0,137	0,108	0,120	0,090	0,070	0,070	0,075

5.3- Representação das sobreposições dos traçados dos canais radiculares antes e após a instrumentação, com seus respectivos centros (Figuras 8, 9 e 10).



Figura 1 – Sobreposição das imagens dos canais radiculares com seus centros antes (verde) e após (amarelo) a instrumentação dos dentes do grupo I (Endo Eze).

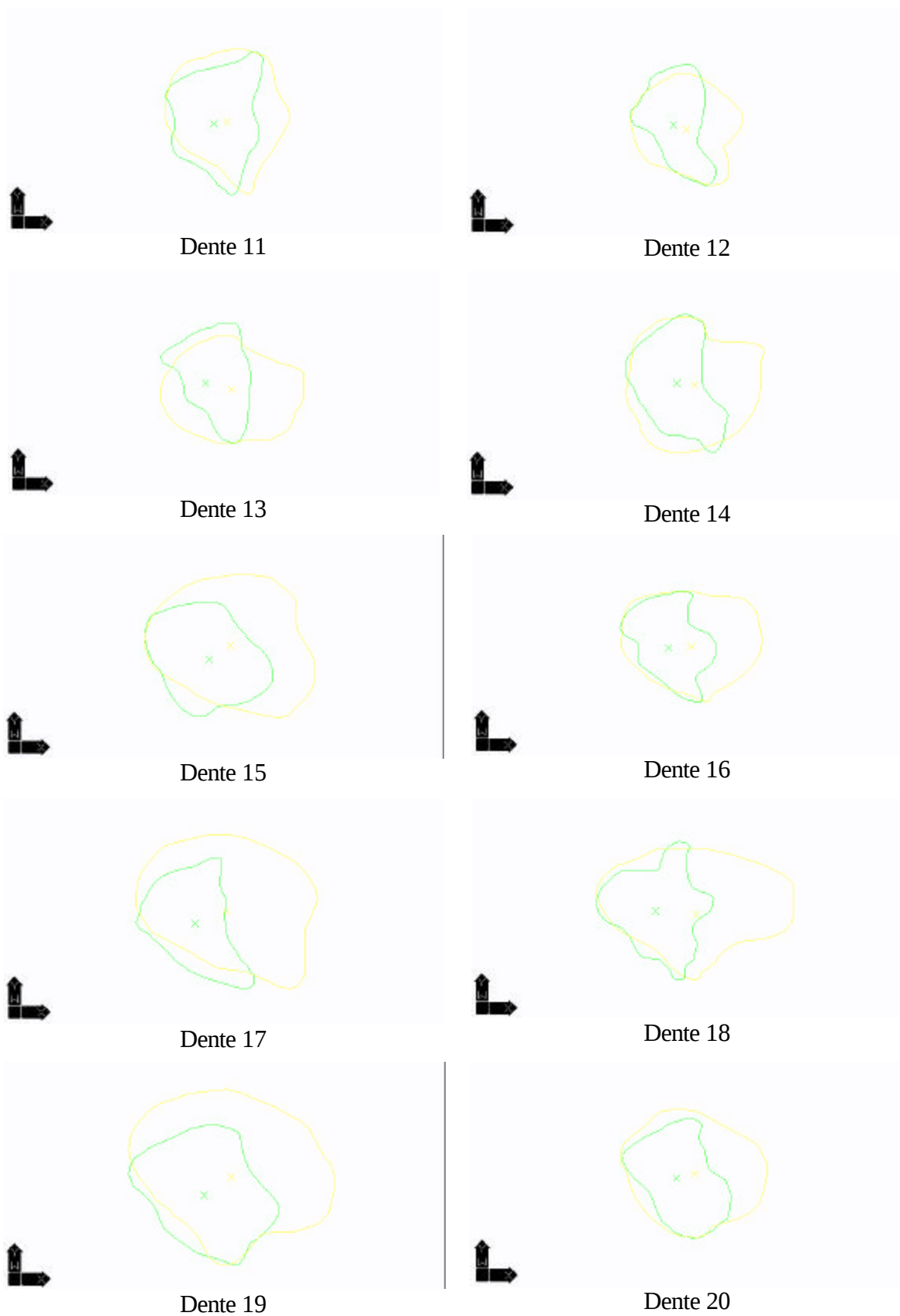


Figura 2 – Sobreposição das imagens dos canais radiculares com seus centros antes (verde) e após (amarelo) a instrumentação dos dentes do grupo II (K3).



Figura 3 – Sobreposição das imagens dos canais radiculares com seus centros antes (verde) e após (amarelo) a instrumentação dos dentes do grupo III (Race).

5.4- Comparação de médias antes da instrumentação

O experimento foi planejado de forma a se obter, antes da instrumentação, grupos com médias equivalentes quanto à área do canal radicular e quanto às coordenadas x e y do centro do canal. Para as áreas do canal, antes da instrumentação, o teste de Levene forneceu um valor de probabilidade $p = 0,088 > 0,05$, sugerindo que as variâncias entre os grupos não são drasticamente diferentes. Por outro lado, também pode ser considerado que há normalidade dos resíduos, isto é, dos desvios das áreas em relação à média do grupo a que pertencem. Neste caso, o teste de Shapiro-Wilk forneceu o valor de probabilidade $p = 0,349$. Considerando-se ainda a independência das avaliações de áreas, foi adequada a comparação das médias obtidas nos três grupos pelo procedimento da análise de variância. O sumário desta análise é apresentado na Tabela 4, onde se observa que corresponde ao teste F um valor $p = 0,733$, muito maior do que 0,05. Portanto, não há qualquer evidência de que as médias sejam diferentes de um grupo para o outro.

Em seguida, foram realizadas duas análises de variância separadas para verificar a equivalência dos três grupos experimentais quanto à posição do centro do canal radicular no eixo x e no eixo y, respectivamente. Essas medidas de posição são independentes de um grupo para o outro, há

homogeneidade de variância (eixo x: teste de Levene com $p=0,144$ e eixo y: teste de Levene com $p= 0,112$) e, pelo menos aproximadamente, há normalidade do resíduo (eixo x: teste de Shapiro-Wilk com $p= 0,060$ e eixo y: teste de Shapiro-Wilk com $p=0,384$). Os sumários destas análises são apresentados nas Tabelas 5 e 6. Observa-se que correspondem ao teste F valores de p maiores do que 0,05 e, portanto, não há evidência de que as médias de posição no eixo x ou eixo y sejam diferentes de um grupo para o outro.

Tabela 4 - Sumário da análise de variância para avaliar as áreas entre os grupos antes da instrumentação do canal radicular.

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Grupo	2	0,006	0,314	0,733
Resíduo	27	0,018		

Tabela 5 - Sumário da análise de variância para avaliar a posição do centro do canal radicular no eixo x entre os grupos antes da instrumentação.

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Grupo	2	0,002	0,216	0,807
Resíduo (1)	27	0,008		

Tabela 6 - Sumário da análise de variância para avaliar a posição do centro do canal radicular no eixo y entre os grupos antes da instrumentação.

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Grupo	2	0,010	2,242	0,126
Resíduo	27	0,004		

5.5- Avaliação do desgaste do canal

Uma análise de variância foi empregada para avaliar as médias de desgaste obtidas no canal radicular, de acordo com o grupo experimental, ou seja, de acordo com o instrumento utilizado. O sumário da análise é dado na Tabela 7, onde à estatística F corresponde um valor de probabilidade p muito menor do que 0,05. Portanto, há forte evidência de que pelo menos uma das médias de grupo é significativamente diferente das outras. Para identificar as médias diferentes foi aplicado o teste de Tukey obtendo-se, com $p < 0,01$, que a média de desgaste do grupo GIII é significativamente menor do que as outras duas. Quanto à comparação das médias dos grupos GI e GII obteve-se $p = 0,538$, não havendo, portanto, evidência de que as áreas médias desses grupos sejam significativamente diferentes. Em outras palavras, não há evidência de que os instrumentos Endo-Eze e K_3 sejam, em

média, diferentes quanto à área após a instrumentação do canal radicular. O instrumento Race produz, em média, área menor do que a produzida pelos outros dois instrumentos. Na Figura 11 estão representadas graficamente as médias de desgaste do canal radicular após a instrumentação e também um intervalo de 95% de confiança para a média populacional. Os intervalos para os grupos GI e GII praticamente se sobrepõem e o do grupo GIII está baixo dos outros, confirmando a análise acima.

Aqui também a análise de variância foi um procedimento adequado de análise, pois as três pressuposições principais foram satisfeitas. Há independência das medidas de desgaste entre os grupos, homogeneidade de variância (teste de Levene: $p = 0,607$) e normalidade dos resíduos (teste de Shapiro-Wilk: $p = 0,278$).

Tabela 7- Sumário da análise de variância para avaliar o efeito de grupos sobre o desgaste de área do canal radicular.

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Grupo	2	0,171	10,715	<0,001
Resíduo	27	0,016		

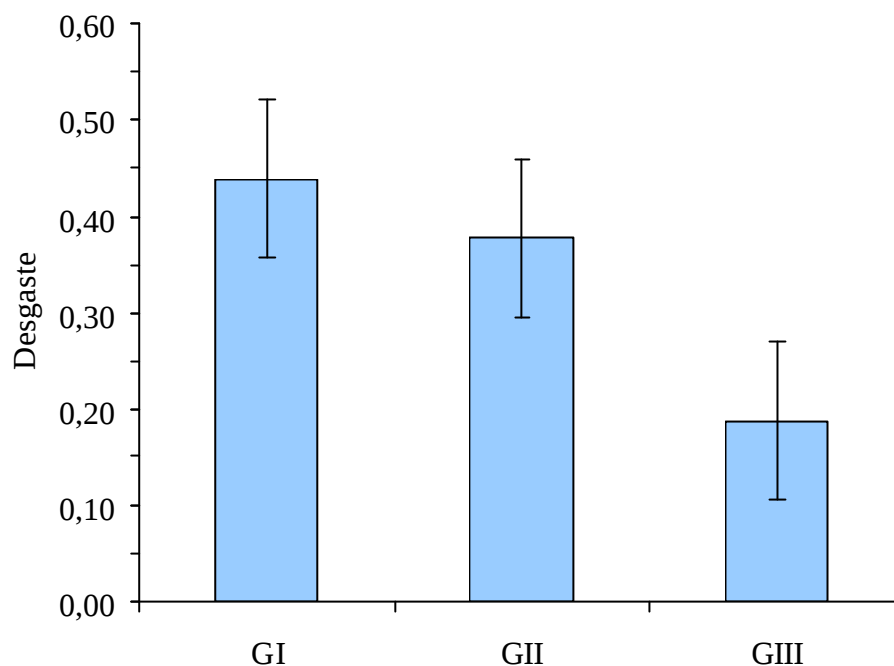


Figura 11 - Representação gráfica de médias de desgaste do canal radicular após a instrumentação (o traço vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional).

5.6- Avaliação do deslocamento do centro em relação ao desgaste

Na Figura 12 são apresentados os gráficos de dispersão dos valores de deslocamento do centro do canal radicular em relação ao desgaste. Também são mostrados os coeficientes de correlação de Pearson associados à dispersão. O grau de correlação, nos três grupos, é relativamente alto, indicando a existência de uma relação linear entre as variáveis. As equações das retas que melhor descrevem a relação entre o deslocamento e o desgaste foi determinado pelo método dos mínimos quadrados e são mostradas na

Figura 12. Considerando, então, a existência de regressão linear é possível prever o deslocamento do centro do canal em função do desgaste realizado. Assim, nos grupos GI e GII, resguardando as devidas unidades, o deslocamento previsto é aproximadamente a metade do valor do desgaste e no grupo GIII é um pouco maior, cerca de 60% do desgaste. Entretanto, em média, o desgaste no grupo GIII é significativamente menor do que a média nos outros grupos e, então, o deslocamento médio também será menor. Na Figura 13 é dada representação gráfica dos valores previstos de deslocamento do centro do canal radicular correspondentes às médias de desgaste, juntamente com intervalos de 95% de confiança para as médias populacionais. Observa-se que o deslocamento é significativamente menor para o grupo GIII e que não há diferença significativa entre os deslocamentos do centro do canal em relação aos grupos GI e GII.

O resíduo da regressão linear é determinado pela diferença entre o valor do deslocamento obtido experimentalmente e o valor previsto pela reta de regressão. Os desvios padrão desses resíduos nos três grupos foram praticamente iguais a 0,040 e o teste de Shapiro-Wilks forneceu $p=0,238$ para uma avaliação conjunta da normalidade desses resíduos.

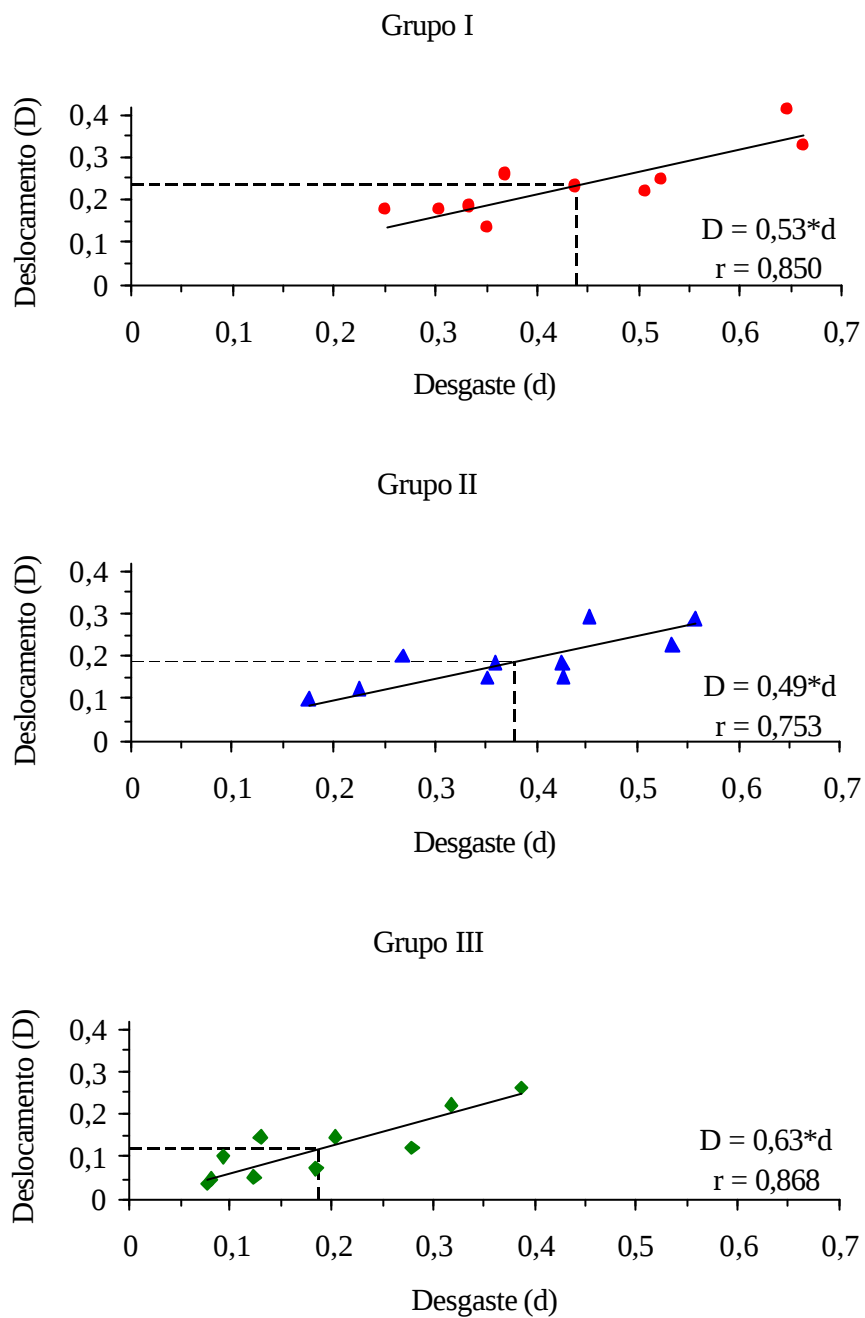


Figura 12 - Gráficos de dispersão do deslocamento do centro do canal radicular (mm) em relação ao desgaste do canal (mm²). Reta e equação de regressão linear, coeficiente de correlação (r). As linhas tracejadas indicam as médias.

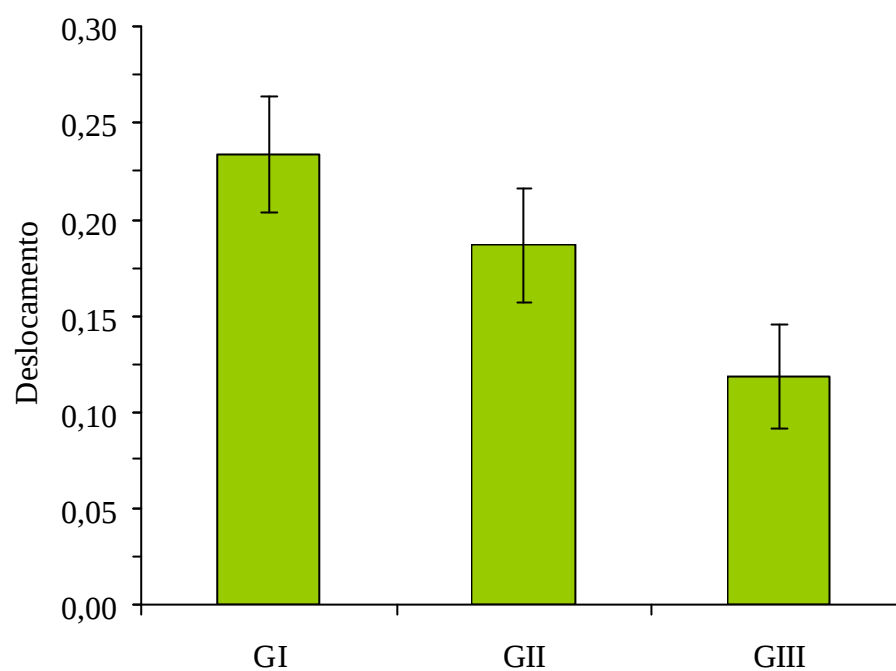


Figura 13 - Representação gráfica dos valores previstos de deslocamento do centro do canal radicular correspondentes às médias de desgaste (o traço vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional)

6 - Discussão

6 - Discussão

6.1- Discussão da metodologia

6.1.1- Dente artificial “versus” dente natural

A capacidade de um instrumento endodôntico em alargar e acompanhar a forma original do canal radicular pode ser avaliada com instrumentação em blocos de acrílico ou em dentes humanos extraídos.

O uso de dentes naturais extraídos utilizados em estudos “in-vitro”, apresenta, como grande complicador, a dificuldade de padronização dos corpos de prova. Idade, sexo, patologia, comprimento, diâmetro, curvaturas e dureza dentinária, podem interferir nos resultados.

A dureza dentinária da porção coronária é diferente da porção radicular, segundo Hodge ; McKay⁵² e Wright ; Fenske¹²⁰. Independente da porção dentária existe diferença de dureza nos dentes portadores de processo de cárie, atrição ou abrasão³⁵, necrose e vitalidade. A obtenção de dentes extraídos geralmente é feita a partir de bancos de dentes, sendo difícil, através da análise visual, distinguirmos o processo patológico que acometeu um referido dente no momento da sua extração.

Por este motivo, de acordo com a Comissão de Ética que regulamenta as pesquisas em Odontologia, “todo dente extraído utilizado em estudos científicos deve conter um histórico clínico e patológico”. Esse é mais um fator que dificulta, e algumas vezes inviabiliza, a utilização de dentes extraídos em trabalhos de pesquisa. Outro fator a ser considerado, é a idade dos dentes. Dentes de pacientes senis, geralmente apresentam dureza dentinária maior do que a de pacientes jovens, segundo Wright ; Fenske¹²⁰. Estes autores também constataram variabilidade na dureza dentinária, em pacientes de diferentes sexos, sendo que os dentes de pacientes do sexo feminino apresentam maior dureza do que os de sexo masculino.

Os blocos de resina, também denominados canais simulados, foram inicialmente introduzidos por Weine et al.¹¹⁹, (1975). Esta metodologia consiste em se reproduzir um canal radicular de forma padronizada nos três terços quanto ao comprimento, diâmetro, dureza e curvatura permitindo a avaliação dos instrumentos endodônticos. Este método tem sido muito utilizado em estudos da capacidade de modelagem dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio, Himel et al. (1994)⁵⁰, Camps ; Pertot (1995)²⁶, Tharuni et al. (1996)¹⁰², Bishop ; Dummer (1997)¹³, Thompson ; Dummer (1997)^{103,104,107,108,109,110}, Thompson ; Dummer (1998)^{111,112,113,114}, Bryant et al. (1998)^{21,22}, Camargo et al. (2002)²⁴, Mesgouez et al. (2003)⁷², Schafer et al. (2003)⁹⁰, Sonntag et al. (2003)⁹⁶ e Yun et al. (2003)¹²³. Porém, outros autores, como Lim ; Webber⁶⁴ (1985) e

Coleman ; Svec³³ (1997), consideram não haver diferença em se avaliar técnicas de instrumentação em dentes extraídos ou em blocos de resina. Por outro lado, considera-se que a transparência dos blocos de resina favorece a pesquisa pela análise visual dos corpos de prova através de fotografias^{19,90}, filmagens^{18,102}, ou digitalização das imagens e análise computacional^{24,99}, ao passo que, a análise por transparência em dentes naturais extraídos necessita para análise, que os mesmos sejam diafanizados e o processo de diafanização pode apresentar um número maior ainda de variáveis como, por exemplo, perda de substância calcificada e de estrutura tintorial, o que dificultará, mais ainda, a padronização e confiabilidade dos resultados

Utilizou-se neste estudo, como modelo experimental, pré-molares artificiais, confeccionados em resina, contendo um único canal com uma curvatura de quarenta graus. Embora o comprimento do canal e o ângulo de curvatura tenham sido padronizados, (obedecendo aos padrões propostos por Schneider⁹⁴ e Weine¹¹⁹), a anatomia interna dos mesmos foi diferente, simulando as situações encontradas nos dentes humanos.

Todavia autores como Schafer et al.⁹⁰, (2003), afirmaram que o grau de curvatura dos canais radiculares não influenciou no preparo dos instrumentos endodônticos. Entretanto, Bryant et al.²⁰, (1999), observaram que a curvatura dos canais foi o fator mais significativo na determinação da forma do preparo e resistência a fratura dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio estudados por eles.

Podemos encontrar na literatura endodôntica, diversas propostas de análise comparativa dos resultados de técnicas de instrumentação dos canais radiculares, naturais ou artificiais. Existem os métodos radiográficos, onde é possível avaliar o ângulo de curvatura^{30,55,94}, nível de curvatura^{24,30}, desvio apical^{48,79}, deslocamento do centro do instrumento^{29,48,79}, forma das paredes côncava e convexa do canal^{24,102}, dupla exposição^{67,100}, injeção de contraste no canal¹⁰².

Outros métodos de avaliação de técnicas de instrumentação descritos na literatura e amplamente conhecidos e utilizados são: o uso de mufla^{17,29} associada com o corte transversal, analisando a área, a forma, o desvio e a centralização do canal. O uso do microscópio óptico⁹, o estudo de imagens fotográficas^{17,43,88,108,110,112}, filmagem em vídeo²⁸, digitalização por scanner^{1,24,50,78,99,101,108,110,112}, e tomografia computadorizada⁸², são meios bastantes utilizados também.

No nosso trabalho, optamos pelo método introduzido por Bramante et al.¹⁷, em 1987, que tem como vantagem permitir a comparação entre os canais radiculares pré e pós-instrumentados, possibilitando a sua avaliação bidimensional.

Embora o seccionamento das raízes implicar em perda de material de tecido duro e conseqüentemente, perda de informações sobre o preparo, trata-se de uma metodologia de avaliação que tem sido amplamente utilizada em pesquisas com instrumentos manuais e rotatórios

de níquel e titânio. Este método de estudo está sujeito a pequenas modificações adotadas por alguns autores, que nunca desprezam os mesmos princípios do método introduzido por Bramante et al.¹⁷, em 1987 (Coleman et al.³⁴, 1996; Glosson et al.⁴³, 1995; Kuhn et al.⁵⁹, 1997; Porto Carvalho et al.²⁹, 1999).

Neste trabalho, embora tenhamos empregado o método de Bramante et al.¹⁷ (1987), efetuamos também algumas modificações que basicamente se concentram na confecção da mufla e por consequência, nos blocos de resina acrílica segundo, Porto e Carvalho et al.²⁹ 2000.

As alterações propostas por Porto e Carvalho et al.²⁹ que sugeriram um modelo de mufla de gesso denominado de matriz de gesso, sem divisões foi usado para a instrumentação de todos os dentes.

Outra vantagem da modificação da técnica foi a viabilidade de utilizar uma outra matriz, para a inclusão dos dentes nos blocos de resina, confeccionada em silicone e com forma interna exatamente igual à matriz de gesso. Assim, foram eliminados os riscos de eventuais danos causados pela sua constante manipulação. A sua função principal foi adaptar, com precisão, as secções das raízes, para a instrumentação do canal radicular. A remoção das secções, após o procedimento endodôntico, foi possível com o auxílio de um parafuso localizado na base da matriz de gesso.

As paredes internas das matrizes de silicone e de gesso apresentaram uma forma cônica, com duas saliências verticais localizadas em lados opostos. Esta forma teve a finalidade de evitar movimentos nas secções dos dentes, durante o preparo dos canais. Com isso, os blocos de resina com o dente passaram a ter também uma forma cônica e com dois sulcos-guia em lados opostos. Eles adaptaram-se no interior da matriz de gesso de forma precisa e como consequência, as secções dos blocos mantiveram-se estáveis durante todo o procedimento de instrumentação dos canais radiculares.

Neste trabalho os blocos de resina com os dentes foram seccionados a uma distância de 2 milímetros aquém do ápice radicular, por se tratar da região mais curva e de difícil modelagem, portanto a área onde provavelmente perceberíamos a maior incidência de eventuais deformações, deslocamentos, degraus, perfurações etc.. Segundo Weine et al.¹¹⁹ (1975), o transporte do canal radicular ocorre com frequência nos milímetros apicais da raiz. Para este corte foi utilizado um disco diamantado de 0,15 mm, o que permitiu um mínimo de perda da estrutura.

Existe na literatura uma infinidade de formas de aquisição das imagens das secções das raízes a serem avaliadas. Porto Carvalho et al.²⁹ (2000), filmaram as imagens das secções com uma microcâmera acoplada a um microscópio e transferiram para o computador. Coleman et al.³⁴ (1996) e Glosson et al.⁴³ (1995) capturaram as imagens diretamente no

computador, filmando-as com uma microcâmera acoplada a um microcópio.

As imagens das nossas amostras foram fotografadas com uma câmera digital acoplada a um microscópio operatório e em seguida transferidas a um computador. A avaliação das mesmas foi feita por meio de um programa de editoração de imagens “AutoCAD R14”, o qual é encontrado com facilidade e pode ser instalado na maioria dos computadores domésticos, diminuindo o custo de aquisição e facilitando a reprodutibilidade da metodologia (Camargo et al. 2000)²⁴.

Diversos parâmetros tem sido abordados para a mensuração dos dados obtidos através das imagens. A extensão do movimento do centro do canal radicular (Porto Carvalho et al.²⁹ 2000), a alteração da área do canal (Coleman et al.³⁴ 1996, Glosson et al.⁴³ 1995, Kuhn et al.⁵⁹ 1997), o coeficiente de centralização do instrumento (Coleman et al.³⁴ 1996, Glosson et al.⁴³ 1995, Kuhn et al.⁵⁹ 1997), a forma final do canal (Thompson e Dummer^{103,105,107,109,111,113}).

Em nosso trabalho analisamos a direção e o transporte do centro axial do canal radicular, a partir das coordenadas x e y do centro do canal calculado pelo programa Autocad R14, antes e após a instrumentação.

Outro parâmetro que avaliamos foi a área do canal desgastada promovida pelo instrumento. O programa nos ofereceu as áreas iniciais, finais e as diferenças entre elas.

6.1.2- O porque da escolha dessas três técnicas comparativamente

Durante mais de sessenta anos, a Endodontia se desenvolveu basicamente usando dois tipos de instrumentos manuais; limas tipo K ou alargadores e limas tipo Hedströen. Somente com esses dois tipos de instrumentos, dezenas de técnicas foram propostas e adotadas no preparo biomecânico de canais radiculares⁶². O que caracterizava o desenho desses instrumentos era a anatomia dental e conseguinte conicidade radicular, a liga metálica e a cinemática de uso. A partir da década de oitenta com os estudos de novas ligas metálicas, por exemplo, níquel e titânio, muito mais flexível que o aço inoxidável, a possibilidade de se desenhar e mudar a cinemática foram pontos cruciais. Esse novo desenho e liga, possibilitaram uma grande mudança na cinemática, permitindo ao instrumento rotacionar no interior do canal radicular sem causar desgaste excessivo nas porções convexas do mesmo. Aproveitando-se desta nova capacidade os instrumentos rotatórios, assim chamados, puderam ser acoplados a peças de mão ou motores elétricos, promovendo um ganho significativo de tempo na execução da terapia endodôntica (Schafer et al.⁹¹, 2003).

Além dessas modificações, a introdução de instrumentos com conicidades diferentes daquelas padronizadas pela anatomia radicular,

permitiram criarem cinemáticas otimizadas de preparo biomecânico. Logicamente a secção transversal dos instrumentos e principalmente o dente de corte desses instrumentos, também sofreram modificações para evitar efeitos deletérios no tratamento. O principal elemento que contribuiu para essas novas preocupações foi a fratura dos instrumentos. Conhecimento, treinamento e criatividade passaram agora a ser componentes imprescindíveis ao endodontista.

O desgaste e deslocamento do instrumento do centro do canal radicular são fatores diretamente ligados ao fator fratura. A combinação de pequeno deslocamento, desgaste adequado e ausência de fratura compõem o ideal de uma terapia endodôntica otimizada.

Parecendo um retrocesso, já que nos remete ao uso do Giromatic da década de sessenta, a técnica oscilatória surge novamente como mais uma alternativa para a realização de um preparo biomecânico eficaz, com ganho de tempo, conicidades diferentes do padrão e cinemática que permite o uso de instrumentos de aço inoxidável, com as vantagens que essa liga apresenta em relação ao níquel e titânio, sem sofrer o risco deletério da fratura.

Sem desprezar as técnicas de instrumentação manuais, respeitando a sua acessibilidade a profissionais que não podem cobrar por um tratamento endodôntico mais refinado, rápido e caro, reflexo da realidade brasileira,

além de tempo investido para absorção dessas novas tecnologias, optamos em testar três técnicas de vanguarda que são: K_3 , Race e Endo-Eze.

6.1.3- Seqüência dos instrumentos K_3

A seqüência que adotamos para os instrumentos K_3 é a mesma adotada pelo fabricante. Essa é uma seqüência coroa-ápice que se inicia por instrumentos de grandes conicidades 0,08 e 0,10 mm/mm com d_1 0,25 mm, instrumentos esses usados para o preparo do terço cervical. A medida que avançamos em direção ao comprimento de trabalho, alternamos as conicidades 0,06 e 0,04 mm/mm, assim como o diâmetro inicial dos instrumentos.

O instrumento K_3 apresenta três dentes de corte assimétricos, com três ângulos diferentes, sendo os três positivos. Na área analisada, ou seja, a 2 mm aquém do comprimento do dente, os instrumentos que aí atuaram tinham d_1 0,25 e 0,20 mm com conicidade 0,04 mm/mm.

6.1.4- Seqüência dos instrumentos Race

Também usamos a mesma seqüência recomendada pelo fabricante. É uma seqüência coroa-ápice com três instrumentos que atuaram no terço

cervical com grandes conicidades e, no terço apical (área de avaliação) alternaram-se as conicidades 0,04 e 0,02 mm/mm com diâmetros iniciais de 0,25 mm. Confeccionados em níquel e titânio apresentam secção transversal triangular com três dentes de corte negativos e alternância no ângulo helicoidal.

Tanto os instrumentos K₃ e Race são rotatórios e pela própria cinemática empregada apenas alargaram o terço apical.

6.1.5- Seqüência dos instrumentos Endo-Eze

Os instrumentos Endo-Eze apresentam uma cinemática de oscilação recíproca de trinta graus e são utilizados por movimentação perimetral e de vai e vêm, não obedecendo ao princípio coroa-ápice já que todos instrumentos são levados diretamente ao comprimento de trabalho. Confeccionados em aço inoxidável tem secção transversal quadrangular, com ângulo de corte negativo e conicidades 0,25, 0,35, 0,45 e 0,60 mm/mm e diâmetros iniciais de 0,10 e 0,13 mm. Na área de observação os instrumentos 0,10/0,25 mm/mm e 0,13/0,35 mm/mm atuaram pela cinemática acima descrita.

6.2- Discussão dos resultados estatísticos

As Tabelas 1, 2 e 3 apresentam os valores obtidos antes e após o desgaste tanto para x_1 e x_2 quanto para y_1 e y_2 , além do deslocamento. A representação gráfica destes dados nos remete a Figura 11 onde se verifica que o Grupo I (Endo-Eze) foi mais eficaz no desgaste do que o Grupo II (K_3) e Grupo III (Race) no comprimento de avaliação. Correlacionando a Tabela 1 com a Figura 11, notamos que antes do desgaste, a área avaliada media ao redor de $0,4 \text{ mm}^2$ e, após o desgaste esta área dobrou para em média $0,8 \text{ mm}^2$. Analisando a Figura 8 com a Tabela 1 e a Figura 11 (Grupo I), notamos que além de ter dobrado a área de desgaste em relação ao inicial, quase todas as paredes sofreram ação do instrumento. Isso se explica devido ao fato dos instrumentos do sistema Endo-Eze terem um diâmetro inicial diminuto, o que permite a cinemática perimetral, além de ser usado nesse instrumento o movimento de vai e vêm. Por ter secção transversal quadrangular e ser torcido a partir de uma base piramidal quadrangular, esse instrumento tem uma alta resistência a torção e ângulo de corte altamente negativo, compensado pelo alto número de dentes de corte (4). A grande quantidade de espirais da parte ativa (31), confere a esse instrumento um grande número de pontos de contato, (maior desgaste), com a parede dentinária simulada e ganho de flexibilidade. Soma-se a esse fato

as quatro diferentes conicidades que promovem um escalonamento, utilizando-se poucos instrumentos.

Associando-se a Tabela 1 com a Figura 11 e a Figura 12 (Grupo I) percebemos que existe solução de continuidade e relatividade entre desgaste e deslocamento. Na Tabela 1 verificamos que o deslocamento do instrumento no nível analisado é de aproximadamente 0,20 mm, completamente aceitável para os padrões de desvio do longo eixo do canal radicular. Não podemos nos furtar de considerar que neste grupo o desgaste foi mais efetivo em todas as paredes, o que obviamente levaria a um deslocamento dessa magnitude, e é reflexo da composição do instrumento ser o aço inoxidável, porém, a flexibilidade diminuída em função da liga, em contrapartida, tem um ganho por causa dos pequenos diâmetros que compõem esses instrumentos, números de espirais, aliados a uma movimentação oscilatória.

No Grupo II (K_3) conforme Tabela 2, observamos que antes do desgaste a média da área era ao redor de $0,4 \text{ mm}^2$, também dobrando para $0,8 \text{ mm}^2$ após a instrumentação, com deslocamento de 0,18 mm. Esses números indicam uma ínfima diferença em relação aos resultados obtidos no Grupo I. Analisando a Figura 9 com a Tabela 2 e Figura 11 (Grupo II) notamos também que além de ter dobrado a área de desgaste, quase todas paredes sofreram ação dos instrumentos. Isso se deve ao fato dos instrumentos iniciais do sistema K_3 e que atuam no terço cervical,

promoverem um grande alargamento do terço cervical e médio, devido a grande conicidade. Alternando-se conicidades e direcionando o instrumento apicalmente, o desgaste efetivo no terço cervical e médio, permite que um instrumento de diâmetro inicial relativamente grande (0,30 ou 0,25 mm) atue no terço avaliado. Porém a própria cinemática impede movimentação perimetral. O pequeno deslocamento observado e que pouco difere do Endo-Eze é conseguido porque a liga de níquel e titânio é mais flexível.

O Grupo III (Race) conforme Tabela 3 e Figura 11 apresentaram média antes do desgaste ao redor de 0,4 mm² e 0,6 mm² após a instrumentação, com deslocamento de 0,12 mm. Esse grupo por sua vez, apresentou desgaste menor, assim como o deslocamento. Lembrando que o instrumento com ϕ de 0,25 mm apresenta uma área de aproximadamente 0,05 mm², e que com secção transversal triangular e níquel e titânio na confecção torna-se altamente flexível, portanto a atuação dele em todas as paredes é dificultada pela própria cinemática de instrumentação rotatória, que impede a utilização de um mesmo instrumento num mesmo comprimento de trabalho, por mais de dois segundos, o que representa aproximadamente dez rotações num mesmo comprimento, altamente comprometedoras para canais como os aqui utilizados com quarenta graus de curvatura. Apesar do fabricante, pelo fato dele não se prender nas paredes, recomendar a associação do pincelamento à cinemática “packing motion”, infelizmente é impossível praticá-la no terço apical.

Assim, comparando a Figura 10 com a Tabela 3 e a Figura 11, verificamos que nem todas as paredes sofreram a ação do instrumento. Comparando a Figura 11 com a Figura 12 e a Figura 13, notamos que o desgaste está diretamente relacionado ao deslocamento. Soma-se a isso, os dados das Tabelas 1, 2 e 3 onde a média de área dos canais radiculares antes da instrumentação pouco variou, acreditamos assim, que a metodologia proposta é adequada. Ressaltamos que os dentes utilizados apresentavam canais irregulares e conicidade próxima a de dentes humanos, trazendo um modelo mais fidedigno da realidade.

É importante salientar o uso de blocos de acrílico com canais completamente cônicos, altamente favoráveis à instrumentação rotatória, é desfavorável à instrumentação oscilatória. Porém, essa não é a realidade anatômica, o que nos leva a questionar a literatura pertinente que utiliza tal modelo.

6.3- Constatações

Aumento de tecnologia requer um aumento de conhecimento e treinamento. Após o término dos trabalhos de Mestrado e Doutorado, baseados em instrumentação rotatória, corroboramos as idéias e postulados do Dr. John T. Mcspadden. Um instrumento com desenho de melhor

capacidade de corte requer um menor torque, para proporcionar o mesmo grau de alargamento do canal radicular. Esta capacidade de corte está diretamente relacionada com o ângulo de corte. Dos três sistemas testados, o sistema K_3 apresenta três ângulos de corte positivos, os sistemas Race e Endo-Eze apresentam ângulos de corte negativos, fatos como se verão a seguir e que são compensados por outros fatores.

Em canais radiculares retos, a capacidade de um instrumento resistir ao torque, varia com o diâmetro do instrumento, independente de se efetuar movimentos rotatórios ou oscilatórios. Mesmo não sendo motivo desse estudo, observamos que o sistema que melhor resistiu ao torque, pois numa inspeção visual não apresentou deformações, foi o sistema K_3 .

Nos canais radiculares curvos, como os por nós avaliados, a capacidade de um instrumento resistir à deformação varia inversamente com seu diâmetro, fato observado no sistema Endo-Eze. A força necessária para fazer um instrumento girar ou oscilar (torque) varia diretamente com a área de superfície de contato do instrumento com o canal radicular, e o desenho do dente de corte. Dos três sistemas o que apresenta maior área de superfície de contato é o K_3 seguido do Endo-Eze e Race. Observamos nesse caso que o K_3 demanda mais torque.

Para melhorar a eficiência de um instrumento, quanto menor a área superficial em contato com as paredes do canal radicular, maior velocidade rotacional pode ser utilizada. Cabendo aqui a nossa sugestão a partir destas

constatações, que em instrumentos de grande conicidade poder-se-ia utilizar rotações maiores que 350 r.p.m..

Dos instrumentos analisados o que apresenta maior número de espirais é o Endo-Eze. Quanto mais espirais existirem por unidade de área do instrumento, mais torque é necessário para rotacionar ou oscilar esse instrumento, pois maior é o número de pontos de concentração de contato, compensado pela maior flexibilidade. Quanto mais cortante for a superfície de contato do instrumento, menor número de espirais é necessário. Um maior contato da área do instrumento com o canal radicular, ocorre quando se avança em direção apical, numa proporção igual a da pressão em direção ao ápice.

Trabalhando com sistemas rotatórios desde 1992 e sendo estudiosos desde então, consideramos que a partir do modelo proposto, podemos elucubrar para a clínica os resultados obtidos que estão dentro do que nós esperávamos, devido à experiência clínica prévia com os três sistemas avaliados.

7 - Conclusão

7 - Conclusão

Após avaliar comparativamente os três sistemas de instrumentação do canal radicular, concluímos que:

- Os sistemas Endo-Eze e K₃, apresentaram um deslocamento do centro do canal radicular maior do que o sistema Race;
- Menores valores de desgaste foram observados para o sistema Race, seguido dos sistemas K₃ e Endo-Eze;
- Os dentes confeccionados em resina, como os aqui testados, mostraram-se uma excelente opção para estudos de instrumentação.

8 - Referências

8- Referências*

- 1- ABOU-RASS, M.; ELLIS, M. A comparison of three methods of hand and automated instrumentation using the CFS and M4 for preparations of curved and narrow simulated root canals. **Braz. Endod. J.**, Goiânia, v. 1, n. 1, p. 25-33, 1996.
- 2- ABOU-RASS, M.; FRANK, A.L.; GLICK, D.H. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 101, n. 5, p. 792-794, Nov. 1980.
- 3- ALODEH, M.H.A.; DOLLER, R.; DUMMER, P.M.H. Shaping of simulated root canals in resin blocks using the step-back technique with K-files manipulated in a simple in/out motion. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 22, n. 3, p. 107-117, May 1989.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação - referências – elaboração. Rio de Janeiro: ABNT, 2002. 24p.

- 4- AL-OMARI, M.A.O.; DUMMER, P.M.H.; NEWCOMBE, R.G.
Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 25, n. 2, p. 57-66, Mar. 1992.
- 5- AL-OMARI, M.A.O.; DUMMER, P.M.H.; NEWCOMBE, R.G.;
DOLLER, R.; HARTLES, F. Comparison of six files to prepare
simulated root canals. Part 2. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 25, n. 2, p. 67-
81, Mar. 1992.
- 6- ANDREASEN, G.F.; HILLEMANN, T.B. An evaluation of 55-cobalt
substituted Nitinol wire for use in orthodontics. **J. Am. Dent. Assoc.**,
Chicago, v. 82, n. 6, p. 1373-1375, June 1971.
- 7- AUERBACH, M.B. Antibiotics vs instrumentation in endodontic.
Dent. J., Ann Arbor, v. 19, p. 225-228, 1953.
- 8- BANEGAS, G.; ZMENER, O.; GRIMBERG, F.; CHIACHIO, L.
Conductos radiculares artificiales: análisis de su confiabilidad para el
estudio de diferentes técnicas de instrumentación. **Rev. Asoc. Odontol.**
Argent., Buenos Aires, v. 88, n. 3, p.269-272, mayo/jun. 2000.

- 9- BAUMGARTNER, J.C.; MARTIN, H.; SABALA, C.L.; STRITTMATTER Jr., E.J.; WILDEY, W.L.; QUIGLEY, N.C.
Histomorphometric comparison of canals prepared by four techniques.
J. Endod., Baltimore, v. 18, n. 11, p. 530-534, Nov. 1992.
- 10- BEESON, T.J.; HARTWELL, G.R.; THORNTON, J.D.; GUNSOLLEY, J.C. Comparison of debris extruded apically in straight canals: conventional filing versus Profile .04 taper series 29. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 1, p. 18-22, Jan. 1998.
- 11- BERTRAND, M.F.; LUPI-PÉGURIER, L.; MÉDIONI, E.; MULLER, M.; BOLLA, M. Curved molar root canal preparations using Hero 642 rotary nickel-titanium instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 34, n. 8, p. 631-636, Dec. 2001.
- 12- BERTRAND, M.F.; PIZZARDINI, P.; MULLER, M.; MÉDIONI, E.; ROCCA, J.P. The removal of the smear layer using the Quantec system. A study using the scanning electron microscope. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 3, p. 217-224, May 1999.

- 13- BISHOP, K.; DUMMER, P.M.H. A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 30, n. 1, p. 25-34, Jan. 1997.
- 14- BLUM, J.Y.; MACHTOU, P.; MICALLEF, J.P. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 2, p. 108-114, Mar. 1999.
- 15- BLUM, J.Y.; COHEN, A.; MACHTOU, P.; MICALLEF, J.P. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 1, p. 24-31, Jan. 1999.
- 16- BONETTI FILHO, I.; TANOMARU FILHO, M. Avaliação do sistema Quantec e limas manuais de níquel-titânio na instrumentação de canais radiculares em bloco de resina transparente. **Odontol. Clín.**, São Paulo, v. 9, n. 1, p. 11-14, jan./jun. 1999.

- 17- BRAMANTE, C.M.; BERBERT, A.; BORGES, R.P. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 13, n. 5, p. 243-245, May 1987.
- 18- BRISEÑO, B.M.; SONNABEND, E. The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an *in vitro* study. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 24, n. 1, p. 15-23, Jan. 1991.
- 19- BRISEÑO, B.M.; KREMES, L.; HAMM, G.; NITSCH, C. Comparison by means of computer-supported device of the enlarging characteristics of two different instruments. **J. Endod.**, Baltimore, v. 19, n. 6, p. 281-287, June 1993.
- 20- BRYANT, S.T.; DUMMER, P.M.H.; PITONI, C.; BOURBA, M.; MOGHAL, S. Shaping ability of .04 and .06 taper Profile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 3, p. 155-164, May 1999.
- 21- BRYANT, S.T.; THOMPSON, S.A.; AL-OMARI, M.A.O.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 1. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 31, n. 4, p. 275-281, Jul. 1998.

- 22- BRYANT, S.T.; THOMPSON, S.A.; AL-OMARI, M.A.O.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 2. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 31, n. 4, p. 282-289, Jul. 1998.
- 23- CAMARGO, J.M.P. **Avaliação da eficácia das instrumentações rotatórias (sistema Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile série 29) em canais radiculares curvos simulados.** 2000. 215 f. Dissertação (Mestrado em Endodontia)-Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- 24- CAMARGO, J.M.P.; ESBERARD, R.M.; LOFFREDO, L.C.M. Avaliação da eficácia dos instrumentos rotatórios (Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile série 29) em canais radiculares artificiais. **Jornal Bras. Endo/Perio.**, Curitiba, v. 3, n. 9, p. 167-173, Abr./Jun. 2002.
- 25- CAMPBELL, D.; FRIEDMAN, S.; NGUYEN, H.Q.; KAUFMAN, A.; KEILA, S. Apical extent of rotary instrumentation with an apex locating handpiece in vitro. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 85, n.3, p. 319-324, Mar. 1998.

- 26- CAMPS, J.J.; PERTOT, W.J. Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in linear motion. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 28, n. 6, p. 279-284, Nov. 1995.
- 27- CAMPS, J.J.; PERTOT, W.J. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 28, n. 5, p. 239-243, Sep. 1995.
- 28- CARVALHO, L.A.P. **Análise comparativa da extensão e da direção do transporte do centro axial do canal radicular após a instrumentação com limas de níquel e titânio e de aço inoxidável.** 1997. 157 f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
- 29- CARVALHO, L.A.P. **Avaliação do preparo de canais radiculares com limas manuais e rotatórias de níquel e titânio e análise do aspecto morfológico das limas antes e após o uso.** 2000. 207 f. Tese (Doutorado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

- 30- CASTRO, E.T.; BRAMANTE, C.M. Manutenção do trajeto original após instrumentação de canais curvos usando o sistema Quantec 2000. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, Bauru, v. 4, n. 3/4, p. 89, 1997.
- 31- CLEM, W.H. Endodontics: the adolescent patient. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 13, n. 2, p. 483-493, Apr. 1969.
- 32- COHEN, S.; BURNS, R.C. **Pathways of the pulp**. 6th ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1994.
- 33- COLEMAN, C.L.; SVEC, T.A. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 23, n.4, p. 232-235, Apr. 1997.
- 34- COLEMAN, C.L.; SVEC, T.A.; RIEGER, M.R.; SUCHINA, J.A.; WANG, M.M.; GLICKMAN, G.N. Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of digital imaging. **J. Endod.**, Baltimore, v. 22, n. 11, p. 603-607, Nov. 1996.

- 35- CRAIG, R.G.; GEHRING, P.E.; PEYTON, F.A. Relation of structure to the microhardness of human dentin. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v. 38, n. 3, p. 624-630, May/June 1959.
- 36- DAVIES, D.B.; CORCORAN, J.F.; CRAIG, R.G. Evaluation of mechanical properties of machined versus twisted endodontic instruments. **J. Endod.**, Baltimore, v. 17, n. 4, p. 191, Apr. 1991. Abstract 12.
- 37- DIETZ, D.B.; DI FIORE, P.M.; BAHCALL, J.K.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Effect of rotational speed on breakage of nickel-titanium rotary files. **J. Endod.**, Baltimore, v. 26, n. 2, p. 68-71, Feb. 2000.
- 38- ELDEEB, M.E.; BORAAS, J.C. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 18, n. 1, p.1-7, Jan. 1985.
- 39- ESPOSITO, P.T.; CUNNINGHAM, C.J. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. **J. Endod.**, Baltimore, v. 21, n. 4, p. 173-176, Apr. 1995.

- 40- FABRA CAMPOS, H.; MONTERDE ROVIRA, S.; CHORDÁ MARTÍNEZ, V. Técnica escalonada manual versus un nuevo sistema mecánico (Profile .04) en la preparación de conductos radiculares. **Endodoncia**, Madri, v. 16, n. 1, p. 21-27, ene./mar. 1998.
- 41- FABRA-CAMPOS, H.; RODRÍGUES-VALLEJO, J. Digitization, analysis and processing of dental images during root canal preparation with Quantec series 2000 instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 34, n. 1, p. 29-39, Jan. 2001.
- 42- FAVA, L.R.G. The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 9, n. 2, p. 76-80, Feb. 1983.
- 43- GLOSSON, C.R.; HALLER, R.H.; DOVE, S.B.; del RIO, C.E. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. **J. Endod.**, Baltimore, v. 21, n. 3, p. 146-151, Mar. 1995.

- 44- GLUSKIN, A.H.; BROWN, D.C.; BUCHANAN. L.S. A
reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary
GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice
operators. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 34, n. 6, p. 476-484, Sep. 2001.
- 45- GOERIG, A.C.; MICHELIN, R.J.; SCHULTZ, H.H. Instrumentation of
root canals in molars using the step-down technique. **J. Endod.**,
Baltimore, v. 8, n. 12, p. 550-554, Dec. 1982.
- 46- GRIFFITHS, I.T.; BRYANT, S.T.; DUMMER, P.M.H. Canal shapes
produced sequentially during instrumentation with Quantec LX rotary
nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. **Int. Endod.**
J., Oxford, v. 33, n. 4, p. 346-354, Jul. 2000.
- 47- GRIFFITHS, I.T.; CHASSOT, A.L.; NASCIMENTO, M.F.; BRYANT,
S.T.; DUMMER, P.M.H. Canal shapes produced sequentially
during instrumentation with Quantec SC rotary nickel-titanium
instruments: a study in simulated canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 34,
n. 2, p. 107-112, Mar. 2001.

- 48- HECK, A.R. **Avaliação radiográfica da deformação apical com uso de instrumentos manuais de aço inoxidável e de liga níquel e titânio e rotatórios de liga níquel-titânio.** 1997. 131 f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru.
- 49- HILT, B.R.; CUNNINGHAM, C.J.; SHEN, C.; RICHARDS, N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. **J. Endod.**, Baltimore, v. 26, n. 2, p. 76-80, Feb. 2000.
- 50- HIMEL, V.T.; MOORE, R.E.; HICKS, V.E. The effects which three endodontic files have on canal shape. **J. Endod.**, Baltimore, v. 20, p. 204, 1994. Abstract 65.
- 51- HINRICHS, R.E.; WALKER III, W.A.; SCHINDLER, W.G. A comparison of amounts of apically extruded debris using handpiece-driven nickel-titanium instruments systems. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 2, p. 102-106, Feb. 1998.
- 52- HODGE, H.C.; McKAY, H. The microhardness of teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 20, p. 227-233, Feb. 1933.

- 53- HÜLSMANN, M.; SCHADE, M.; SCHÄFERS, F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 34, n. 7, p. 538-546, Oct. 2001.
- 54- INGLE, J.I. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 14, n. 1, p. 83-91, Jan. 1961.
- 55- IQBAL, M. K.; MAGGIORE, F.; SUH, B; EDWARDS, K. R.; KANG, J.; KIM, S. Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. . **J. Endod.**, Baltimore, v. 29, n. 9, p. 587-591, Sep. 2003.
- 56- KHERLAKIAN, D.; FERREIRA, M.O.F.; ZUOLO, M.L. Quantec 2000: uma nova técnica para instrumentação de canais. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 51, n. 4, p. 333-337, jul./ago. 1997.
- 57- KOBAYASHI, C.; YOSHIOKA, T.; SUDA, H. A new engine driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. **J. Endod.**, Baltimore, v. 23, n. 12, p. 751-754, Dec. 1997.

- 58- KORZEN, B.H. Quantec series 2000 graduating tapers technique for endodontic canal preparation. **Oral Health**, Ontario, v. 1, n. 1, p. 15-19, Dec. 1996.
- 59- KUHN, W.G.; CARNES Jr., D.L.; CLEMENT, D.J.; WALKER III, W.A. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 23, n. 12, p. 735-738, Dec. 1997.
- 60- KUM, K.; SPÄNGBERG, L.; CHA, B.Y.; YOUNG, J.; SEUNG-JONG, L.; CHAN-YOUNG, L. Shaping ability of three Profile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 26, n. 12, p. 719-723, Dec. 2000.
- 61- LAURICHESSE, J. M. Evolution des instruments canaux mécanisés: Nickel Titane, rotation continue et conicité variable. **Rev. Fr. Endod.**, Paris, v. 15, n. 2, p. 41-54, juin 1996.
- 62- LEONARDO, M.R.; LEAL, J.M. **Endodontia**: tratamento de canais radiculares. 3. ed. São Paulo: Panamericana, 1998. 902p.

- 63- LEONARDO, M.R.; LEONARDO, R.T. **Sistemas rotatórios em endodontia** São Paulo: Artes Médicas, 2002. 323p.
- 64- LIM, K.C.; WEBBER, J. The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 18, n. 4, p. 240-246, Oct. 1985.
- 65- LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; ESTRELA, C.; FONTES, P.P.; TUCHMAN, D. Emprego de limas acionadas a motor no preparo de canais radiculares. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 54, n. 1, p. 20-24, 1997.
- 66- LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; ESTRELA, C.; SIQUEIRA JR.,J.F.; FONTES, P.P. Influência de limas endodônticas de NiTi e de aço inoxidável, manuais e acionadas a motor no deslocamento apical. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 54, n. 2, p. 67-70, 1997.
- 67- LUITEN, D.J.; MORGAN, L.A.; BAUMGARTNER, J.C.; MARSHALL, J.G. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 21, n. 1, p. 26-32, Jan. 1995.

- 68- MCSPADDEN, J.T. Une nouvelle approche pour la préparation et l'obturation canalaire: les instruments mécanisés en nickel-titane et la gutta-percha multiphases. **Rev. Fr. Endod.**, Paris, v. 12, n. 1, p. 9-19, 1993.
- 69- MCSPADDEN, J.T. Advanced geometries in endodontic micro files: the rationale. **NT Company**, 1996.
- 70- MANDEL, E.; ADIB-YAZDI, M.; BENHAMOU, L.M.; LACHKAR, T.; MEGOUEZ, C.; SOBEL, M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 6, p. 436-443, Nov. 1999.
- 71- MARTIN, H.A. Telescopic technique for endodontics. **J. Dist. Columbia Dent. Soc.**, Washington DC, v. 49, n. 2, p. 12-14, 1974.
- 72- 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.**, Oxford, v. 36, n. 3, p. 161-165, Mar. 2003.

- 73- MILLER, R.G. **Simultaneous statistical inference**. New York: McGraw-Hill, 1966. 272 p.
- 74- MORAES, S.H.; ARAGÃO, E.M.; HECK, A.R. Preparo dos canais radiculares com o sistema Quantec. **JBC- Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia**, Curitiba, v. 3, n. 15, p. 71-73, 1999.
- 75- MORGAN, L.F.; MONTGOMERY, S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. **J. Endod.**, Baltimore, v. 10, n. 10, p. 491-498, Oct. 1984.
- 76- MULLANEY, T.P. Instrumentation of finely curved canals. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 23, n. 4, p. 575-592, Oct. 1979.
- 77- PARK, H. A comparison of Greater Taper files, Profiles, and stainless steel files to shape curved root canals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 91, n.6, p. 715-718, Jun. 2001.
- 78- PETERS, O.A.; PETERS, C.I.; SCHÖNENBERGER, K.; BARBAKOW, F. Protaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, p. 86-92, 2003.

- 79- PONTI, T.M.; MCDONALD, N.J.; KUTTLER, S.; STRASSLER, H.E.; DUMSHA, T.C. Canal centering ability of two rotary file systems. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, n. 4, p. 283-286, Apr. 2002.
- 80- POULSEN, W. B.; DOVE, S.B.; del RIO, C.E. Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. **J. Endod.**, Baltimore, v. 21, n. 12, p. 609-612, Dec. 1995.
- 81- REDDY, S.A.; HICKS, M.L. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 3, p. 180-183, Mar. 1998.
- 82- RHODES, J.S.; PITT FORD, T.R.; LYNCH, J.A.; LIEPINS, P.J.; CURTIS, R.V. A comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 33, n. 3, p. 279-285, May 2000.
- 83- ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 11, n. 5, p. 203-211, May 1985.

- 84- ROIG CAYÓN, M.; PUMAROLA SUÑÉ, J.; BASILIO MONNÉ, J.
Preparación biomecánica en endodoncia con nuevas técnicas de
instrumentación mecánico-rotacionales. **Endodoncia**, Madrid, v. 13, n.
2, p. 55-67, abr./jun. 1995.
- 85- SATTAPAN, B.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Torque during
canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. **J. Endod.**,
Baltimore, v. 26, n. 3, p. 156-160, Mar. 2000.
- 86- SATTAPAN, B.; NERVO, G.J.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H.
Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. **J. Endod.**,
Baltimore, v. 26, n. 3, p. 161-165, Mar. 2000.
- 87- SAUNDERS, W.P.; SAUNDERS, E.M. Effect of noncutting tipped
instruments on the quality of root canal preparation using a modified
double-flared technique. **J. Endod.**, Baltimore, v. 18, n. 1, p. 32-36,
Jan. 1992.
- 88- SCHÄFER, E. Effects of four instrumentation techniques on curved
canals: a comparison study. **J. Endod.**, Baltimore, v. 22, n. 12, p. 685-
689, Dec. 1996.

- 89- SCHÄFER, E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 92, n.2, p. 215-220, Aug. 2001.
- 90- SCHAFFER, E.; FLOREK, H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, n. 3, p. 199-207, Mar. 2003.
- 91- SCHAFFER, E.; SCHLINGEMANN, R. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, n. 3, p. 208-217, Mar. 2003.
- 92- SCHÄFER, E.; TEPEL, J.; HOPPE, W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 21, n. 10, p. 493-497, Oct. 1995.

- 93- SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 18, n. 2, p. 269-296, Apr. 1974.
- 94- SCHNEIDER, S.W. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 32, n. 2, p. 271-275, Aug. 1971.
- 95- SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A. **Nickel-titanium instruments – applications in endodontics.** St. Louis: Ishiyaku Euroamericana, 1995. 112 p.
- 96- SONNTAG, D.; GUNTERMANN, A.; KIM, S.K.; STACHNISS, V. Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, n. 4, p. 246-255, Apr. 2003.
- 97- STEWART, G.G.; KAPSIMALAS, P.; RAPPAPORT, H. EDTA and urea peroxide for root-canal preparation. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 78, p. 335-338, Feb. 1969.

- 98- SVEC, T.A.; WANG, M.M. The effect of instrument precurving on transportation in simulated curved canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 2, p. 122-124, Feb. 1998.
- 99- SVEC, T.A.; WANG, M.M. Precurving of nickel-titanium files affects transportation in simulated canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 1, p. 23-25, Jan. 1998.
- 100- SWINDLE, R.B.; NEAVERTH, E.J.; PANTERA Jr., E.A.; RINGLE, R.D. Effect of coronal-radicular flaring on apical transportation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 17, n. 4, p. 147-149, Apr. 1991.
- 101- TEPEL, J.; SCHÄFER, E.; HOPPE, W. Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 28, n. 2, p. 68-76, Mar. 1995.
- 102- THARUNI, S.L.; PARAMESWARAN, A.; SUKUMARAN, V.G.
A comparison of canal preparation using the K-file and lightspeed in resin blocks. **J. Endod.**, Baltimore, v. 22, n. 9, p. 474-476, Sept. 1996.

- 103- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **J. Endod.**, Oxford, v. 23, n. 11, p. 698-702, Nov. 1997.
- 104- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. **J. Endod.**, Oxford, v. 23, n. 12, p. 742-747, Dec. 1997.
- 105- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 33, n. 3, p. 248-254, May 2000.
- 106- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 33, n. 3, p. 255-261, May 2000.
- 107- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Profile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 30, n. 1, p. 1-7, Jan. 1997.

- 108- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Profile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 30, n. 1, p. 8-15, Jan. 1997.
- 109- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 30, n. 4, p. 262-269, Jul. 1997.
- 110- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 30, n. 4, p. 270-278, Jul. 1997.
- 111- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 31, n. 4, p. 259-267, Jul. 1998.
- 112- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. **Int. Endod. J.**, Baltimore, v. 31, n. 4, p. 268-274, Jul. 1998.

- 113- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Mity Roto 360° and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 2, p. 128-134, Feb. 1998.
- 114- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Mity Roto 360° and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 2, p. 135-142, Feb. 1998.
- 115- TUCKER, D.M., WENCKUS, C.S., BENTKOVER, S.K. Canal wall planning by engine-driven nickel-titanium instruments, compared with stainless-steel hand instrumentation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 23, n. 3, p. 170-173, Mar. 1997.
- 116- VELLA, A. **A fase mecânica da cirurgia endodôntica.** 1955. 54f. Tese (Doutorado em Endodontia) Escola de Odontologia, Porto Alegre.
- 117- VERSÜMER, J.; HÜLSMANN, M.; SCHÄFERS, F. A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 35, n. 1, p. 37-46, Jan. 2002.

- 118- WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. **J. Endod.**, Baltimore, v. 14, n. 7, p. 346-351, July 1988.
- 119- WEINE, F.S.; KELLY, R.F.; LIO, P.J. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. **J. Endod.**, Baltimore, v. 1, n. 8, p. 255-262, Aug. 1975.
- 120- WRIGHT, H.N.; FENSKE, E.L. Factors involved in variability in hardness of tooth structures. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v. 17, n. 1, p. 297, 1938. Abstract 11.
- 121- YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 2, p. 115-119, Mar. 1999.
- 122- YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 33, n. 3, p. 204-207, May 2000.

- 123- YUN, H.H.; KIM, S.K. 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.**, St. Louis, v. 95, n. 2, p. 228-233, Feb. 2003.

CAMARGO, J.M.P. *Estudo comparativo do preparo do canal radicular de dentes artificiais utilizando diferentes técnicas automatizadas de instrumentação* Araraquara, 2004. 190 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

Foram avaliados comparativamente três sistemas de técnicas automatizadas de preparo dos canais radiculares, Endo-Eze, K3 e Race. Neste trabalho, foram utilizados 30 pré-molares artificiais, confeccionados em resina, com canais radiculares únicos, com curvatura de quarenta graus. Para a avaliação do preparo dos canais radiculares, os dentes foram divididos em três grupos, incluídos em blocos de resina e seccionados no terço apical das raízes. As secções das raízes foram fotografadas antes e após a instrumentação de forma padronizada e as imagens transferidas para o computador que procedeu às análises comparativas. A avaliação baseou-se na extensão do deslocamento, na direção do movimento do centro do canal radicular e na área desgastada. Em relação ao preparo dos canais, os sistemas Endo-Eze e K₃, apresentaram um deslocamento do centro do canal radicular maior do que o sistema Race. Menores valores de desgaste foram observados para o sistema Race, seguido dos

sistemas K₃ e Endo-Eze. Os dentes utilizados neste estudo mostraram-se eficazes na avaliação de diferentes técnicas de instrumentação.

Palavras-chave: Tratamento do canal radicular ; Endodontia - Instrumentação ;
Níquel e titânio.

CAMARGO, J.M.P. *Comparative evaluation of root canal preparation in artificial teeth utilizing different automated instrumentation techniques* Araraquara, 2004. 190 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

Three different systems of automated instrumentation techniques of root canal preparation were evaluated, Endo-Eze, K3 and Race. Thirty single rooted artificial resin pre-molars were manufacture with an apical curvature of 40-degree angle each. For the evaluation of the root canal preparation, the artificial teeth were divide in three groups, included in resin blocks and sectioned at the apical third. The sections were photographed before and after the instrumentation on a standardize way and the images obtained were transferred to a computer for the comparative analysis. The evaluation was based on the extension of canal displacement, the direction of the canal center movement and at the removed area. Concerning the root canal preparations, the Endo-Eze and K₃ systems presented a bigger deviation of the center of the original root canal bigger them the Race system. Lower values for the Race system were observed fallowed by the K₃ and Endo-Eze. The artificial teeth utilized in this study were efficient for the evaluation of different automated instrumentation techniques.

Keywords: Endodontics – Instrumentation ; Root canal therapy ; nickel titanium.