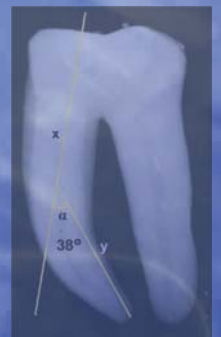


Análise comparativa ex vivo dos efeitos do preparo de canais curvos com diferentes sistemas rotatórios, por meio de tomografia computadorizada helicoidal

Orientador: Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto



**Ribeirão Preto
2006**

Marco Aurélio Versiani

Análise comparativa *ex vivo* dos efeitos do preparo de canais curvos com diferentes sistemas rotatórios, por meio de tomografia computadorizada helicoidal

Orientador: *Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto*

Ribeirão Preto
2006

Marco Aurélio Versiani

Análise comparativa *ex vivo* dos efeitos do preparo de canais curvos com diferentes sistemas rotatórios, por meio de tomografia computadorizada helicoidal

Dissertação apresentada ao Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto para obtenção do título de Mestre em Odontologia, sub-área Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto

Ribeirão Preto
2006

Versiani, Marco Aurélio, 1971

F383a

Análise comparativa *ex vivo* dos efeitos do preparo de canais curvos com diferentes sistemas rotatórios, por meio de tomografia computadorizada helicoidal / Marco Aurélio Versiani, Ribeirão Preto, 2006.

184 p.: il.-

Orientador: Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto

Dissertação (mestrado) – Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP, Odontologia, área de concentração: Endodontia, 2006.

1. Odontologia. 2. Endodontia. 3. Canal Radicular. 4. Tratamento. I.
Título

CDD: 617.6342



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisas em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto e no Instituto de Diagnóstico por Imagem do Hospital Santa Casa de Misericórdia de Ribeirão Preto.



Dedicatórias

À minha esposa Sinara,

Pela amizade, companheirismo, respeito e compreensão. Por me ensinar dia-a-dia a importância do amor e da família e, principalmente, por estar carregando em seu ventre o fruto maior de nosso sentimento, a Sofia. Obrigado!

Amo você...



Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto**, exemplo de profissional, cuja capacidade, responsabilidade, conhecimento, comprometimento e amor pela profissão, contagia aqueles que tem a honra de poder ser seu orientando. Obrigado pela oportunidade de conhecê-lo, pela confiança depositada em mim e pelo estímulo, sem os quais, este trabalho não se concretizaria.

Aos meus companheiros **Prof. Dr. Cássio José Alves de Sousa** e **Prof. Dr. Elizeu Álvaro Pascon**, responsáveis diretos pela minha formação técnico-científica, pelas oportunidades profissionais, pelo amor e envolvimento que tenho na Endodontia, porém, cuja importância é mínima em vista do ensinamento de vida, de humildade, de sentimento e de seres humanos que são!

Ao **Prof. Dr. Marco Aurélio Gagliardi Borges**. Companheiro, obrigado pelo apoio, pela paciência, pela oportunidade de concretizar deste projeto. Saiba que sem sua ajuda este trabalho não teria sido possível.

Aos professores **Luís Pascoal Vansan, Ricardo Gariba Silva, Yara T. Correa Silva Sousa, Celso Bernardo de Souza Filho, Lisete Diniz Ribas Casagrande, Jacy Ribeiro de Carvalho Júnior, Delza Deise Marchetti Kannan, Melissa Andréia Marchesan, Raphael Carlos Comeli Lia** e **Edson Alfredo**, pelas sugestões e pela amizade. Muito obrigado!

A toda equipe de professores do Curso de Mestrado em Endodontia da Universidade de Ribeirão Preto, aos meus colegas de classe e do Curso de Especialização em Endodontia da ABO de Uberlândia, pelos ensinamentos, pela paciência e pelos momentos inesquecíveis que me proporcionaram.

A todos os funcionários da UNAERP e do Instituto de Diagnóstico por Imagem do Hospital Santa Casa de Misericórdia de Ribeirão Preto que, direta ou indiretamente, ajudaram-me a superar todas os percalços para conclusão deste trabalho, em especial à **Rosemary Alexandre, Cecília Maria Zanferdine** e **Ely Calhau Nery**.



Sumário

RESUMO	
SUMMARY	
INTRODUÇÃO.....	1
REVISTA DA LITERATURA	8
PROPOSIÇÃO.....	64
MATERIAL E MÉTODOS.....	66
1. Seleção da amostra.....	67
2. Preparo do corpo-de-prova.....	72
3. Exame tomográfico inicial.....	74
4. Preparo biomecânico.....	75
5. Exame tomográfico final.....	79
6. Avaliação experimental.....	80
7. Análise estatística.....	85
RESULTADOS.....	86
1. Seleção da amostra.....	87
2. Exame tomográfico.....	91
3. Avaliação experimental.....	91
DISCUSSÃO.....	102
CONCLUSÕES.....	133
REFERÊNCIAS.....	135
APÊNDICES.....	157
1. Apêndice A.....	158
2. Apêndice B.....	166
ANEXO.....	180



Resumo

O objetivo desse estudo foi comparar o tempo de trabalho, o transporte, a direção do transporte, o índice de centralização e o aumento percentual da área de canais preparados com três sistemas rotatórios, por meio de tomografia computadorizada helicoidal. Molares inferiores (n=40) com ápices completamente formados, ângulo de curvatura $\geq 20^\circ$ e raio de curvatura < 10 mm foram selecionados e distribuídos em um grupo controle e três grupos experimentais, de acordo com os sistemas rotatórios utilizados: ProTaper™ (Grupo 1), ProFile™ (Grupo 2) e ProSystem GT™ (Grupo 3). Os dentes foram incluídos em uma base de resina acrílica transparente e escaneados por meio de tomografia computadorizada helicoidal. Os canais mesiais foram preparados com diâmetro cirúrgico de 0,30 mm, por um único operador. O tempo de preparo foi aferido, em segundos, com auxílio de um cronômetro digital. O corpo-de-prova foi, então, submetido novamente ao exame tomográfico. O transporte foi mensurado a partir das menores distâncias entre a parede interna do canal e os lados mesial e distal das raízes, por meio de topogramas obtidos nos dois exames tomográficos, representando os terços cervical, médio e apical. A direção do transporte foi definida a partir dos resultados obtidos na mensuração do transporte sendo que o valor negativo indicou transporte no sentido distal e, positivo, no sentido mesial. O índice de centralização foi calculado pela relação entre as diferenças das mensurações obtidas na avaliação do transporte. O aumento percentual da área foi calculado a partir da diferença entre a área do canal preparado e a área do canal não preparado. O tempo de preparo foi, em média, de $137,22 \pm 57,15''$, sendo mais rápido no grupo 3 ($89,45 \pm 15,76''$) que nos grupos 2 ($130,2 \pm 33,58''$) e 1 ($192 \pm 56,15''$), respectivamente ($p < 0,001$). O transporte foi, em média, de $0,024 \pm 0,141$ mm, sem diferença estatística entre os grupos. Houve maior tendência de transporte no sentido mesial. O índice de centralização foi, em média, de $0,50 \pm 0,27$, sem diferença estatística entre os grupos e terços. O aumento percentual da área foi, em média, de $76,90 \pm 42,27$ %, sem diferença estatística entre os grupos. Verificou-se maior aumento da área preparada no terço cervical, comparativamente aos terços médio e apical ($p < 0,05$). Concluiu-se que o tempo de trabalho foi menor com o sistema ProSystem GT™; não houve diferença, entre os

grupos, quanto ao transporte, índice de centralização e aumento da área preparada; houve maior tendência de transporte no sentido mesial e maior aumento percentual da área no terço cervical; não foi observada correlação entre o transporte e o aumento percentual da área preparada no terço apical em função do ângulo de curvatura, do raio de curvatura e do comprimento de trabalho.



Summary

The aim of this study was to compare the time of preparation, canal transportation, direction of transportation, mean centering ratio, and the percentage of area increase of canals instrumented using three rotary systems, assessed by spiral computed tomography. Forty lower molars with completely formed apices, curvature angle $\geq 20^\circ$, and radius of curvature < 10 mm, were selected and divided into a control group and three experimental groups, according to the rotary systems: ProTaper™ (Group 1), ProFile™ (Group 2) e ProSystem GT™ (Group 3). The teeth were embedded into transparent acrylic resin and scanned by spiral computed tomography. Shaping was performed by one operator and was completed with the instrument #30 at the working length. The preparation time was measured using a digital chronometer. The teeth were then scanned under the same conditions as the initial scan. The transportation was determined by measuring the shortest distance from the edge of canal to the periphery of the root (mesial and distal) before instrumentation, compared to the same measurements obtained from the instrumented images. Three sections from each tooth correlated to the apical, medium and cervical thirds were used. A negative result of the transportation meant that it has occurred to distal direction, while a positive result, to mesial direction. The mean centering ratio was calculated for each section using the ratio between differences of values obtained for transportation. Percentage of area increase was calculated by the difference of root canal area after and before shaping. Mean preparation time was $137.22 \pm 57.15''$. Group 3 presented the lowest result ($89.45 \pm 15.76''$) compared with groups 2 ($130.2 \pm 33.58''$), and 1 ($192 \pm 56.15''$), respectively ($p < .001$). Mean transportation was 0.024 ± 0.141 mm with no statistically significant difference between the groups. Most of the instrumented canals were transported toward the outside of the curve. Mean centering ratio was 0.50 ± 0.27 with no statistically significant difference between groups and sections. Percentage of area increase was 76.90 ± 42.27 % with no statistically significant difference between groups. The percentage of area increase for the cervical third was significantly greater than cervical and medium thirds ($p < .05$). In conclusion, less preparation time was observed for the ProSystem GT™ group; there were no differences regarding transportation, mean

centering ratio and percentage of area increase between groups; the direction of transportation was, mainly, towards the outer aspect of the curvature; the cervical third presented the highest percentage of area increase; no correlation between transport and percentage of area increase regarding working length, angle and radius of curvature was observed.



Introdução

Em Endodontia, o conhecimento preciso da morfologia do sistema de canais radiculares é um dos pré-requisitos para se atingir os objetivos da instrumentação: a completa remoção do tecido pulpar, dos microrganismos e da dentina infectada, além da modelagem adequada, previamente à obturação (SIQUEIRA JR., 2005). Estes conceitos tridimensionais de limpeza e modelagem, postulados por SCHILDER (1974), revolucionaram o enfoque eminentemente germicida e medicamentoso vigentes à época, lançando as bases da Endodontia contemporânea.

Contudo, nos 20 anos seguintes, este paradigma permaneceu ainda calcado em técnicas de instrumentação manual com instrumentos confeccionados em aço inóx. Tal abordagem torna-se especialmente complexa quando consideradas as limitações destes instrumentos no preparo de canais curvos e/ou atresiadados. Nestes canais, a instrumentação torna-se crítica, com possível ocorrência de acidentes operatórios como transporte, *zip*, fratura, degrau, perfuração, dentre outros, o que pode comprometer o prognóstico do tratamento endodôntico (PETERS et al., 2004; SCHAEFFER et al., 2005).

Com vistas a atingir os requisitos necessários à instrumentação de canais curvos, foram sugeridas variações na técnica, como a pré-curvatura dos instrumentos (WEINE, 1972) e a força balanceada (ROANE et al., 1985), além de novas propostas de confecção de instrumentos (MUSIKANT et al., 2004; BAUMANN, 2005). Estas modificações nas limas de aço inóx, apesar de minimizarem o transporte, não trouxeram os benefícios almejados, principalmente

em relação ao preparo de canais curvos (PETERS et al., 2001a, 2001b; HÜBSCHER et al., 2003).

Assim, após anos sem inovações significativas no que diz respeito à introdução de novos metais e ligas na fabricação de instrumentos endodônticos, WALIA et al. (1988) testaram as primeiras limas manuais fabricadas com um novo material: a liga de níquel-titânio. Seu uso na Endodontia foi sugerido com base em duas propriedades especiais: o efeito memória de forma e a superelasticidade (CIVJAN et al., 1975). De todas as ligas com estas propriedades, a liga de níquel-titânio é a mais utilizada, pois apresenta a maior deformação recuperável e os intervalos de temperatura de transformação mais adequados, além de apresentar elevada resistência à corrosão (WALIA et al., 1988). Sua superelasticidade faz com que o instrumento endodôntico seja mais flexível que o de aço inoxidável, sem exceder seu limite de elasticidade, o que permite melhor instrumentação de canais radiculares curvos, diminuindo o transporte (WALIA et al., 1988).

A liga de níquel-titânio possibilitou o desenvolvimento de instrumentos com profundas alterações de *design*, além da introdução do movimento rotatório completo para limpeza do sistema de canais radiculares (THOMPSON, 2000; HÜLSMANN et al., 2005). Contudo, somente a partir do início da década de 90 iniciou-se a fabricação e comercialização destes instrumentos (BAUGH; WALLACE, 2005).

O advento de instrumentos mais flexíveis, usinados em níquel-titânio, acabou por alterar o paradigma vigente da instrumentação dos canais radiculares.

Conceitos como secção transversal e dinâmica de trabalho foram modificados, surgindo uma nova concepção de instrumentação. Esta mudança de paradigma favoreceu a diminuição na incidência de erros operatórios, reduzindo a fadiga e o tempo de trabalho, facilitando a instrumentação de canais curvos e atrésicos (PETERS, 2004).

No entanto, apesar da comprovada superioridade física da liga de níquel-titânio em relação à de aço inóx (BAUMANN, 2004), principalmente no que se refere à sua elasticidade, GAMBILL et al. (1996) sugeriram que sua tendência à retificação, em virtude de sua memória de forma, poderia promover o transporte quando utilizada em canais curvos.

Os modelos experimentais propostos para investigar os efeitos dos diferentes tipos de instrumento e técnicas de instrumentação nos canais radiculares foram variados e enfocaram parâmetros relacionados à redução bacteriana (SIQUEIRA JR., 2005), limpeza (PAQUÉ et al., 2005a), transporte (TAŞDEMİR et al., 2005), tempo de preparo (RANGEL et al., 2005), fadiga torsional ou cíclica (PATIÑO et al., 2005), torque (SCHÄFER et al., 2005) e preparo apical (BAUGH; WALLACE, 2005) além de outros. Dentre estes, merece destaque o estudo do transporte do canal radicular durante o preparo biomecânico, um dos fatores iatrogênicos que mais afetam o prognóstico do tratamento endodôntico (PETERS et al., 2004; SCHAEFFER et al., 2005).

O transporte do canal radicular tem sido avaliado por meio de canais simulados em blocos de resina ou de dentes naturais. O primeiro, apesar de

desvinculado de questões de cunho bioético e de possibilitar a padronização da dimensão e angulação do canal (PEREZ et al., 2005; RANGEL et al., 2005; YOSHIMINE et al., 2005), possui uma dureza diferente da dentina humana, pode derreter com o calor friccional gerado durante a instrumentação e só permite uma avaliação bidimensional (SCHÄFER et al., 2005), restringindo a extrapolação dos resultados para a prática clínica (RHODES et al., 2000).

Quando do uso de canais de dentes naturais, a avaliação do transporte tem sido feita por meio de avaliação radiográfica, do sistema de muflas ou tomográfica. A avaliação radiográfica, apesar de não-destrutiva, permite uma avaliação do canal em apenas duas dimensões (IQBAL et al., 2004; VELTRI et al., 2005). O sistema de muflas (BRAMANTE et al., 1987), bem como suas variações (GUELZOW et al., 2005; JUNG et al., 2005a, 2005b; KAPTAN et al., 2005; PAQUÉ et al., 2005a), por sua vez, consiste na confecção de um bloco de resina ao redor de um dente extraído, sua secção em diferentes planos e sua exata reposição antes e após o experimento, o que possibilita a avaliação de vários parâmetros em uma área específica. Sua desvantagem está no fato de que, para serem avaliados, os espécimes precisam ser seccionados, perdendo parte de sua estrutura e, portanto, parte das informações (JUNG et al., 2005a).

Em 1990, TACHIBANA; MATSUMOTO sugeriram, pela primeira vez, o uso clínico da tomografia computadorizada (TC) como ferramenta de diagnóstico endodôntico. O uso de uma metodologia não-destrutiva seria um avanço para comparar as condições do canal radicular antes e após a instrumentação. Contudo,

em virtude do alto custo e da geração de imagens pouco definidas, concluiu-se, à época, que seu uso em Endodontia seria limitado.

Atualmente, por gerar imagens em terceira dimensão, bem como planos seccionados dos dentes, de maneira acurada, quantificável e reproduzível, e de forma não-invasiva, a nova geração de aparelhos de TC tem permitido avaliar diversos aspectos relativos à anatomia endodôntica e à instrumentação dos canais radiculares (NIELSEN et al., 1995; DOWKER et al., 1997; BJØRNDAL et al., 1999; RHODES et al., 1999; PETERS et al., 2000; RHODES et al., 2000; BERGMANS et al., 2001; GARIP; GÜNDAY, 2001; GLUSKIN et al., 2001; PETERS et al., 2001a, 2001b; BERGMANS et al., 2002; HÜBSCHER et al., 2003; PETERS et al., 2003a, 2003b; JUNG et al., 2005a, 2005b; PAQUÉ et al., 2005b; TAŞDEMİR et al., 2005).

A técnica não-destrutiva usando TC com resolução inferior a 50 micrômetros, a chamada microtomografia computadorizada (μ TC), representou outro avanço na avaliação da instrumentação endodôntica, sem perda de estrutura dentária e com alto grau de definição (BJØRNDAL et al., 1999; RHODES et al., 1999; HÜBSCHER et al., 2003; PETERS et al., 2003a, 2003b; JUNG et al., 2005a, 2005b; PAQUÉ et al., 2005b). Além disso, a técnica permite definir precisamente cada plano a ser avaliado, por meio de uma escala precisa, diminuindo o potencial de erro das radiografias e fotografias. Apesar das vantagens, seu custo ainda é um fator limitador (GLUSKIN et al., 2001).

Investigações prévias usando a TC em Endodontia foram inadequadas devido à resolução ineficiente: 1,5 mm (GAMBILL et al., 1996), comparadas às

conseguidas posteriormente com a μ TC: 34 μ m (PETERS et al., 2000, 2001a; RHODES et al., 1999; BERGMANS et al., 2001; GLUSKIN et al., 2001; HÜBSCHER et al., 2003; PETERS et al., 2003a, 2003b; JUNG et al., 2005a, 2005b; PAQUÉ et al., 2005b). Além disso, o tempo prolongado de escaneamento e reconstrução das imagens nos primeiros aparelhos (acima de 4 horas) só possibilitaram a avaliação de poucos espécimes. Contudo, *softwares* foram desenvolvidos no intuito de suprir estas falhas, permitindo a avaliação pré e pós-instrumentação dos canais radiculares de forma mais rápida e precisa (PETERS, 2004).

A TC helicoidal é uma evolução do exame tomográfico em que o tubo de raios X desenvolve movimento em espiral ao mesmo tempo em que ocorrem a emissão dos raios X e o movimento da mesa. As imagens obtidas podem ser reconstruídas em diferentes planos ou em uma única imagem tridimensional. A TC helicoidal é, no momento, o que há de mais atual nesse seguimento, constituindo a quinta geração de aparelhos tomográficos (MAIERHOFER; GUERRINI, 2001), ainda pouco explorada como ferramenta de pesquisa em Endodontia (TAŞDEMİR et al., 2005).



Revista da Literatura

BADAN (1949) apresentou uma técnica de instrumentação, conhecida como oxígenoargoterapia, onde enfatizou a função do oxigênio nascente e a liberação da prata. Além disto, propôs condições diferentes quanto ao número de instrumentos utilizados no alargamento dos canais radiculares, de acordo com a presença ou não de patologia pulpar. Para os casos de polpa viva, o canal deveria ser instrumentado a partir da lima que determina o diâmetro anatômico, mais três instrumentos em ordem crescente de diâmetro e, para canais sépticos, manipulados ou não, quatro instrumentos a partir daquele que delimita o diâmetro inicial, na sua ordem crescente de numeração. Assim, conseguir-se-ia uma ampliação de 150 a 200 μ m, considerada ideal para a constrição apical.

SCHNEIDER (1971) propôs um método para mensuração do ângulo de curvatura da raiz. Para isto, a partir da radiografia do elemento avaliado, traçava-se uma linha paralela ao longo do eixo do dente. Em seguida, uma segunda linha, traçada a partir da saída do forame apical, intersectava com a primeira no ponto onde o canal começava a sair do longo eixo do dente, em razão da curvatura. O ângulo agudo formado seria considerado como o ângulo de curvatura da raiz. O autor concluiu que um ângulo de curvatura $\geq 20^\circ$ seria considerado como severo.

SCHILDER (1974) propôs o conceito de limpeza e modelagem (*Cleaning and Shaping*) no preparo do sistema de canais radiculares. Até então, o paradigma do tratamento endodôntico se baseava em um enfoque eminentemente germicida e medicamentoso. Nesta nova perspectiva, o autor discute o preparo mecânico-químico do sistema de canais radiculares quanto à instrumentação e obturação, de

forma a se atingir os objetivos biológicos preconizados. Assim, o novo paradigma, que viria lançar as bases da Endodontia contemporânea, propunha que o sistema de canais radiculares deveria ser limpo em toda sua extensão e preparado de tal forma a receber, posteriormente, uma obturação densa e permanente, promovendo seu vedamento hermético e tridimensional.

CIVJAN et al. (1975) sugeriram, pela primeira vez, o uso das ligas de níquel-titânio conhecidas como 55-Nitinol (cerca de 55% de níquel e 45% de titânio, em peso) e 60-Nitinol (cerca de 60% de níquel e 40% de titânio, em peso) para confecção de instrumentos em Dentística, Cirurgia, Periodontia e Endodontia. Dentre as vantagens relacionadas pelos autores, em comparação às outras ligas de uso potencial na área da saúde, estariam o baixo módulo de elasticidade, a alta resiliência, a memória de forma, maior resistência à deformação e corrosão, além de acentuada flexibilidade.

KEREKES; TRONSTAD (1977) avaliaram morfometricamente o diâmetro anatômico dos canais radiculares de 40 molares superiores e inferiores, em cinco diferentes níveis, a partir do ápice com o intuito de sugerir uma padronização na determinação do diâmetro cirúrgico durante o preparo biomecânico. Os autores concluíram que a ampliação apical com instrumentos de diâmetro de 0,25 ou 0,30 mm não permitiria uma limpeza adequada de canais curvos dos molares inferiores, sugerindo maior ampliação desta região, visando incorporar o maior número das irregularidades anatômicas presentes.

ROANE et al. (1985) propuseram um novo conceito para o preparo biomecânico de canais radiculares curvos, denominado "Força Balanceada". Sua essência foi baseada no uso da magnitude de força no sentido de se criar um maior controle sobre o corte do instrumento em regiões não desejadas durante o preparo biomecânico. Neste sentido, os autores desenvolveram novos instrumentos e apresentaram diagramas de avaliação, cálculos matemáticos, ilustrações esquemáticas, além de casos clínicos como registro das vantagens de seu uso em vista das técnicas convencionais.

BRAMANTE et al. (1987) apresentaram um novo método para avaliar parâmetros relacionados à instrumentação dos canais radiculares, antes e após a instrumentação, denominado como sistema de muflas. Basicamente, o método consistia em incluir um dente em resina acrílica, no interior de uma mufla, e seccioná-lo em diferentes partes, avaliando as condições do canal antes da instrumentação. O conjunto seria, então, remontado na mufla e o canal instrumentado. Assim, poder-se-ia comparar a condição do canal antes e após a instrumentação.

WALIA et al. (1988) compararam a performance de limas 15 tipo K, de aço inóx, e um protótipo de mesmo diâmetro confeccionado a partir da usinagem de fios ortodônticos de Nitinol. Os resultados demonstraram maior resistência à fadiga torsional do protótipo, bem como flexibilidade elástica de 2 a 3 vezes superior, em relação ao instrumento de aço inóx. Os autores sugeriram o uso desta liga na

confecção de uma nova geração de instrumentos endodônticos, apresentando grau de elasticidade suficiente para o preparo de canais curvos.

MORTON et al. (1990) descreveram aspectos relacionados ao uso da microtomografia computadorizada (μ TC) para obtenção, reconstrução tridimensional e avaliação de imagens obtidas a partir de pequenas estruturas. Os autores concluíram que, apesar do tempo necessário para escaneamento e reconstrução (\pm 12 hs.) das imagens, este tipo de tecnologia permitiria a investigação de amostras de microestruturas biológicas com precisão e detalhamento não iguais por qualquer ferramenta de pesquisa.

TACHIBANA; MATSUMOTO (1990) utilizaram, *in vivo*, pela primeira vez, a tomografia computadorizada como ferramenta de diagnóstico em Endodontia. Os autores consideraram como vantagens a visualização de estruturas não identificadas pela radiografia convencional, bem como a possibilidade de reconstrução tridimensional dos canais radiculares e dentes. Contudo, consideraram como desvantagens a alta dose de radiação, o tempo de escaneamento, o custo e o tamanho do aparelho, além da resolução inadequada para detalhamento diagnóstico de pequenas áreas.

BERUTTI (1993) propôs um método para a visualização tridimensional do sistema de canais radiculares. A partir da elaboração de um aparato que permitia o reposicionamento dos espécimes antes e após a instrumentação, raízes mesiais de primeiros molares inferiores permanentes foram incluídas em resina e cortadas perpendicularmente em 5 partes, a partir da bifurcação, em incrementos de 1mm

até o ápice. Microfotografias das faces inferiores das secções foram feitas a partir de um estereomicroscópio (x16). As secções das raízes foram remontadas e os canais instrumentados. Em seguida, a imagem das secções radiculares, agora instrumentadas, foram novamente obtidas. As imagens dos canais pré e pós-instrumentados foram transferidas para um computador, sobrepostas e avaliadas. O autor concluiu que este era um modelo experimental que possibilitava a avaliação precisa do preparo dos canais radiculares.

WANG; VANNIER (1994) compararam aparelhos de tomografia computadorizada tipo convencional e helicoidal, em relação à resolução de imagem. Os autores concluíram que a tomografia computadorizada helicoidal foi superior à convencional no sentido em que geravam imagens com resolução longitudinal mais precisa.

BLAŠKOVIĆ-ŠUBAT et al. (1995) desenvolveram uma técnica para a reconstrução tridimensional do sistema de canais radiculares. Dez dentes humanos unirradiculares foram incluídos em resina após secção da porção coronária na junção esmalte-cimento. Cinco raízes foram seccionadas em 15 partes com 0,5 mm de espessura cada, perpendicularmente ao seu longo eixo. As outras cinco raízes tiveram sua porção apical seccionadas em 19 partes com 0,2 mm de espessura cada. O contorno dos canais foi delineado com auxílio de estereomicroscópio. As coordenadas obtidas serviram como referência para reconstrução tridimensional do canal. Os autores concluíram que a técnica foi precisa para a reconstrução da anatomia do sistema de canais radiculares,

inclusive do terço apical, podendo ser aplicada em outras áreas de pesquisa odontológica.

GLOSSON et al. (1995) avaliaram o preparo de 60 raízes mesiais de molares inferiores utilizando o sistema de muflas. A avaliação foi feita pela subtração de imagens digitalizadas tiradas antes e após o preparo. As raízes foram divididas em cinco grupos de acordo com o instrumento e técnica de instrumentação: (A) K-Flex™; (B) Mity™; (C) NT Sensor™; (D) Canal Master U™; e (E) sistema Lightspeed™. Os resultados mostraram que os canais nos grupos C, D e E apresentaram menor transporte, menor desgaste de dentina, secção mais arredondada e melhor centralização e, nos grupos C e E, o preparo foi mais rápido. Os autores concluíram que o futuro dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio era promissor.

NIELSEN et al. (1995) avaliaram quatro primeiros molares superiores humanos por meio da μ TC. Os dentes foram instrumentados e dois deles obturados, para avaliação comparativa. Os autores citaram como vantagens deste método a possibilidade de reconstrução tridimensional da morfologia do dente, de mensuração da área e volume dos tecidos e dos canais pré e pós-instrumentados, sem perda de estrutura dentária.

DAVIS; WONG (1996) revisaram o uso da μ TC no campo da biomedicina e odontologia, principalmente em relação à precisão na quantificação de perda mineral óssea ou dentária, fazendo um paralelo com outros recursos diagnósticos existentes. Os autores concluíram que, em virtude do longo tempo de

escaneamento e da alta dose de radiação, a μ TC não era passível de uso em seres humanos. Apesar disto, confirmaram sua eficácia e indicaram seu uso na pesquisa odontológica.

GAMBILL et al. (1996) avaliaram o preparo endodôntico de 36 dentes unirradiculares com limas manuais de aço inóx ou de níquel-titânio (Mity™), por meio de tomografia computadorizada. Os resultados mostraram que as limas de níquel-titânio prepararam os canais em menor tempo, com menos transporte e menor quantidade de dentina excisada. Os autores concluíram que a tomografia computadorizada era um método não-invasivo que possibilitava uma avaliação precisa do canal radicular antes e após o preparo biomecânico.

HARLAN et al. (1996) avaliaram o preparo endodôntico nos terços apical, médio e cervical de 42 canais de molares com curvaturas entre 20 e 40°, com instrumentos manuais de aço inóx (Flex-R™) e níquel-titânio (Onyx-R™), por meio da sobreposição de radiografias. Os resultados não mostraram diferença entre os grupos quanto à manutenção do eixo central do canal ou área instrumentada, no terço apical. Os autores concluíram que não houve correlação entre o ângulo de curvatura, o transporte e a quantidade de dentina excisada.

BAUMANN; DOLL (1997) avaliaram o uso da ressonância magnética, com resolução isotrópica de 98 μ m, como ferramenta não-invasiva de pesquisa em Endodontia, a partir da reprodução tridimensional do sistema de canais radiculares de dentes extraídos. Os resultados demonstraram a capacidade da ressonância magnética em reproduzir tridimensionalmente o sistema de canais radiculares

permitindo, inclusive, a identificação de canais laterais de pequeno diâmetro. Os autores concluíram que o aperfeiçoamento desta técnica poderia auxiliar em estudos posteriores no campo da Endodontia, contudo, em virtude do forte campo magnético necessário para a geração de imagens, além do alto custo, não teria aplicabilidade na pesquisa clínica.

DOWKER et al. (1997) utilizaram a μ TC, com resolução isotrópica de $0,40\mu\text{m}$, para avaliação do preparo endodôntico em três dentes extraídos. A reconstrução tridimensional foi feita com topogramas obtidos a partir de cortes axiais. Os autores concluíram que, apesar de ótima ferramenta para ensino e pesquisa em Endodontia, ela não poderia ser utilizada em pacientes devido aos altos níveis de radiação necessários para a obtenção das imagens.

NAGY et al. (1997) avaliaram, por meio de radiografia, a influência do grau de curvatura no transporte dos canais de 420 raízes de dentes extraídos, com diferentes graus de curvatura, preparados com limas manuais tipo K, Hedström, K-Flex™, Racer™ com o motor Intra Lux Endo 3-LDSY™, Giro-type™ com o motor Intra Lux Endo 3-LD™, sistema Excalibur™, sistema sônico MM 1400™ ou sistema ultrasônico Cavi Endo™. Os resultados mostraram uma relação direta entre a conformação geométrica e a ocorrência de transporte, em todas as técnicas, com exceção dos instrumentos sônicos e ultrasônicos.

PRUETT et al. (1997) avaliaram a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios do sistema Lightspeed™ durante o preparo de canais simulados em resina com diferentes ângulos (30, 45 e 60°) e raios de curvatura (2 e 5 mm). O torque foi

estabelecido em 10 g/cm e a velocidade em 750, 1300 e 2000 rpm. Os resultados mostraram aumento na incidência de fratura no ponto médio da curvatura. Não houve correlação entre fratura e velocidade de rotação com relação a instrumentos de maior diâmetro. O ciclo de fratura diminuiu significativamente com o decréscimo do raio de curvatura de 5 para 2 mm, bem como com o aumento do ângulo de curvatura. A avaliação microscópica das áreas de fratura mostrou ter sido resultante de fadiga do tipo cíclica. Os autores concluíram que o raio de curvatura e o calibre do instrumento tiveram maior influência na incidência de fratura do que a velocidade.

SHORT et al. (1997) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o preparo de 60 canais mesiais de molares inferiores com limas manuais de aço inóx Flex-R™ e com os sistemas rotatórios McXIM™, Lightspeed™ e ProFile .04 Series 29™. Os resultados mostraram que os sistemas rotatórios prepararam os canais mais rapidamente e de forma mais centralizada. Os autores concluíram que a utilização dos sistemas rotatórios favorecia a diminuição da fadiga do operador, reduzindo o tempo de trabalho.

THOMPSON; DUMMER (1997a) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com os sistemas NT Engine™ e McXIM™. Os resultados mostraram um tempo médio de preparo de 6,01 min. Durante o preparo de canais com curvaturas abruptas foram verificados um caso de fratura e quatro deformações. A confecção do batente apical foi observada em 37 canais, apesar do comprimento de trabalho ter sido perdido em

19 deles. Os autores concluíram que os sistemas testados foram capazes de preparar canais simulados com conicidade adequada, rapidez e mínima alteração do comprimento de trabalho.

THOMPSON; DUMMER (1997b) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com os sistemas NT Engine™ e McXIM™, a partir da sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram que não houve formação de *zip*, degrau, perfuração ou desgaste acentuado nas zonas de perigo. Cerca de 42% dos canais apresentaram maior desgaste no lado externo da curvatura, principalmente nos casos de curvaturas abruptas, havendo diferença significativa entre a configuração geométrica do canal e a quantidade de material removido. O transporte apical foi no sentido do lado externo da curvatura, principalmente nos canais com ângulo de curvatura de 40°. Os autores concluíram que, no preparo de canais simulados, os sistemas testados não promoveram alterações significantes.

THOMPSON; DUMMER (1997c) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com o sistema Lightspeed™. Os resultados mostraram um tempo médio de preparo de 8,12 min, não havendo correlação com as características geométricas do canal. Não houve bloqueio do canal, deformação ou fratura de instrumento, apesar da perda do comprimento de trabalho e sobreinstrumentação em alguns casos. Os autores concluíram que, apesar da conicidade do preparo não ter sido adequada, o sistema Lightspeed™ foi capaz de preparar canais simulados com rapidez, sem bloqueio,

com mínima alteração do comprimento de trabalho e sem fratura ou deformação de instrumentos.

THOMPSON; DUMMER (1997d) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com o sistema Lightspeed™, a partir da sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram ausência de perfuração ou bloqueio dos canais, apesar da presença de *zip* e degrau em 1 espécime. O transporte foi, em média, de 0,06 mm sendo mais freqüente, na porção apical, no sentido do lado externo da curvatura. Os autores concluíram que o sistema Lightspeed™ foi capaz de promover o preparo adequado de canais simulados.

THOMPSON; DUMMER (1997e, 1997f) avaliaram o preparo de 40 canais simulados, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com o sistema rotatório ProFile *Series 29.04*™, por meio da sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram que não houve correlação entre o tempo de preparo e as características geométricas dos canais. Não houve fratura, contudo, 52 instrumentos apresentaram deformação, principalmente o de número 6. Os autores concluíram que o sistema ProFile *Series 29.04*™ preparou os canais simulados de forma rápida e com boa conicidade.

LOPES et al. (1998) avaliaram a influência do ângulo e do raio de curvatura no transporte apical dos canais de 20 raízes mesiais curvas de molares inferiores preparados com limas K-Flexofile™ e K-Flexofile Golden Medium™. Estes autores classificaram o raio de curvatura como suave (≥ 20 mm), moderado (entre 10 e 20

mm) e severo (≤ 10 mm). Os resultados mostraram que não houve diferença no transporte entre os grupos, independente do ângulo e raio de curvatura. Os autores concluíram que, na determinação do grau de curvatura do canal, o raio de curvatura, além do ângulo de curvatura, deve ser avaliado.

SHADID et al. (1998) compararam, por meio do sistema de mufas, os terços apical e cervical de 38 canais de molares humanos, com curvaturas entre 20 e 35°, preparados com limas Flex-R™ usando Força Balanceada e com o sistema Lightspeed™, a partir da sobreposição das imagens dos canais radiculares antes e após a instrumentação. Os resultados mostraram menor transporte apical com o sistema Lightspeed™. Os autores concluíram que não foi verificada correlação entre o ângulo de curvatura da raiz, o transporte e a área instrumentada.

THOMPSON; DUMMER (1998a) avaliaram o preparo de 80 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com os sistemas Mity Roto 360°™ e Naviflex™. Os resultados mostraram que o comprimento de trabalho foi mantido na maioria dos canais e o tempo de preparo foi, em média, de 5,99 min (Mity™) e 5,81 min (Naviflex™), sem correlação com as características geométricas do canal. Não houve fratura, apesar de ocorrer deformação de 14 instrumentos Naviflex™ e dois Mity™, quando no preparo de canais com curvaturas abruptas. Os autores concluíram que os sistemas testados prepararam canais simulados com rapidez, alteração mínima do comprimento de trabalho e inadequada conicidade.

THOMPSON; DUMMER (1998b) avaliaram o preparo de 80 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com os sistemas Mity Roto 360°™ e Naviflex™, pela sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram que não houve formação de *zip* ou degrau. Nos canais com ângulo de curvatura de 40° foram observados desvios em mais da metade dos canais de ambos os grupos. O transporte foi, em média, menor que 0,1 mm e, no terço apical, mais freqüentemente no sentido do lado externo da curvatura. Os autores concluíram que, apesar do alto índice de desvios observados, o transporte foi mínimo e, na ausência de outras deformidades, ambos sistemas mostraram-se adequados para uso em canais curvos.

BJØRNDAL et al. (1999) analisaram, por meio de μ TC, as raízes de cinco molares superiores extraídos, verificando a correlação entre a anatomia interna e externa. Os resultados demonstraram forte correlação entre número, posição e secção transversal dos canais radiculares e o número, posição e grau de manifestação de macroestruturas complexas da superfície externa da raiz. Os autores concluíram que a μ TC era uma ferramenta importante para pesquisa em Endodontia.

BRYANT et al. (1999) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com os sistemas ProFile™ .04 e .06, pela sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram que não houve fratura, deformação e formação de degrau, apesar da ocorrência de cinco *zips*. O transporte foi, em média, de 0,063 mm, não

havendo perda do comprimento de trabalho na maioria dos espécimes. Vinte e quatro canais (60%) apresentaram aumento de desgaste no lado externo da curvatura, criando duas zonas de perigo e duas perfurações. Os autores concluíram que o uso combinado das limas ProFile™ .04 e .06 promoveu uma instrumentação mais rápida e com adequada conicidade, exceto no preparo de canais com curvatura acentuada.

HÜLSMANN et al. (1999) apresentaram um novo sistema de muflas para avaliação do preparo dos canais radiculares. Usando uma modificação do sistema de muflas de BRAMANTE et al. (1987), os autores desenvolveram um aparato que permitia avaliar, simultaneamente, o preparo de canais radiculares quanto à limpeza, retificação, mudanças no diâmetro, manutenção do comprimento de trabalho, bloqueio apical, fratura de instrumento, perfuração, extrusão de detritos e tempo de preparo. Foram preparados dois canais mesiais de molares inferiores extraídos para demonstrar o método. Os autores concluíram que uma única metodologia não seria capaz de resolver problemas inerentes ao estudo do preparo dos canais radiculares e que, somente a padronização de alguns procedimentos, como a magnificação das imagens, a calibração do operador e do avaliador, o método de determinação do grau de curvatura, dentre outros, poderia minimizar parte das diferenças observadas nas diferentes publicações.

KOSA et al. (1999) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o transporte nos terços apical e médio de 62 canais mesiais curvos de molares inferiores, preparados com os sistemas ProFile *Series 29*™ e Quantec 2000™, e com os

sistemas oscilatórios M4™, com limas Shaping Hedström™, e Endo-Gripper™, com limas Flex-R™. Os resultados mostraram que, no terço apical, houve maior transporte no grupo Quantec 2000™, sem diferença entre os outros grupos. Não houve correlação entre a direção do transporte e o grau de curvatura. O tempo de preparo foi menor nos grupos ProFile *Series* 29™, Flex-R™, Quantec 2000™ e Shaping Hedström™, respectivamente. Os autores concluíram que o sistema ProFile *Series* 29™ foi o mais eficiente em virtude de se constituir de apenas seis instrumentos para o preparo completo do canal.

OTTOSEN et al. (1999) avaliaram, a partir da sobreposição das imagens dos canais antes e após a instrumentação, o transporte de 40 canais mesiais de molares extraídos preparados com limas Naviflex™ e com o sistema ProFile *Series* 29™. Os resultados não mostraram diferença entre os grupos. Os autores concluíram que não houve correlação entre o grau de curvatura, o transporte e a quantidade de dentina excisada.

PORTO CARVALHO et al. (1999) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o transporte em 54 raízes mesiais de molares inferiores extraídos cujos canais foram preparados com limas Flexofile™, Nitiflex™ ou Mity™. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os grupos no terço apical, contudo, na região cervical, houve tendência de deslocamento do preparo no sentido disto-lingual. Os autores concluíram que as técnicas testadas foram eficientes no preparo de canais curvos.

RHODES et al. (1999) utilizaram a μ TC, com resolução isotrópica de 81 μ m, para avaliar o preparo endodôntico dos canais de 10 molares inferiores extraídos. Os resultados obtidos permitiram a mensuração e comparação precisa do volume e área preparada dos canais. Os autores concluíram que a μ TC era uma ferramenta de precisão importante para uso na pesquisa endodôntica.

BUCHANAN (2000) introduziu o sistema ProFile GT™ baseado na concepção de variação de conicidade dos instrumentos durante a sequência de preparo do canal radicular. Segundo o autor, instrumentos de mesmo *tip* e variadas conicidades, associados a instrumentos acessórios mais calibrosos, permitiriam adequada ampliação cervical, melhor modelagem e qualidade no preparo apical.

GRIFFITHS et al. (2000) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com o sistema Quantec LX™, pela sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram que a característica geométrica do canal não influenciou o tempo de preparo que foi, em média, de 4,7'. Não houve fratura e as perdas do comprimento de trabalho foram menores que 1 mm em cerca de apenas ¼ da amostra. Um desgaste excessivo no lado externo da curvatura foi verificado em mais da metade da amostra após o uso dos instrumentos 7, 8 e 10. Os autores concluíram que os instrumentos Quantec LX™ mais calibrosos tenderam a remover maior quantidade de material no sentido do lado externo da curvatura e, assim, deveriam ser utilizados com cuidado, aquém do comprimento de trabalho, principalmente em canais curvos.

JARDINE; GULABIVALA (2000) avaliaram, por meio de radiografias usando mercúrio como contraste, o transporte em 60 canais preparados com limas Flexofile™ e os sistemas rotatórios McXIM™ e ProFile .04 Series 29™. Os resultados mostraram que o grau de curvatura não influenciou a efetividade das técnicas tendo havido, contudo, três instrumentos rotatórios fraturados. Os autores concluíram que, em todos os grupos, houve manutenção da curvatura do canal.

KUM et al. (2000) avaliaram o preparo de 48 canais simulados em resina com limas Flexofile™ e com os sistemas ProFile GT™ e ProFile™, por meio de sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os sistemas rotatórios em relação ao tempo de preparo, alterações no comprimento de trabalho e incidência de erros. Os autores concluíram que os sistemas rotatórios resultaram em canais com melhor conicidade e mínima incidência de erros, chamando atenção para o fato de que o uso de instrumentos de maior conicidade, no terço apical de canais curvos, deveria ser cuidadosamente considerado uma vez que tende a promover alterações significativas no canal.

PETERS et al. (2000) avaliaram o preparo de doze molares superiores por meio de μ TC com resolução isotrópica de $34\mu\text{m}$. Os resultados mostraram um aumento médio do volume dos canais de $3,99 \pm 2,52 \text{ mm}^3$ e, da área, de $24,71 \pm 8,06 \text{ mm}^2$. Os autores concluíram que a μ TC permitiria comparar precisamente alterações na área e volume de canais radiculares preparados com diferentes técnicas, sendo um importante recurso na Endodontia experimental.

RHODES et al. (2000) compararam, por meio da μ TC, 30 canais de 10 molares inferiores humanos preparados com limas manuais Nitiflex™ e com o sistema ProFile .04™. Os resultados mostraram que ambas técnicas produziram canais bem centralizados e cônicos, não havendo diferença entre os grupos quanto ao transporte, volume de material excisado e tempo de preparo. Os autores concluíram que ambas técnicas prepararam os canais radiculares com boa conicidade e mínimo transporte.

THOMPSON (2000) revisou a aplicabilidade da liga de níquel-titânio em Endodontia. Segundo o autor, sua utilização na confecção de instrumentos endodônticos foi, principalmente, em virtude de sua maior resistência e baixo módulo de elasticidade. Além disso, sua superelasticidade permite que, após submetida à deformação, retorne à forma original. O autor concluiu que estas propriedades eram interessantes para Endodontia uma vez que permitiria a construção de instrumentos com características ideais para o preparo de canais curvos.

THOMPSON; DUMMER (2000a) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com o sistema HERO 642™. Os resultados mostraram dois instrumentos fraturados e oito deformados. O tempo de preparo foi, em média, de 8,6'. O comprimento de trabalho foi mantido em 15 canais e houve sobreinstrumentação em 8. Foi possível identificar que apenas 8 canais apresentaram conicidade adequada. Os autores concluíram que o sistema HERO 642™ foi capaz de preparar os canais simulados com rapidez,

contudo, sem conicidade.

THOMPSON; DUMMER (2000b) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições de curvatura, com o sistema HERO 642™, pela sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram que houve formação de *zip* e degrau em quatro canais com ângulo de curvatura de 40° e raio de 12mm. Houve correlação entre o formato geométrico do canal e a quantidade de dentina removida nos lados interno e externo da curvatura. O transporte foi, em média, menor que 0,15 mm. Em geral, a direção do transporte foi no sentido do lado externo da curvatura ao longo de todo o canal, exceto na entrada dos canais com ângulo de curvatura de 20°. Os autores concluíram que a instrumentação de canais simulados com o sistema HERO 642™ não criou alterações significativas. O alto índice de deformações dos instrumentos após uso em canais com curvaturas abruptas sugere cautela no uso de instrumentos de grande conicidade neste tipo de canal.

BERGMANS et al. (2001) avaliaram o preparo endodôntico de um segundo molar inferior extraído com o sistema ProFile .04™, por meio da μ TC. Os resultados mostraram transporte apical variando de 18 a 25 μ m e índice de centralização entre -0,25 e 0,25. Os autores concluíram que esta metodologia permitia a mensuração precisa do transporte, índice de centralização, volume e área preparada do canal, com imagens tridimensionais de alta qualidade, sem perda de estrutura dentária.

BERTRAND et al. (2001) avaliaram, por meio do sistema de muflas, os terços apical, médio e cervical, de 24 canais de molares inferiores humanos com curvatura $\geq 20^\circ$, preparados com limas manuais de aço inóx ou com o sistema HERO 642™. Os resultados mostraram que não houve diferença na quantidade de dentina excisada e na posição dos canais nos terços cervical e médio. Contudo, no terço apical, houve maior transporte no grupo manual. Os autores concluíram que o canal permaneceu mais centralizado, no terço apical, após o preparo com o sistema rotatório HERO 642™.

BUCHANAN (2001a) relatou os princípios básicos para a utilização do sistema ProFile GT™. Para o preparo do corpo do canal, o sistema consistia em três instrumentos de mesmo *tip* (0,20 mm) e diâmetro entre o intermediário e lâmina (1,00 mm), porém, com conicidades diferentes (.06, .08 e .10). O preparo cervical deveria ser realizado com limas acessórias 35.12, 50.12 e 70.12, com diâmetro de 1,5 mm no limite com o intermediário. O autor preconizou o preparo de canais amplos com instrumentos de conicidades .10 ou .12 e canais mais constrictos com conicidades .06 ou .08, a uma velocidade de 300 rpm, descartando-os após cinco usos.

BUCHANAN (2001b) descreveu a técnica de preparo de canais amplos com estreitamento na região apical com o sistema ProFile GT™. O tempo de preparo seria, em média, de 1 a 5 minutos, em até nove etapas, usando-se de um a três instrumentos. Os instrumentos ProFile GT™ de conicidades .10, .08 e .06 seriam usadas seqüencialmente no sentido coroa-ápice, com diâmetro cirúrgico definido

com os instrumentos de conicidades .06 ou .08. Em virtude da velocidade de preparo, o autor recomendou a manutenção do hipoclorito de sódio no interior do canal por, pelo menos, 30 minutos.

BUCHANAN (2001c) descreveu a técnica de preparo de canais amplos com diâmetro apical amplo (>0,25mm), com o sistema ProFile GT™. Neste tipo de canal haveria necessidade de alterar o paradigma da instrumentação a partir da extensão do preparo além do ápice, a fim de se criar uma resistência linear nos milímetros finais do canal. Os instrumentos acessórios do sistema GT™ permitiriam o preparo das porções apicais do canal até o limite de 0,70 mm. Além deste diâmetro dever-se-ia considerar o uso de MTA na porção apical previamente à obturação.

BUCHANAN (2001d) descreveu a técnica de preparo de canais atrésicos (incisivos inferiores, pré-molares com dois ou três canais, raízes vestibulares de molares superiores e raízes mesiais dos molares inferiores) com o sistema ProFile GT™. Segundo o autor, o objetivo final da instrumentação deveria ser a ampliação do diâmetro cirúrgico com instrumentos de conicidades .08 ou .06.

BUCHANAN (2001e) descreveu a técnica de preparo de canais com curvaturas abruptas, com o sistema ProFile GT™. Para o autor, não existiria calcificação do canal no terço apical e sim, um certo atresamento que faria com que a progressão do instrumento endodôntico se fizesse com paciência e sensibilidade, além da necessidade de pré-curvatura dos mesmos. Desta forma, a técnica descrita considerava a necessidade de uma ampliação manual prévia, de

todo o comprimento de trabalho, até a lima 25. Em seguida, usar-se-ia as limas manuais 30 e 35 com recuo progressivo de 1 mm. A conicidade do preparo seria então complementada com os instrumentos 20.06 ou 20.08.

DEPLAZES et al. (2001) compararam, pela sobreposição de imagens dos canais pré e pós-instrumentados, por meio de estereomicroscopia, o transporte de 22 canais de molares superiores e inferiores preparados com limas manuais de níquel-titânio ou com o sistema Lightspeed™. Os dentes foram incluídos em Teflon e seccionados a 1,25 mm, 3,25 mm e 5,25 mm do ápice. Os resultados não mostraram diferença em relação ao transporte e área de dentina excisada. Os autores concluíram que ambas técnicas forneceram resultados similares quanto à manutenção do eixo central do canal.

FABRA-CAMPOS; RODRÍGUES-VALLEJO (2001) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o preparo de vinte canais mesiais de molares superiores e inferiores com o sistema Quantec *Series 2000*™. Os resultados indicaram que o transporte do canal, em todas as secções, exceto na região médio-apical, foi no sentido da face externa da curvatura. Os autores concluíram que o uso do sistema Quantec *Series 2000*™ foi simples e seguro, proporcionando preparo endodôntico satisfatório.

GARIP; GÜNDAY (2001), utilizando canais simulados em resina, avaliaram o preparo nos terços médio e apical de 80 canais, com curvaturas de 20° e 30°, com limas Hedström e manuais tipo K, de níquel-titânio e aço inóx, por meio de tomografia computadorizada. Os resultados mostraram que não houve diferença

entre os critérios avaliados com respeito à influência dos diferentes ângulos de curvatura. O transporte no terço apical foi, em média, de $0,08 \pm 0,04$ mm, quando do uso de limas de níquel-titânio, e de $0,52 \pm 0,13$ mm para limas Hedström. O melhor índice de centralização foi obtido em canais com curvatura de 30° preparados com limas de níquel-titânio ($0,63 \pm 0,36$) e o pior, no terço médio de canais com curvatura de 20° preparados com limas K-Flexofile™ ($0,00 \pm 0,00$). Foram observados maiores desgastes na porção interna da curvatura pelo uso de limas de aço inóx no terço médio e de níquel-titânio no terço apical. Os autores concluíram que os instrumentos de níquel-titânio permitiram o preparo dos canais com melhor conicidade e alargamento, além de menor transporte.

GLUSKIN et al. (2001) compararam o preparo endodôntico de 54 canais mesiais de molares inferiores extraídos, realizado por estudantes de odontologia, com limas Flexofile™ ou sistema ProFile GT™, por meio de tomografia computadorizada de alta resolução. Os resultados mostraram que o grupo ProFile GT™ apresentou menor ampliação nos terços cervical e médio, menos transporte em direção à furca no terço médio e menor tempo de preparo, além da fratura de dois instrumentos. O transporte, no terço apical, variou de $0,06 \pm 0,10$ a $0,14 \pm 0,14$ com o sistema ProFile GT™ e manual, respectivamente. Os autores concluíram que o uso do sistema ProFile GT™ permitiria a alunos de graduação preparar canais curvos com menos transporte, maior conservação de estrutura e maior velocidade.

GRIFFITHS et al. (2001) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições da curvatura, com o sistema Quantec SC™, por meio da sobreposição de imagens antes e após o preparo. Os resultados mostraram que o tempo de preparo dos canais com raio de curvatura de 12 mm foi menor que os de 8 mm. Não houve fratura de instrumento. A patência foi mantida em todos os canais apesar da perda do comprimento de trabalho em 52% da amostra. Verificou-se a presença de *zip* em 15% da amostra, excesso de material removido no lado externo da curvatura em 65%, transporte em 8% e perfuração em 13%. O maior número de alterações foram observadas no uso do instrumento 7 e o maior número de perfurações com o 10. Os autores concluíram que, a partir do instrumento 7, ocorreram numerosas alterações e, assim, cuidados deveriam ser tomados quando do uso destes instrumentos em pacientes.

HÜLSMANN et al. (2001) avaliaram, por meio do sistema de mufas, o preparo dos canais de 50 molares inferiores extraídos, com curvaturas entre 20° e 40°, com os sistemas Quantec SC™ e HERO 642™. Os resultados mostraram que o grau de retificação dos canais foi, em média, de 2,3° e 1,6° para os sistemas Quantec SC™ e HERO 642™, respectivamente. No grupo Quantec SC™ ocorreram cinco fraturas, três bloqueios apicais e oito casos de perda do comprimento de trabalho, enquanto no grupo HERO 642™ houve três bloqueios e uma perfuração. O grupo Quantec SC™ resultou em canais arredondados em 24% da amostra, ovais em 29% e irregulares em 47%. Já o grupo HERO 642™ resultou em canais arredondados em 63% da amostra, ovais em 24% e irregulares em 17%. O tempo

de preparo foi, em média, menor com o sistema HERO 642™ (52") que com o Quantec SC™ (117"). A limpeza, avaliada em microscópio de varredura, após secção longitudinal das raízes, demonstrou não haver diferença quanto à remoção de *smear layer*, contudo, houve melhor remoção de debris no grupo HERO 642™. Os autores concluíram que os sistemas testados apresentaram mínimo transporte e adequado limpeza, contudo, o sistema Quantec SC™ apresentou maior deficiência quanto à segurança.

IMURA et al. (2001) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o preparo dos canais de 72 raízes mesiais de molares inferiores extraídos com limas manuais Flex-R™ e com os sistemas ProFile .04™ e Pow-R™. Os resultados mostraram que, no terço médio de canais moderadamente curvos, o grupo Flex-R™ promoveu maior desgaste para o lado lingual que o sistema Pow-R™ enquanto que, no terço apical, o grupo ProFile .04™ desgastou mais no sentido mesial. O tempo de preparo foi, em média, menor com instrumentos manuais (321,42"). Os autores concluíram que, em canais com curvatura acima de 39°, não houve diferença quanto ao transporte entre os grupos e que a não ocorrência de fratura durante o experimento esteve relacionada ao uso dos instrumentos em apenas seis canais.

KUTTLER et al. (2001) apresentaram um novo sistema de muflas (*Endodontic Cube*) para avaliação da instrumentação de canais radiculares de dentes extraídos, incorporando modificações que permitiram melhor reprodutibilidade das condições clínicas e, conseqüentemente, maior precisão de avaliação. Segundo o autor, uma das limitações dos sistemas de muflas é impedir

que a solução irrigante escape por entre os espaços criados durante a secção do dente. Com o *Endodontic Cube* a solução irrigante permaneceria nos canais, o que possibilitaria a quantificação da solução irrigante utilizada. Os autores concluíram que o sistema de muflas proposto era um excelente método para a comparação das características do canal radicular antes e após o preparo biomecânico.

PARK (2001) avaliou o preparo de 36 canais simulados em resina com limas K-Flexofile™ e com os sistemas ProFile .06™ e GT™, a partir da sobreposição das imagens dos canais antes e após a instrumentação. Os resultados mostraram que os sistemas rotatórios produziram preparos com melhor conicidade e manutenção da curvatura, apesar do sistema GT™ apresentar maior desgaste no lado interno da curvatura. O autor concluiu que os sistemas rotatórios produziram canais mais cônicos e amplos, com mínimo transporte.

PETERS et al. (2001a) utilizaram a μ TC, com resolução isotrópica de $34\mu\text{m}$, para comparar o preparo endodôntico de 6 molares superiores extraídos com instrumentos manuais tipo K de aço inóx e com os sistemas Lightspeed™ e ProFile .04™. A diferença entre o volume de dentina e área preparada, antes e após a instrumentação foi, em média, de $1,61 \pm 0,07 \text{ mm}^3$ e $4,16 \pm 2,63 \text{ mm}^2$, respectivamente. O transporte variou de 1,8 a $50 \mu\text{m}$, sendo menor quando do uso dos sistemas rotatórios. Os autores concluíram que as características geométricas do canal tiveram maior influência nos resultados observados que em relação à técnica utilizada.

PETERS et al. (2001b) compararam, por meio de μ TC com resolução isotrópica de $19,6\mu\text{m}$, o preparo endodôntico de 40 molares superiores extraídos com instrumentos manuais de níquel-titânio e com os sistemas Lightspeed™, ProFile .04™ e ProFile GT™. O resultado após o preparo demonstrou canais mais cônicos e arredondados, além de aumento no volume e área preparada. O transporte apical foi, em média, de $97,72 \pm 99,13$, contudo, em 32 casos o transporte foi maior que $200\mu\text{m}$. Em todos os grupos pelo menos 35% da área de superfície do canal não foi tocada pelos instrumentos. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre as técnicas testadas sendo possível visualizar grandes variações na anatomia do canal original, comprovando o uso deste método não-destrutivo na Endodontia experimental.

SCHÄFER (2001) avaliou o preparo de 48 canais simulados em resina, com curvaturas de 28° e 35° , com o sistema HERO 642™ ou limas K-Flexofile™, por meio da sobreposição das imagens dos canais pré e pós-instrumentados. Os resultados mostraram que o sistema HERO 642™ apresentou menor transporte e tempo de preparo, além de melhor manutenção do comprimento de trabalho em canais com 35° . Os autores concluíram que, apesar dos 3 instrumentos fraturados, o sistema HERO 642™ foi capaz de preparar os canais com maior rapidez, menor alteração no comprimento de trabalho e mínimo transporte no sentido do lado externo da curvatura.

SZEP et al. (2001) avaliaram o preparo endodôntico de 80 canais simulados em resina, com ângulo de curvatura de 36° , com técnica manual e seis diferentes

sistemas rotatórios. Os resultados mostraram maior transporte com a instrumentação manual, grande número de instrumentos rotatórios fraturados (30 a 60% da amostra) e menor tempo de preparo com o sistema ProFile .04™ (6,55'). Os autores concluíram que os sistemas rotatórios apresentaram melhores resultados em termos de tempo e transporte quando comparados à instrumentação manual.

BERGMANS et al. (2002) avaliaram o preparo de canais curvos de molares inferiores com os sistemas ProFile GT™ e Lightspeed™, por meio da microtomografia computadorizada. Os resultados do transporte a 1 mm do comprimento de trabalho foi de $96,86 \pm 54,55 \mu\text{m}$ e $73,60 \pm 47,47 \mu\text{m}$ nos grupos ProFile GT™ e Lightspeed™, respectivamente. Apesar da tendência de retificação do canal em ambos os grupos, os valores absolutos de transporte foram mínimos, não havendo nenhuma alteração significativa. Os autores concluíram que as diferenças de *design* do sistema Lightspeed™ não alteraram as características morfológicas do canal, quando comparado ao sistema ProFile GT™.

CALBERSON et al. (2002) analisaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posição da curvatura, com o sistema ProFile GT™. Os resultados mostraram que houve fratura de dois instrumentos, nove deformações, além de formação de *zip* em oito espécimes e degrau em um espécime. Houve tendência de transporte no sentido do lado externo da curvatura em canais com ângulo de 40° e raio de curvatura de 8 mm. Os autores concluíram que o comprimento da porção reta do canal influenciou mais a direção do

transporte que o ângulo da curvatura e que, em curvaturas de 60°, houve alta incidência de deformidades nos instrumentos, principalmente com conicidade .04. Apesar disto, o sistema GT™ proporcionou modelagem adequada dos canais curvos e constrictos.

CHEN; MESSER (2002) avaliaram o preparo de 24 canais de pré-molares inferiores unirradiculares com limas manuais de aço inox e pelos sistemas ProFile™ e Lightspeed™, por meio de impressão de silicone, por meio de sobreposição de imagens obtidas nos sentidos orto e méso-radial. Os resultados mostraram que todas as técnicas promoveram algum grau de retificação, variando, em média, de 2,6° a 1,9° nos sentidos orto e méso-radial, respectivamente. Foram observadas mais alterações quando do uso da instrumentação manual e que a ampliação apical complementada com o sistema Lightspeed™ proporcionou os melhores resultados. Os autores concluíram que os sistemas rotatórios foram superiores à instrumentação manual e que a ampliação apical com o sistema Lightspeed™ resultou em pouca alteração no canal.

DAVIS et al. (2002) avaliaram a influência do preparo cervical na mensuração do comprimento de trabalho em 30 canais curvos de molares extraídos preparados com limas manuais de aço inox e com o sistema ProFile GT™. Os resultados indicaram que houve diminuição do comprimento de trabalho em todos os grupos como consequência do preparo endodôntico, sendo significativamente maior no grupo manual (-0,48 ± 0,32 mm). Por outro lado, quando houve preparo prévio do terço cervical, foi observada pouca alteração no

comprimento de trabalho tanto no grupo manual ($-0,12 \pm 0,13$ mm) quanto rotatório ($-0,14 \pm 0,25$ mm). Os autores concluíram que o comprimento de trabalho diminuiu progressivamente no decorrer da instrumentação e que a menor alteração aconteceu no grupo que combinou limas de aço inóx e brocas Gates Glidden, sendo que, nos canais instrumentados com o sistema ProFile GT™, houve mínima alteração no comprimento de trabalho.

HATA et al. (2002) avaliaram o preparo apical de 160 canais simulados em resina, com curvaturas de 20° e 30°, com limas Flex-R™ e os sistemas ProFile Series 29™ e ProFile GT™. Os resultados mostraram que, nos canais com ângulo de 30°, o tempo de preparo variou, em média, de 251,7" a 439,25" nos grupos ProFile GT™ e Flex-R™, respectivamente. O sentido do transporte a 1 mm da saída do canal, em geral, foi em direção à porção externa da curvatura, com exceção do grupo Flex-R™. Os autores concluíram que o menor tempo de preparo obtido com os sistemas rotatórios poderiam contribuir para redução da fadiga do operador.

LYROUDIA et al. (2002) demonstraram a aplicabilidade do processamento tridimensional de imagens e da técnica de realidade virtual em Endodontia. Dezesesseis dentes foram inseridos em muflas onde foi vertida resina. Os espécimes foram cortados em secções transversais com espessura de 0,75 mm, com auxílio de um micrótomo. Foram obtidas imagens de cada secção, por meio de estereomicroscópio e câmera de vídeo. A sequência das secções foi alinhada semi-automaticamente e, por interpolação, as imagens tridimensionais dos dentes obtidas. Os autores concluíram que a representação tridimensional da morfologia

dentária constituía uma ferramenta importante no processo de ensino, bem como da pesquisa em odontologia.

PONTI et al. (2002) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o preparo dos canais de 10 raízes mesiais de molares inferiores com os sistemas ProFile *Series 29 .06*TM e ProFile *GT*TM. Os resultados mostraram que o transporte variou de $0,056 \pm 0,025$ a $0,101 \pm 0,057$. Os autores concluíram que ambos sistemas mantiveram a posição original do canal com desvio mínimo ($< 0,15$ mm) e, assim, sem relevância clínica.

RÖDIG et al. (2002) avaliaram, por meio do sistema de muflas e microscopia eletrônica de varredura, o preparo de 20 canais distais de molares inferiores com os sistemas LightspeedTM, ProFile *.04*TM e Quantec *SC*TM. Os resultados mostraram que a maior parte das paredes dos canais permaneceram incompletamente instrumentadas. A remoção de debris foi melhor nos grupos Quantec *SC*TM, ProFile *.04*TM e LightspeedTM, respectivamente, e se observou a presença de *smear layer* recobrando a maior parte das paredes dos canais em todos os grupos testados. Houve duas fraturas no grupo LightspeedTM e dois bloqueios apicais no grupo Quantec *SC*TM, não havendo diferença em relação ao tempo médio de preparo. Os autores concluíram que a ausência de preparo das superfícies vestibular e lingual dos canais radiculares ovais foi devida às características morfológicas dos instrumentos.

ROLLISON et al. (2002) avaliaram, com auxílio de espectrofotômetro, a redução bacteriana nos canais de 50 molares inferiores inoculados com

Enterococcus faecalis, preparados com os sistemas ProFile GT™ e Pow-R™. O diâmetro cirúrgico foi definido com o instrumento 35 no grupo ProFile GT™ e com o 50, no Pow-R™. Os resultados mostraram que houve a permanência de uma maior número de colônias bacterianas após a instrumentação no grupo ProFile GT™. Os autores concluíram que o diâmetro cirúrgico de 0,50 mm foi mais efetivo no debridamento de canais radiculares infectados.

SCHÄFER; LOHMANN (2002) avaliaram o preparo de 48 canais simulados em resina, com graus de curvatura de 28° e 35°, com instrumentos K-Flexofile™ e sistema FlexMaster™. Os resultados mostraram canais com melhor conicidade, menor transporte, menor tempo de preparo e menos alterações no grupo FlexMaster™. No grupo FlexMaster™ foram observadas 15 deformações e duas fraturas, enquanto que no grupo K-Flexofile™ houve deformação em 11 limas. Os autores concluíram que o sistema FlexMaster™ preparou os canais de forma mais rápida e com menor transporte que a instrumentação manual.

TAN; MESSER (2002) investigaram a influência do pré-alargamento na determinação do comprimento de trabalho em 112 canais de pré-molares e molares extraídos, preparados com limas manuais tipo K ou sistema Lightspeed™. Os resultados mostraram que, em geral, o primeiro instrumento do sistema Lightspeed™ a atingir o comprimento de trabalho era dois diâmetros ISO superior ao grupo manual. Os autores concluíram que o pré-alargamento dos terços cervical e médio influenciou diretamente o diâmetro do primeiro instrumento a atingir o comprimento de trabalho em ambos os grupos, principalmente no grupo

Lightspeed™.

VERSÜMER et al. (2002) avaliaram, por meio do sistema de muflas e microscopia eletrônica de varredura, o preparo dos canais de 50 molares inferiores extraídos, com curvaturas entre 20° e 40°, com os sistemas ProFile .04™ e Lightspeed™. Os resultados mostraram que ambos sistemas foram efetivos na manutenção da curvatura original dos canais, não havendo perda no comprimento de trabalho, perfuração ou bloqueio apical, apesar da fratura de três instrumentos ProFile .04™. Em relação à forma do canal preparado, o sistema ProFile™ resultou em 64% de canais arredondados, 30,7% de ovais e 5,3% irregulares, enquanto o sistema Lightspeed™ resultou em 41,3% canais arredondados, 45,3% ovais e 13,3% irregulares. O tempo de preparo foi, em média, menor no grupo ProFile .04™ e não houve diferença em relação à qualidade da limpeza, nos diferentes terços. Os autores concluíram ambos sistemas foram efetivos no preparo dos canais radiculares.

WU et al. (2002) estudaram a relação entre o diâmetro anatômico do canal e o primeiro instrumento a atingir o comprimento de trabalho, em 20 pré-molares inferiores extraídos, utilizando limas tipo K e o sistema Lightspeed™. Com o primeiro instrumento adaptado ao comprimento de trabalho e fixado, os ápices das raízes foram desgastados e os diâmetros do instrumento e do canal mensurados e comparados. Os resultados mostraram que, em 75% da amostra, os instrumentos tocavam em apenas um lado das paredes do canal, enquanto que, nos outros 25%, o instrumento não tocava nenhuma parede. Em 90% da amostra o diâmetro

do instrumento foi menor que o menor diâmetro do canal naquele ponto, identificando-se discrepâncias $\geq 0,19$ mm. Os autores concluíram que nenhum dos instrumentos conseguiu refletir, com precisão, o diâmetro anatômico real no terço apical. Questionou-se se o aumento do diâmetro anatômico com três instrumentos em ordem crescente de diâmetro, a partir da lima que determina o diâmetro anatômico, seria suficiente para o preparo das paredes do canal.

BERGMANS et al. (2003) avaliaram o volume, a área e o transporte de canais mesiais curvos de molares inferiores preparados com os sistemas ProTaper™ e K3 Endo™, por meio de microtomografia computadorizada. Os resultados mostraram que o volume removido de dentina foi, em média, de $1,21 \pm 0,66$ mm³ no grupo ProTaper™ e $1,06 \pm 0,23$ mm³, no K3 Endo™. No grupo ProTaper™ o transporte foi de 8 a 212 μ m, sendo maior na região cervical, enquanto no grupo K3 Endo™ foi de 4 a 187 μ m e maior na região apical. Os autores concluíram houve menor correlação entre o *design* dos instrumentos ProTaper™ e o ângulo de curvatura dos canais que no sistema K3 Endo™, mantendo-se melhor centralizados na região apical, contudo, tendendo a transportar em direção à furca, na região cervical.

GARALA et al. (2003) avaliaram, por meio do sistema de muflas, a espessura da dentina remanescente nos canais mesiais de 26 molares inferiores preparados com os sistemas ProFile™ e HERO 642™. Os resultados mostraram que, em todos os níveis avaliados, houve mínima redução das paredes de dentina vestibular e lingual, não havendo diferença entre os sistemas testados. Os autores

concluíram que nenhum dos grupos comprometeu o remanescente radicular dos espécimes avaliados.

HÜBSCHER et al. (2003), utilizando μ TC com resolução de $36\mu\text{m}$, avaliaram o preparo de canais de molares superiores extraídos com o sistema FlexMaster™. Os resultados obtidos mostraram houve aumento proporcional no volume e área de superfície, em todos os canais. O diâmetro nos cinco milímetros apicais aumentou, em média, de 0,45 para 0,65 mm no canal méso-vestibular, de 0,41 para 0,56 mm, no disto-vestibular, e, de 0,79 para 0,85 mm nos palatino. O transporte, no terço apical, variou de 0,01 a 0,29 mm e, em canais com maior diâmetro, houve maior quantidade de áreas de superfície não preparadas pelos instrumentos. Os autores concluíram que os instrumentos FlexMaster™ foram capazes de promover ampliações de canais curvos e constrictos de molares superiores até o diâmetro cirúrgico de 0,40 e 0,45 mm, sem apresentar deformações, não havendo influência da anatomia interna nos resultados.

HÜLSMANN et al. (2003a) avaliaram, por meio do sistema de muflas e microscopia eletrônica de varredura, o preparo dos canais de 50 molares inferiores extraídos, com curvaturas de 20° a 40° , com os sistemas FlexMaster™ e HERO 642™. Os resultados mostraram menor tempo de preparo com o sistema HERO 642™ (66"), baixa tendência de retificação em ambos grupos e apenas a fratura de um instrumento FlexMaster™. Quanto à forma, o sistema FlexMaster™ resultou em 18% de canais arredondados, 53% ovais e 29% irregulares ao passo que o sistema HERO 642™ resultou em 25% de canais arredondados, 47% ovais e 28%

irregulares. Quanto à limpeza, não houve diferença entre os grupos. Os autores concluíram que ambos sistemas foram eficazes na manutenção da curvatura original dos canais radiculares, contudo, não o foram em relação à remoção de debris e *smear layer*.

HÜLSMANN et al. (2003b) avaliaram, por meio do sistema de muflas e microscopia eletrônica de varredura, o preparo dos canais de 50 molares inferiores extraídos, com curvaturas de 20° a 40°, com os sistemas Lightspeed™ e Quantec SC™. Os resultados mostraram tempo médio de preparo de 161" no grupo Quantec SC™ e 155" no Lightspeed, sem diferença entre os sistemas. Houve três instrumentos fraturados, quatro bloqueios apicais e cinco perdas no comprimento de trabalho no grupo Quantec SC™, enquanto no Lightspeed™ houve cinco fraturas, um bloqueio apical e cinco perdas no comprimento de trabalho. Quanto à forma do canal preparado, o sistema Quantec SC™ resultou em 51,5% de canais arredondados, 33,3% ovais e 15,2% irregulares ao passo que o Lightspeed™ resultou em 55,5% de canais arredondados, 25% ovais e 19,5% irregulares. Quanto à limpeza, não houve diferença entre os grupos. Os autores concluíram que ambos sistemas foram eficazes na manutenção da curvatura original dos canais radiculares, contudo, não o foram em relação à remoção de debris e *smear layer*, além de demonstrarem deficiência em relação à segurança durante o preparo apical.

IQBAL et al. (2003) compararam, radiograficamente, o preparo de 60 canais méso-vestibulares de molares inferiores extraídos com os sistemas ProFile *Series*

29.06™ e ProFile GT™. Os resultados não mostraram diferença entre os grupos quanto ao transporte ou manutenção do comprimento de trabalho. Houve correlação negativa entre o transporte e o raio de curvatura nas regiões localizadas a 0,5 e 5 mm do comprimento de trabalho. Os autores concluíram que a sequência técnica recomendada para os sistemas ProFile *Series* 29.06™ e ProFile GT™ não tiveram correlação com o transporte ou a perda do comprimento de trabalho.

MESGOUEZ et al. (2003) compararam o tempo gasto no preparo de 100 canais simulados em resina, com diferentes operadores, utilizando o sistema ProFile *Series* 29™. Os resultados mostraram diferença significativa em relação à experiência dos operadores. Os autores concluíram que o tempo requerido para o preparo dos canais radiculares foi inversamente proporcional à experiência do operador.

PETERS et al. (2003a), utilizando μ TC com resolução de 36 μ m, avaliaram o preparo dos canais de 11 molares superiores com o sistema ProTaper™. Os resultados mostraram que, em todos os canais, houve aumento significativo no volume e na área de superfície. Considerados os 5 mm apicais, o diâmetro no canal méso-vestibular aumentou de 0,38 para 0,65 mm, no disto-vestibular, de 0,42 para 0,66 mm e, no palatino, de 0,57 para 0,79 mm. O transporte apical variou de 0,02 a 0,40mm e, nos canais amplos, foi observada maior superfície do canal não instrumentada.

PETERS et al. (2003b) avaliaram o torque, a força apical e o índice de fraturas de instrumentos do sistema ProTaper™ no preparo endodôntico de 15

molares superiores. Os resultados mostraram que o torque variou de $0,8 \pm 0,5$ a $2,2 \pm 1,4$ N.cm, enquanto a força apical, de $4,6 \pm 2,6$ a $6,2 \pm 2,5$ N. Os autores concluíram que houve correlação entre os resultados e as características geométricas dos canais e, apesar do registro de altos valores de força, não houve fratura de instrumento quando utilizados em canais patententes.

SCHÄFER; FLOREK (2003) avaliaram o preparo de canais simulados em resina com limas manuais tipo K de aço inóx e com o sistema K3 Endo™. Os resultados mostraram preparos mais rápidos e cônicos no grupo K3 Endo™, porém, com onze instrumentos fraturados contra nenhum do grupo manual. Os autores concluíram que, apesar da maior velocidade de preparo e melhor formato do canal, o grupo K3 Endo™ foi pouco seguro para o preparo de canais curvos.

SCHÄFER; SCHLINGEMANN (2003) avaliaram o preparo de 60 canais de molares humanos, com curvaturas entre 25 e 35°, com limas K-Flexofile™ e com o sistema K3 Endo™, por meio de microscopia eletrônica de varredura e sobreposição de radiografias. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os grupos quanto ao tempo de preparo e à quantidade de *smear layer*. O grupo manual apresentou melhor remoção de debris enquanto o grupo K3 Endo™ preparou canais mais centralizados, apesar da fratura de cinco instrumentos. Os autores concluíram que o preparo manual promoveu melhor remoção de debris enquanto o grupo K3 Endo™ resultou em canais mais centralizados.

SONNTAG et al. (2003) avaliaram o preparo realizado por estudantes em 150 canais simulados em resina com limas manuais de níquel-titânio e em 450

canais simulados com o sistema FlexMaster™. Os resultados mostraram melhor manutenção do comprimento de trabalho com menor tempo de preparo e ocorrência de *zips* e desvios no grupo FlexMaster™. Não houve diferença entre os grupos quanto ao percentual de fraturas que foi de aproximadamente 1,3%. Os autores concluíram que a experiência prévia dos alunos, com o preparo manual, não refletiu melhoria na qualidade do preparo com o sistema rotatório e que, mesmo inexperientes operadores seriam capazes de realizar preparos endodônticos de forma mais eficiente com a utilização de instrumentos rotatórios.

WEIGER et al. (2003) avaliaram o preparo de 136 canais de molares extraídos com limas manuais de níquel-titânio e com os sistemas Lightspeed™ e FlexMaster™. Os dentes foram montados em manequins, simulando a condição clínica, e a avaliação realizada pela sobreposição de radiografias. Além disto, as raízes foram seccionadas a 2,5 mm do comprimento de trabalho mensurando-se o transporte e a área de superfície. Os resultados no grupo Lightspeed™ mostraram maior área de superfície preparada, menor transporte e duas fraturas de instrumentos. No grupo FlexMaster™, por sua vez, foi observado menor tempo de preparo, sem fratura de instrumento. Os autores concluíram que todos os grupos foram eficazes no preparo de canais curvos, contudo, os instrumentos FlexMaster™ proporcionaram melhores resultados quanto ao risco de fratura.

YUN; KIM (2003) avaliaram o preparo de 48 canais simulados em resina com os sistemas ProFile™, ProFile GT™, Quantec™ e ProTaper™, por meio de sobreposição de imagens e moldagem com silicone. Os resultados mostraram que

o sistema ProTaper™ preparou os canais mais rapidamente e com maior remoção de material, mantendo a curvatura original do canal, apesar de apresentar maior percentual de deformação dos instrumentos que nos outros sistemas. Os autores concluíram que, embora o sistema ProTaper™ tenha promovido o preparo mais rápido, foram os que apresentaram maior índice de deformações.

ZUCKERMAN et al. (2003) avaliaram, por meio de estereomicroscopia, a espessura de dentina nos terços apical, médio e cervical de 30 raízes mesiais de molares inferiores extraídos, preparados com brocas Gates-Glidden e com o sistema Lightspeed™. Os resultados mostraram que o diâmetro do canal não excedeu um terço do diâmetro da raiz em nenhum nível. A espessura mínima nos terços apical, médio e cervical foi de $0,70 \pm 0,28$ mm, $1,04 \pm 0,18$ mm e $1,09 \pm 0,19$ mm, respectivamente. Os autores concluíram que o preparo de canais mesiais de molares inferiores com o instrumento 50 do sistema Lightspeed, no terço apical, e brocas Gates-Glidden 2 no terço cervical, não determinou diminuição significativa da espessura da dentina nos terços avaliados.

AYAR; LOVE (2004) avaliaram o preparo de 20 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e raios de curvatura, e diâmetro cirúrgico definido em 0,40 mm, com os sistemas ProFile™ e K3 Endo™. Os resultados mostraram que, em geral, no terço apical, os instrumentos removeram maior quantidade de material no sentido do lado externo da curvatura. Os autores concluíram que os sistemas testados foram capazes de preparar canais simulados de forma adequada e mínimo transporte.

BAUMANN (2004) revisou o uso da liga de níquel-titânio em Endodontia. Esta liga foi desenvolvida na década de 1960 no *Naval Ordnance Laboratory* recebendo o acrônimo NiTiNOL, sendo constituída de 55% de níquel e 45% de titânio. Propriedades inerentes, como a maior resistência à deformação e o baixo módulo de elasticidade, permitiram o desenvolvimento de instrumentos com diferentes características de *design* e com propriedades importantes para uso em Endodontia, principalmente quando do preparo de canais curvos. Segundo o autor, a combinação entre as atuais técnicas, o conhecimento da anatomia interna e da biologia do endodonto, resultam em melhor qualidade do tratamento endodôntico, culminando com a preservação do elemento dentário.

CALBERSON et al. (2004) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições da curvatura, com o sistema ProTaper™. Os resultados mostraram houve fratura de um instrumento S1 e deformação de nove instrumentos S3 e um S1. Além disto, foram observadas alterações importantes na forma do canal após o uso dos instrumentos F2 e F3. Os autores concluíram que o sistema ProTaper™ produziu canais com conicidade adequada, contudo, os instrumentos F2 e F3 produziram alterações significativas que, em canais curvos, poderiam levar a uma excessiva remoção de material na porção interna da curvatura, criando zonas de perigo.

CLAUDER; BAUMANN (2004) revisaram as principais características do sistema ProTaper™. Este sistema representa uma nova geração de instrumentos de níquel-titânio quanto ao *design*, apresentando como diferencial, a variação de

conicidade na parte ativa de um mesmo instrumento. É constituído pelos instrumentos *Shapings*, SX, S1, S2, e *Finishings*, F1, F2 e F3. Os instrumentos *Shapings* seriam responsáveis pelo preparo dos terços cervical e médio enquanto, os instrumentos *Finishings*, pelo terço apical. O maior diâmetro de ponta apresentado é 0,30 mm pelo instrumento F3. Os autores concluíram que o sistema ProTaper™ seria adequado para o preparo de canais atrésicos e curvos.

GONZÁLES-RODRÍGUES; FERRER-LUQUE (2004) avaliaram, por meio do sistema de mufas, o preparo endodôntico de 30 canais de molares, com curvaturas de 25 a 40°, com os sistemas ProFile™, HERO 642™ e K3 Endo™. Os resultados mostraram que, em todos os grupos, os canais apresentaram conicidade e forma adequadas sendo que, em todos os níveis, houve maior remoção de dentina no grupo HERO 642™. As autoras concluíram que os canais preparados com o sistema HERO 642™ apresentaram maior número de alterações, em virtude da maior excisão de dentina.

IQBAL et al. (2004) avaliaram, radiograficamente, o transporte apical a partir do preparo de 40 canais méso-vestibulares de molares inferiores extraídos, com os sistemas ProFile *Series* 29.06™ e ProTaper™. Os resultados indicaram que o transporte apical variou de $0,10 \pm 0,09$ a $0,24 \pm 0,21$ mm, e que houve diferença significativa entre os grupos apenas a 4 mm do comprimento de trabalho. Os autores concluíram que os sistemas ProFile *Series* 29.06™ e ProTaper™ foram efetivos no preparo de canais curvos, resultando em mínimo transporte.

MIGLANI et al. (2004) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o transporte dos canais de 45 pré-molares inferiores curvos extraídos, preparados com instrumento manual tipo K e com os sistemas HERO 642™ e ProFile™. Os resultados mostraram maior transporte no grupo manual. Considerados os terços avaliados, houve diferença apenas no terço médio onde o grupo ProFile™ apresentou melhor resultado. Os autores concluíram que o sistema ProFile™ apresentou menor transporte no preparo de canais curvos de pré-molares inferiores.

MUSIKANT et al. (2004) compararam o preparo de 40 canais simulados em resina com instrumentos manual e rotatório de níquel-titânio com um protótipo denominado EZ-Fill SafeSider™, caracterizado por não ter ação de corte em um dos lados da lâmina. Os resultados mostraram que o protótipo obteve melhor desempenho quanto ao tempo de preparo. Os autores concluíram que as características de *design* do protótipo reduziam o atrito com as paredes do canal, permitindo o preparo mais rápido e seguro.

PETERS (2004) revisou a influência do preparo com instrumentos rotatórios na predição da qualidade final do tratamento endodôntico. Segundo o autor, os fatores pertinentes à qualidade final do preparo endodôntico estariam relacionados à experiência do operador, às características geométricas do canal radicular e dos instrumentos como, secção transversal, *tip*, velocidade de rotação e sequência técnica. O autor concluiu que a utilização de instrumentos rotatórios prescindia a necessidade de treinamento pré-clínico e que, apesar dos resultados favoráveis

apresentados em estudos laboratoriais, suas conseqüências na prática clínica ainda necessitavam de maior avaliação.

PETERS et al. (2004) avaliaram, radiograficamente, *in vivo*, após um período médio de $25,4 \pm 11,8$ meses, 230 canais radiculares preparados com os sistemas Lightspeed™ e ProFile™, e obturados com cimento Roth's 801™, por meio dos aparatos System B™ e Obtura II™. Os resultados mostraram um prognóstico favorável em 86,7% da amostra. Retratamentos e dentes com lesão periapical apresentaram menor índice de sucesso que aqueles sem comprometimento apical. Os autores concluíram que a técnica de preparo, o limite apical de obturação e o tipo de cimento obturador não afetaram significativamente o índice de sucesso.

SCHÄFER; VLASSIS (2004) avaliaram o preparo de 48 canais simulados em resina com os sistemas ProTaper™ e RaCe™. Os resultados indicaram que, em média, o sistema RaCe™ promoveu preparos mais rápidos, mais centralizados e com melhor manutenção do comprimento de trabalho, não havendo diferença quanto ao número de fraturas que foi de três instrumentos RaCe™ e dois ProTaper™. Os autores concluíram que ambos sistemas permitiram o preparo de canais curvos de forma rápida e relativamente segura, sendo que o sistema RaCe™ possibilitou melhor manutenção da curvatura original do canal.

SONG et al. (2004) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o preparo de 48 pré-molares extraídos, com curvaturas de 15 a 45°, com limas manuais de aço inóx tipo K e de níquel-titânio, ProFile GT™ e NitiFlex™. Os resultados

demonstraram menos transporte e remoção de dentina no terço apical dos grupos GT™ e NitiFlex™. O transporte apical foi de $0,15 \pm 0,10$ mm, $0,21 \pm 0,11$ mm e $0,35 \pm 0,13$ mm, nos grupos GT™, NiTiFlex™ e aço inóx, respectivamente. Os autores concluíram que as limas manuais de níquel-titânio determinaram menor transporte na porção apical de canais curvos, em comparação às limas de aço inóx.

VANNI et al. (2004) avaliaram, radiograficamente, o transporte apical dos canais de 100 primeiros molares superiores extraídos preparados com limas manuais de aço inóx e pelos sistemas Quantec 2000™, ProFile .04™, ProFile *Series* 29.04™ e Pow-R™. O diâmetro cirúrgico foi definido com os instrumentos Quantec nº 9, ProFile *Series* 29 nº 6 e nº 35, nos demais grupos. Os resultados mostraram transporte apical de $0,10 \pm 0,04$ mm, $0,21 \pm 0,06$ mm, $0,16 \pm 0,07$ mm e $0,50 \pm 0,11$ mm, nos grupos Pow-R™, ProFile .04™, ProFile *Series* 29.04™, Quantec 2000™ e manual, respectivamente. Os autores concluíram que o transporte com os sistemas rotatórios foi menor que o observado na instrumentação manual e que os melhores resultados foram observados com o sistema Pow-R™.

VELTRI et al. (2004) avaliaram, radiograficamente, o preparo de 20 canais mesiais de molares inferiores extraídos, com ângulo de curvatura variando de 23 a 54°, com os sistemas ProTaper™ e ProFile GT™. Os resultados mostraram que não houve correlação entre as características geométricas do canal e a quantidade de dentina excisada, não havendo alteração significativa do comprimento de trabalho, apesar de duas fraturas em cada grupo. Os autores concluíram que ambos

sistemas foram eficientes na manutenção do eixo original dos canais, sendo que o sistema ProTaper™ apresentou o tempo de preparo mais rápido.

BAUGH; WALLACE (2005) revisaram a influência do aumento do diâmetro cirúrgico apical dos canais em relação às características anatômicas da região, bem como a redução microbiana. Os autores concluíram que, em virtude da variação morfológica na região apical dos canais radiculares, dever-se-ia desenvolver uma metodologia que permitisse ao clínico maior facilidade de decisão na determinação da correta ampliação apical e que, embora seja grande a quantidade de publicações neste sentido, havia necessidade de pesquisas complementares.

BAUMANN (2005) revisou o uso da liga de níquel-titânio em Endodontia. Algumas propriedades específicas como a maior resistência à deformação e o baixo módulo de elasticidade permitiram o desenvolvimento de instrumentos características importantes para uso em Endodontia. Segundo o autor, o entendimento das limitações inerentes ao processo de fabricação permite entender os desafios futuros para confecção de instrumentos mais seguros para uso clínico. A liga de níquel-titânio facilitou a confecção de instrumentos com modificações importantes quanto à secção transversal, ângulo de corte, superfície radial, área de escape, lâmina de corte e conicidade. O autor concluiu que, apesar das inovações tecnológicas incorporadas a estes novos instrumentos, em virtude do advento da liga de níquel-titânio, ainda persistia o desafio do controle da fadiga cíclica.

GUELZOW et al. (2005) avaliaram, radiograficamente, o preparo endodôntico dos canais mesiais de 147 molares inferiores com limas Hedström ou com os sistemas FlexMaster™, ProSystem GT™, HERO 642™, K3 Endo™, ProTaper™ e RaCe™. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os sistemas rotatórios quanto à manutenção do comprimento de trabalho, havendo pouca alteração no ângulo de curvatura. O preparo mais regular foi observado com o sistema ProTaper™, apesar do maior índice de fraturas (n=3). Os autores concluíram que os sistemas rotatórios permitiram preparos bem centralizados e rápidos, sendo que o sistema ProTaper™ apresentou canais mais regulares em termos de diâmetro.

GÜNDAY et al. (2005) compararam, radiograficamente, as técnicas de Schneider, Weine e *Long-Axis* na mensuração do ângulo de curvatura de 100 canais mesiais de molares superiores e inferiores. Os resultados indicaram diferença significativa nos valores obtidos por meio das três técnicas. Os autores concluíram que a técnica *Long-Axis* incorporava uma nova concepção na mensuração do ângulo de curvatura que foi denominada de *canal access angle* e verificaram que esta proposta proporcionava melhor avaliação do ângulo de curvatura.

HÜLSMANN et al. (2005) revisaram os conceitos e técnicas de preparo do sistema de canais radiculares. Os autores enfatizaram que, apesar dos inúmeras pesquisas clínicas publicadas, em relação à qualidade do tratamento endodôntico, a evidência científica final a respeito da influência de diferentes instrumentos e

técnicas de preparo ainda permanecia obscura em virtude, principalmente, das diferenças metodológicas que dificultavam ou impediam comparações entre os diferentes estudos. Os autores concluíram que, apesar destas dificuldades, poder-se-ia considerar como certo que o preparo mecânico promove a redução significativa de bactérias, aumentando a quantidade de debris e *smear layer*. Além disto, o diâmetro cirúrgico deveria ser definido de acordo com as características anatômicas de cada canal.

JUNG et al. (2005a) avaliaram, por meio de estereomicroscopia, as secções transversais da porção apical de raízes mesiais de molares cujos canais foram preparados até o instrumento 30.04 do sistema ProFile™. Os resultados mostraram a presença de dois canais em 80,8% das raízes méso-vestibulares dos molares superiores e de 95,2% das raízes mesiais dos molares inferiores. Diferentes variações anatômicas foram observadas nos diferentes níveis da mesma raiz. Os autores concluíram que as variações anatômicas persistiram mesmo após a instrumentação e que deveriam ser cuidadosamente consideradas durante a execução de procedimentos endodônticos cirúrgicos ou conservadores.

JUNG et al. (2005b) avaliaram, por meio de μ TC com resolução de 11 μ m e cortes histológicos convencionais, o preparo endodôntico de quatro dentes superiores unirradiculares. Os resultados permitiram verificar a correlação entre as topografias e as secções histológicas. Além disto, houve possibilidade de discernimento e mensuração do espaço preenchido pelos cones de guta-percha e

pelo cimento. Os autores concluíram que a μ TC era um método preciso e não-destrutivo para avaliação da obturação endodôntica.

KAPTAN et al. (2005) avaliaram, por meio do sistema de muflas, o preparo endodôntico de 40 raízes mesiais de molares inferiores com limas NiTiFlex™ e com o sistema HERO Shaper™. Os resultados mostraram que houve maior remoção de dentina no terço médio do grupo HERO Shaper™ ($0,65 \pm 0,33 \text{ mm}^2$), não havendo diferença quanto ao transporte. No grupo HERO Shaper™ o transporte para nos terço apical, médio e coronário foi, em média, de $0,31 \pm 0,30 \text{ mm}$, $0,22 \pm 0,19 \text{ mm}$ e $0,35 \pm 0,28 \text{ mm}$, respectivamente. Os autores concluíram que, tanto o sistema HERO Shaper™ quanto as limas NiTiFlex™ foram eficientes no preparo de canais curvos.

LAM et al. (2005) avaliaram a resistência à fratura de raízes mesiais de 39 molares inferiores cujos canais mesio-vestibulares foram preparados utilizando limas manuais tipo K de aço inóx e os sistemas Lightspeed™ e ProFile GT™. Os resultados indicaram que a carga para a fratura foi, em média, de $10,2 \pm 4,4 \text{ Kg}$, $15,7 \pm 9,1 \text{ kg}$ e $13,2 \pm 6,1 \text{ kg}$ para os grupos manual, Lightspeed™ e ProFile GT™, respectivamente, sem diferença entre os grupos. Os autores concluíram que mesmo a maior ampliação apical ou aumento de conicidade realizada com os sistemas rotatórios não aumentou a susceptibilidade das raízes à fratura quando comparados à instrumentação manual convencional.

PAQUÉ et al. (2005a) avaliaram, por meio do sistema de muflas e em microscopia eletrônica de varredura, o preparo de 50 canais de raízes mesiais de

molares inferiores com os sistemas RaCe™ e ProTaper™. Os resultados mostraram pequena tendência de retificação ($< 1^\circ$) em ambos os grupos. Não houve diferença com relação à quantidade de debris, contudo, o sistema RaCe™ apresentou melhor remoção de *smear layer* no terço apical. O tempo de preparo foi significativamente menor no grupo ProTaper™ (90,9") que no RaCe™ (137,6"). Os autores concluíram que os sistemas testados apresentaram ótima capacidade de centralização e segurança, contudo, nenhum deles foi capaz de remover completamente os debris e a *smear layer*.

PAQUÉ et al. (2005b), utilizando μ TC com resolução de 34 μ m, avaliaram o volume, a área de superfície e o transporte a partir do preparo endodôntico de 23 molares superiores com o sistema Endo-Eze AET™. Os resultados mostraram aumento significativo no volume e na área de superfície, além de tendência de retificação em todos os canais. O diâmetro do canal a 5 mm do ápice aumentou, em média, de 0,31 a 0,52 mm, 0,35 a 0,50 mm e 0,50 a 0,70 mm nos canais méso-vestibular, disto-vestibular e palatino, respectivamente. O transporte foi, em média, de 0,15 a 0,29 mm, 0,15 a 0,27 mm e 0,21 a 0,33 mm nos terços apical, médio e coronário, respectivamente. Os autores concluíram que o preparo de canais de molares com o sistema Endo-Eze™ resultou em transporte significativo, principalmente nos canais méso-vestibulares, removendo grande volume de dentina, contra-indicando-o para uso em canais curvos.

PATIÑO et al. (2005) compararam a influência do preparo cervical na frequência de fratura de instrumentos dos sistemas ProTaper™, ProFile™ e K3

Endo™, em 208 canais de molares superiores e inferiores. Os resultados mostraram correlação positiva entre o ângulo de curvatura, a frequência de uso e a fratura dos instrumentos. Instrumentos utilizados acima de oito vezes apresentaram de uma a duas vezes mais fratura. Os autores recomendaram que, previamente ao uso de instrumentos rotatórios, o canal deveria ser ampliado com limas manuais.

PEREZ et al. (2005) avaliaram o preparo de 34 canais curvos simulados em resina com os sistemas HERO Shaper™ e ENDOflash™. Os resultados mostraram que não houve fratura ou perda do comprimento de trabalho em ambos grupos. O grupo ENDOflash™ apresentou mais formação de *zip*, perfuração e transporte. Os autores concluíram que o sistema ENDOflash™, sendo constituído de instrumentos de aço inóx, apresentava pouca segurança no preparo de canais curvos.

RANGEL et al. (2005) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina, com diferentes ângulos e posições da curvatura, com o sistema RaCe™. Os resultados mostraram que o tempo de preparo foi, em média, de 1,36'. Em 83% da amostra houve manutenção do comprimento de trabalho, sem formação de *zip*, perfuração ou desvio. Foi observada deformação em três instrumentos. Os autores concluíram que o sistema RaCe™ foi eficiente e seguro no preparo de canais curvos.

SCHAEFFER et al. (2005) conduziram um estudo de meta-análise a partir de vários trabalhos de preservação de tratamentos endodônticos visando a definição do limite apical ideal para instrumentação e obturação. Os autores concluíram que

a melhor taxa de sucesso foi obtida quando o tratamento foi realizado nos limites do canal radicular, aquém do forame apical.

SIQUEIRA JR. (2005) revisou as conseqüências do preparo biomecânico em relação aos tecidos periapicais, com especial ênfase na ocorrência de dor pós-operatória e nos fatores que influenciariam o prognóstico do tratamento endodôntico, além dos possíveis efeitos sistêmicos gerados a partir de procedimentos endodônticos. O autor concluiu que, em virtude dos microrganismos serem os principais responsáveis pela resposta dos tecidos apicais, todos os esforços deveriam ser direcionados para sua erradicação.

SCHÄFER et al. (2005) avaliaram o preparo de 40 canais simulados em resina e 60 canais de dentes extraídos com diferentes ângulos e raios de curvatura, com o sistema FlexMaster™, utilizando-se três diferentes motores elétricos, por meio de imagens dos canais obtidas antes e após a instrumentação. Os resultados mostraram que não houve diferença quanto às alterações observadas nos canais em relação aos motores, contudo, nos dentes extraídos, o motor Endo IT™ favoreceu o preparo dos canais em menor tempo e com menor transporte. Os autores concluíram que, em todos os grupos, houve manutenção do eixo central do canal e que o uso de motores com controle de torque seria adequado quando do preparo de canais curvos.

TAŞDEMİR et al. (2005) avaliaram, por meio de tomografia helicoidal, o preparo de 20 canais méso-vestibulares de molares superiores, com ângulo de curvatura entre 25 e 35°, com limas manuais tipo K e com o sistema rotatório

HERO 642™. Os resultados mostraram transporte apical de $0,13 \pm 0,09$ mm e de $0,24 \pm 0,14$ mm para os grupos HERO 642™ e manual, respectivamente. Nos terços médio e cervical, o transporte foi de $0,10 \pm 0,05$ mm e $0,08 \pm 0,07$ mm no grupo HERO 642™, e de $0,21 \pm 0,13$ mm e $0,33 \pm 0,10$ mm no grupo manual, respectivamente. Os autores concluíram que o preparo endodôntico realizado com o sistema HERO 642™ resultou em menor transporte em todos os terços, mantendo o preparo do canal centralizado.

VANNI et al. (2005) avaliaram a influência do preparo cervical na determinação da lima apical inicial, em raízes méso-vestibulares de 50 primeiros molares superiores, por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os dentes foram divididos em cinco grupos de acordo com o tipo de alargamento realizado. A discrepância entre o diâmetro do canal e do instrumento apical inicial foi comparada. Os resultados mostraram que o pré-alargamento realizado com brocas LA Axxess™ promoveu a menor diferença entre o diâmetro anatômico no comprimento de trabalho e o instrumento apical inicial. Os autores concluíram que o pré-alargamento cervical permitiu melhor determinação do instrumento apical inicial.

VELTRI et al. (2005) avaliaram, radiograficamente, o preparo de 30 canais de molares extraídos, com ângulo de curvatura entre 24 e 69°, com os sistemas Mtwo™ e Endoflare-HERO Shaper™. Os resultados mostraram que ambos grupos resultaram em preparos sem alterações, não havendo fratura de instrumento. O tempo de preparo foi, em média, de 124,4" no grupo Mtwo™ e 141,3" no grupo

Endoflare-HERO Shaper™. Os autores concluíram que os sistemas testados eram efetivos e seguros para o preparo de canais curvos.

WELLER et al. (2005) avaliaram a dentina remanescente nos 4 mm apicais a partir do preparo endodôntico de 60 incisivos inferiores e 60 canais méso-vestibulares de molares inferiores com limas FlexoFile™ e com os sistemas Lightspeed™, ProFile GT™ e K3 Endo™. Os resultados mostraram diferença significativa quando comparados o nível avaliado do canal e as técnicas. Considerados os incisivos, não houve diferença entre a técnica e a espessura observada, contudo, nos molares, o preparo com o sistema K3 Endo™ resultou em maior espessura de dentina remanescente em todos os níveis. Os autores concluíram que nenhuma técnica foi eficaz na completa eliminação de irregularidades e que estudos complementares seriam necessários para se mensurar a significância clínica destes achados.

YOSHIMINE et al. (2005) avaliaram, por meio de estereomicroscopia, o preparo de 30 canais simulados em resina, em forma de S, com os sistemas K3 Endo™, RaCe™ e ProTaper™, com diâmetro cirúrgico definido com o instrumento 30. Os resultados mostraram que, no terço apical, o sistema ProTaper™ mostrou maior tendência de alargamento, desvio e formação de *zip*. Os autores concluíram que, em caso de canais com curvaturas severas, instrumentos rotatórios mais flexíveis seriam os mais indicados.

PÉCORA; CAPELLI (2006) relataram a mudança no paradigma da instrumentação dos canais radiculares curvos a partir do desenvolvimento de

instrumentos confeccionados com diferentes ligas e novas concepções de *design*. Segundo os autores, o paradigma do preparo de canais curvos com instrumentos de aço inóx se restringia à ampliação da porção apical com lima 25, haja vista o uso de instrumentos mais calibrosos causarem maior risco de promover alterações indesejadas, como transporte, *zip*, perfurações, desvios, dentre outros. Este paradigma permaneceu vigente até o início do século atual quando o surgimento de novos instrumentos, confeccionados em liga de níquel-titânio, se mostrou eficaz na ampliação apical com instrumentos acima do 45, proporcionando melhor limpeza, com mínimo transporte. Os autores concluíram que embora seja possível a boa modelagem de canais curvos com instrumentos 25.04 ou 25.06, sua porção apical permaneceria sub-instrumentada, sendo importante a determinação prévia do diâmetro anatômico real do canal, de forma mais acurada, por meio da pré-ampliação dos terços cervical e médio.



Proposição

O objetivo desse estudo foi avaliar, com auxílio da tomografia computadorizada helicoidal, as seguintes questões relacionadas ao preparo biomecânico de canais curvos com os sistemas rotatórios ProTaper™, ProFile™ e ProSystem GT™:

1. Tempo de trabalho;
2. Transporte;
3. Direção do transporte;
4. Índice de centralização;
5. Aumento percentual da área.



Material e Métodos

Para facilitar a compreensão da metodologia utilizada, esse capítulo foi dividido em tópicos, a saber: seleção da amostra, preparo do corpo-de-prova, exame tomográfico inicial, preparo biomecânico, exame tomográfico final, avaliação experimental e análise estatística.

1. SELEÇÃO DA AMOSTRA

Após aprovação do projeto desta pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Ribeirão Preto (Anexo), foram selecionados, por meio dos critérios descritos a seguir, 40 primeiros e segundos molares inferiores humanos extraídos, mantidos em solução de timol a 0,1%, doados pela Associação Brasileira de Odontologia, Seção Uberlândia. Os dentes foram lavados em água corrente por 24 horas, após o que tiveram sua superfície radicular externa limpa por meio de raspagem com ultra-som (Profi II Ceramic, Dabi Atlante Ltda, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

As coroas foram seccionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente a 2 mm da junção cimento-esmalte, com uma broca troncônica em alta rotação, sob refrigeração. Em seguida, o restante do teto da câmara pulpar foi removido com auxílio de broca Endo-Z (Dentsply Maillefer, Baillagues, Switzerland) em alta rotação, sob refrigeração. As amostras foram selecionadas a partir dos critérios descritos a seguir.

1.1. Análise radiográfica

Os molares, inicialmente selecionados por exame visual, foram fotografados (Câmera MVC-FD97, Sony Corporation, Japan) e radiografados, individualmente, no sentido ortorrádial (Figura 1).

O exame radiográfico foi feito com filme Ektaspeed EP (Kodak Brasileira Comércio e Indústria Ltda, São José dos Campos, SP, Brasil), com tempo de exposição de 0,5 segundos e distância objeto-filme de 10 cm, por meio do aparelho de raios-X Pro dental (Pro dental Ltda, Ribeirão Preto, SP, Brasil) que apresenta cilindro localizador aberto de 20 cm, filtragem total de 1,5 mm de alumínio equivalente, potência de 70 Kvp e corrente de 10 mA. O processamento dos filmes radiográficos foi automatizado (Peri-Pro II, Air Techniques Inc., New York, USA) (Figura 2A), com tempo total de 8 minutos, com soluções reveladora e fixadora específicas (GBX, Kodak Brasileira Comércio e Indústria Ltda, São José dos Campos, SP, Brasil). As radiografias foram avaliadas com auxílio de negatoscópio (Konex, Konex Ind. e Com. de Metais LTDA, São Paulo, Brasil) e de aparato visualizador magnificador (X-Produkter, Malmö, Sweden) (Figura 2B), momento em que foram selecionados os molares que apresentavam canais mesiais sem calcificações.

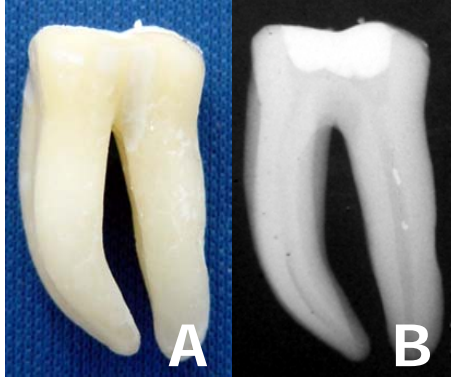


Figura 1. A-Imagem macroscópica do molar inferior selecionado. B- Radiografia no sentido orto-radial.

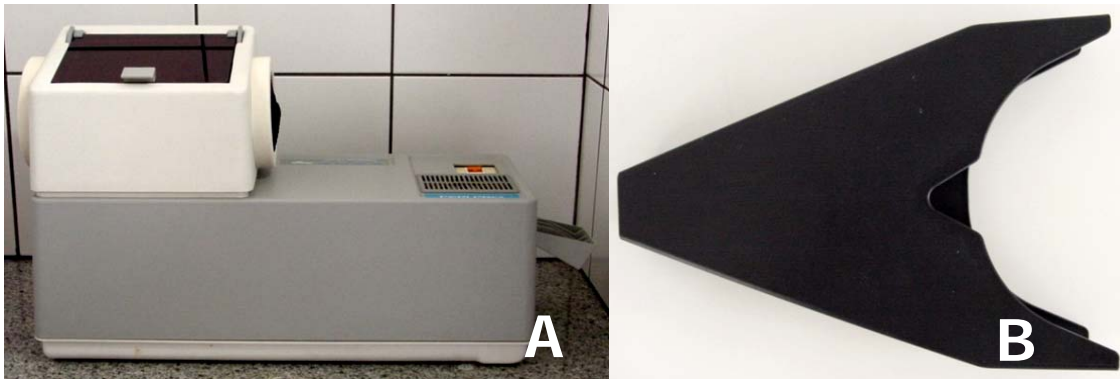


Figura 2. A-Processadora de radiografias Peri-ProII; B-Aparato magnificador para análise das radiografias.

1.2. Determinação do ângulo de curvatura

O ângulo de curvatura foi determinado pela ferramenta *Angle* do *software* ImageTool 3.0 for Windows (University of Texas Health Science Center, San Antonio, TX, EUA). A partir da embocadura do canal, traçou-se uma linha no sentido do longo do eixo do canal (x). Em seguida, uma segunda linha (y), traçada a partir da saída do forame apical, intersectou com a primeira no ponto onde o canal começava a desviar, em razão da curvatura. O ângulo agudo formado (α) foi considerado como o ângulo de curvatura da raiz (Figura 3). Foram incluídos na

amostra os molares que apresentaram raízes mesiais com ângulo de curvatura $\geq 20^\circ$.



Figura 3. Determinação do ângulo de curvatura.

1.3. Determinação do raio de curvatura

O raio de curvatura foi determinado pela ferramenta Dimensão Inclinada do *software* CorelDraw 12 (Corel Corporation, USA). A partir da embocadura do canal, traçou-se uma linha no sentido do longo do eixo do canal (z). Em seguida, foi traçada uma segunda linha (w), a partir da saída do forame, seguindo o longo eixo do canal no terço apical. Em razão da curvatura, há um ponto em z (a) e em w (b) onde o canal começa a desviar, em virtude da curvatura, e sobre os quais tangencia um círculo cujo raio (r), mensurado em milímetro, foi definido como o raio de curvatura do canal (Figura 4). Foram incluídos na amostra os molares com raízes mesiais de raio de curvatura ≤ 10 mm.



Figura 4. Determinação do raio de curvatura.

1.4. Determinação do comprimento de trabalho

Para determinação do comprimento de trabalho, a câmara pulpar foi abundantemente irrigada com hipoclorito de sódio a 1% e uma lima 10 tipo K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi cuidadosamente introduzida no interior dos canais até que sua ponta coincidisse com o forame apical. A seguir, recuou-se 1 mm do comprimento obtido, estabelecendo-se assim, o comprimento de trabalho.

Os 40 molares selecionados foram distribuídos, aleatoriamente, em 4 grupos, usando-se a técnica de amostra casual simples através do *software* Excel (Microsoft Excel, Microsoft, USA). Em seguida, por meio de sorteio, definiu-se um grupo como controle e os demais como grupos experimentais. Considerando-se que cada raiz mesial continha dois canais distintos, cada grupo foi constituído de 20 canais. Os dados amostrais resultantes das mensurações do ângulo, raio de curvatura e do comprimento de trabalho foram comparados estatisticamente visando confirmar a padronização entre os grupos experimentais.

2. PREPARO DO CORPO-DE-PROVA

No intuito de manter alinhados os ápices das raízes mesiais de todos os espécimes no corpo-de-prova, seccionou-se aproximadamente 3 mm da porção apical das raízes distais com auxílio de uma broca troncônica em alta rotação, sob refrigeração. Então, a porção apical das raízes mesiais foi inserida em uma base de parafina retangular (100 x 80 x 3,5 mm), com auxílio de um pirógrafo, de forma que os dentes fossem igualmente distribuídos em cinco fileiras, com seus eixos vestibulo-lingual e méso-distal em um mesmo sentido. A seguir, o conjunto dentes/parafina foi introduzido em uma matriz de aço inóx (100 x 80 x 6 mm). As bordas da parafina foram aquecidas promovendo o vedamento de toda a porção periférica do conjunto. Foi, então, vertida quantidade suficiente de resina transparente termopolimerizável manipulada (Dencor, Clássico Artigos Odontológicos, São Paulo, Brasil), de forma a ocupar todo o espaço presente entre os dentes, além de cobrir todas as raízes, exceto a porção apical.

Após polimerização da resina, a parafina foi removida com água aquecida e o conjunto dentes/resina foi denominado, a partir de então, de corpo-de-prova (Figuras 5 e 6) sendo mantido em recipiente fechado à temperatura ambiente com 100% de umidade. Para a localização dos espécimes de cada grupo, o maior diâmetro do corpo-de-prova foi identificado por letras (A a H) e o menor por números (1 a 5) (Figura 7). Assim, sua localização passou a ser feita pela combinação de um número e uma letra.



Figura 5. Corpo-de-prova: vista superior.



Figura 6. Corpo-de-prova: vista inferior.

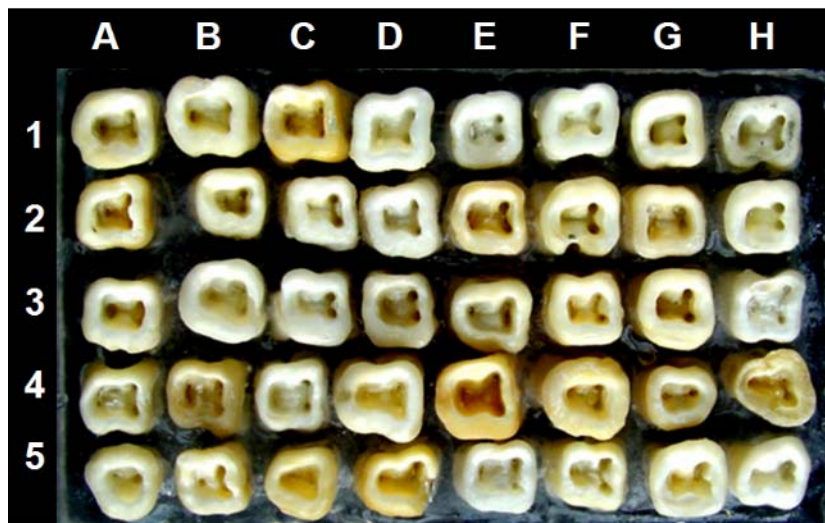


Figura 7. Corpo-de-prova: coordenadas de localização.

3. EXAME TOMOGRÁFICO INICIAL

O corpo-de-prova foi adaptado à mesa de um tomógrafo helicoidal da marca PICKER (PQ5000, Picker S/A, New York, USA) instalado no Instituto de Diagnóstico por Imagem do Hospital Santa Casa de Misericórdia de Ribeirão Preto. Este tomógrafo é constituído de uma mesa com movimentação caudal-crânio para acomodação do paciente; estrutura de suporte rígido com uma abertura central, contendo o tubo emissor de radiação ionizante, os detectores e o sistema de aquisição de dados (*Gantry*) (Figura 8A); computador para controle parcial das funções do sistema de reconstrução de imagem (Figura 8B); ampola de raios X calibrada com 120 Kvp e 110 mA (padrão *Dentalscan*); e um console de controle que avalia as imagens e funções individuais.

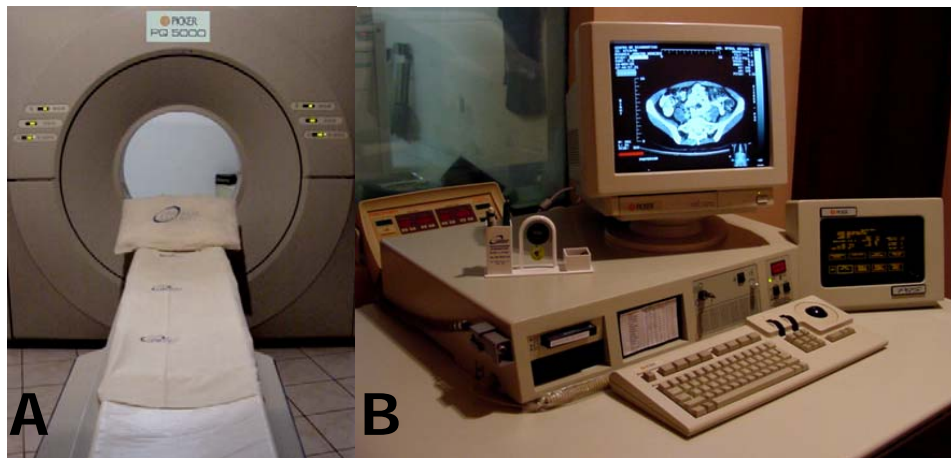


Figura 8. A-Tomógrafo helicoidal Picker PQ5000. B-Central de processamento de imagens.

As imagens obtidas no exame tomográfico foram transferidas para a Central de Processamento de Imagens (Figura 8B) e manipuladas com o *software*

Picker 4.01, seguindo as etapas: adequação do padrão da imagem (brilho e contraste), reconstrução em MRP (reconstrução multiplanar), reconstrução em 2D (bidimensional), observação do plano axial, mapeamento e reconstrução das imagens em MRP-*Oblique* com interação dos três planos, para posterior reconstrução em 3D (tridimensional). Como parâmetros, utilizou-se inclinação de zero grau para o *gantry*, *slice* de 0,5 mm com *feed* de 1 mm, dimensão de 512 x 512 *pixels* e resolução de 1.280 *pixels* / polegada. O exame tomográfico foi realizado em toda a extensão dos espécimes, no sentido perpendicular ao seu longo eixo (corte axial), totalizando, em média, 20 topogramas por raiz. As imagens obtidas foram armazenadas em CD ROM.

A fidedignidade entre o tamanho da imagem do dente no topograma e do dente real foi avaliada a partir da seleção aleatória de cinco espécimes. Seus remanescentes coronários foram mensurados em seu maior diâmetro nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal, utilizando a ferramenta *Distance* da Central de Processamento de Imagens. Em seguida, os espécimes selecionados foram mensurados diretamente no corpo-de-prova por meio de paquímetro digital com precisão de 0,01 mm (Mitutoyo MTI Corporation, Tóquio, Japão).

4. PREPARO BIOMECÂNICO

A definição do sistema rotatório a ser utilizado no preparo biomecânico dos canais dos grupos experimentais foi feita por sorteio (Tabela I). O grupo controle

não foi submetido a tratamento, sendo utilizado para confirmar a precisão do reposicionamento do corpo-de-prova nos exames tomográficos inicial e final.

TABELA I. Distribuição dos grupos de acordo com o sistema rotatório utilizado no preparo biomecânico.

Grupo	<i>n</i>	Sistema Rotatório	Fabricante
1	20	ProTaper™	Dentsply, Maillefer
2	20	ProFile™	Dentsply, Maillefer
3	20	ProSystem GT™	Dentsply, Maillefer
4	20	Controle	-

A exploração inicial e o pré-alargamento de toda a extensão dos canais foram realizados com um instrumento tipo K número 15, pré-curvado, seguido do preparo do terço cervical com brocas Gates-Glidden 2 e 3 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça), em baixa rotação. A partir deste momento, os canais foram preparados, seguindo as recomendações do fabricante para cada sistema rotatório utilizado, com o diâmetro cirúrgico apical definido em 0,30 mm. A cada cinco canais preparados, um novo jogo de instrumentos foi utilizado.

Os instrumentos do sistema ProTaper™ (Figura 9) foram acionados em velocidade constante de 300 rpm na seguinte sequência: S1 (até o terço médio com torque ≥ 1 N.cm); SX (no terço cervical com torque ≥ 1 N.cm); S1 (até o terço apical com torque de 1 N.cm); S2 (até o comprimento de trabalho com torque de 1,5 N.cm); F1 (até o comprimento de trabalho com torque de 2 N.cm); F2 (até o comprimento de trabalho com torque de 3 N.cm); e F3 (até o comprimento de trabalho com torque de 3 N.cm).



Figura 9. Sistema ProTaper™.

Os instrumentos do sistema ProFile™ (Figura 10) foram utilizados na seguinte sequência: Orifice Shaper 3 (no terço cervical com velocidade de 500 rpm e torque de 3 N.cm); Orifice Shaper 2 (no terço cervical com velocidade de 500 rpm e torque de 3 N.cm); 25.06 (até o terço médio com velocidade de 250 rpm e torque de 1 N.cm); 20.06 (até o terço médio com velocidade de 250 rpm e torque de 1 N.cm); 25.04 (até o terço apical com velocidade de 250 rpm e torque de 1 N.cm); 20.04 (até o comprimento de trabalho com velocidade de 250 rpm e torque de 1 N.cm); 25.04 (até o comprimento de trabalho com velocidade de 250 rpm e torque de 1 N.cm); e 30.04 (até o comprimento de trabalho com velocidade de 250 rpm e torque de 2 N.cm)

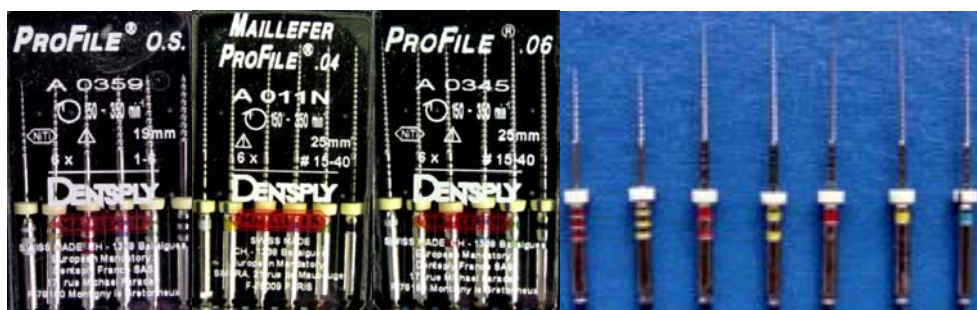


Figura 10. Sistema ProFile™.

Os instrumentos do sistema ProSystem GT™ (Figura 11) foram utilizados na seguinte sequência: 35.12 (no terço cervical com velocidade de 500 rpm e torque

de ≥ 5 N.cm); 30.10 (no terço cervical com velocidade de 350 rpm e torque de 3 N.cm); 30.08 (no terço médio com velocidade de 350 rpm e torque de 3 N.cm); 30.06 (no terço apical com velocidade de 350 rpm e torque de 2 N.cm); 30.04 (no comprimento de trabalho com velocidade de 350 rpm e torque de 1,5 N.cm).



Figura 11. Sistema ProSystem GT™.

Para o acionamento dos instrumentos utilizou-se o motor Endo-Mate TC™ com contra-ângulo NML-F16R (Ref. 32330, NSK, Japan), regulando-se o torque e velocidade de cada instrumento conforme recomendações do fabricante (Figura 12).



Figura 12. Motor Endo-Mate TC™ (NSK, Japan).

Após cada instrumento utilizado, os canais foram irrigados com 3 ml de solução de hipoclorito de sódio a 1% (Labofarma, Uberlândia, Minas Gerais) usando-se seringa plástica descartável (Ultradent Products Inc., South Jordan,

Utah, USA) e agulha NaviTip™ (Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, USA). A irrigação final foi realizada com EDTA 17%, por 5 minutos, e 10 ml de água destilada, seguida de sucção com ponta siliconizada (Capillary™ tip, Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, USA) adaptada em cânula plástica de aspiração autoclavável (Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, USA) (Figura 13).

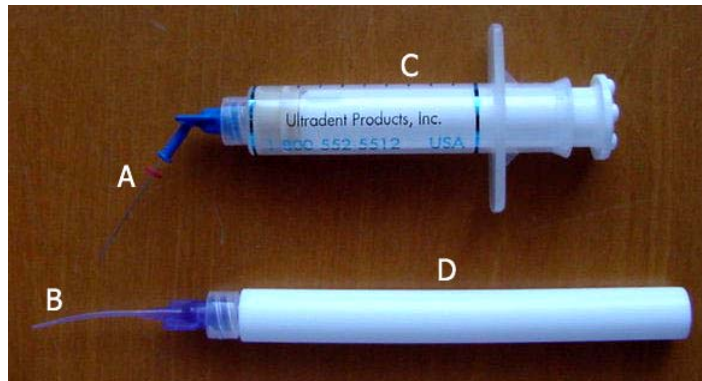


Figura 13. A-Agulha NaviTip™. B-Ponta de silicone Capillary™. C-Seringa plástica descartável de 5ml. D-Cânula plástica de aspiração autoclavável.

Os preparos biomecânicos foram realizados por um único operador, especialista em Endodontia, com experiência clínica em todos sistemas testados.

5. EXAME TOMOGRÁFICO FINAL

Concluído o preparo biomecânico, o corpo-de-prova foi submetido a novo exame tomográfico seguindo o mesmo protocolo descrito para o Exame Tomográfico Inicial.

6. AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL

6.1. Tempo de preparo

O tempo de preparo de cada canal, em segundos, foi aferido com auxílio de um cronômetro digital (NexxTech, Orbyx Electronics, CA, EUA), desconsiderando-se o tempo gasto na exploração inicial do canal e na irrigação final.

6.2. Transporte

A mensuração do transporte foi realizada por um único avaliador. A calibração do avaliador foi realizada comparando-se a mensuração dos diâmetros méso-distal e vestibulo-lingual de raízes mesiais de 5 topogramas selecionados aleatoriamente, em um intervalo de 15 dias.

Para a avaliação do transporte foram selecionados três topogramas de cada espécime, obtidos pelos exames tomográficos inicial e final. Dois deles corresponderam às regiões localizadas a três milímetros do ápice radicular (terço apical) e da embocadura do canal (terço cervical). Um topograma adicional foi utilizado a partir da divisão simétrica da distância entre os dois topogramas iniciais, representando o terço médio.

Os topogramas selecionados, em formato DICOM, foram editados com o auxílio do *plug-in* DICOMaccess no *software* Photoshop CS2 (Adobe Systems Inc.,

San Jose, CA, EUA). Para isto, se mapeou, por meio da opção *histogram*, as características gráficas das imagens dos canais e, utilizando o filtro *trace contour* delimitou-se os limites externos dos canais e da raiz. Em seguida, foi inserida na imagem uma escala real de 5 mm de comprimento a fim de permitir a posterior calibração de ferramentas utilizadas na mensuração de distâncias (Figura 14).

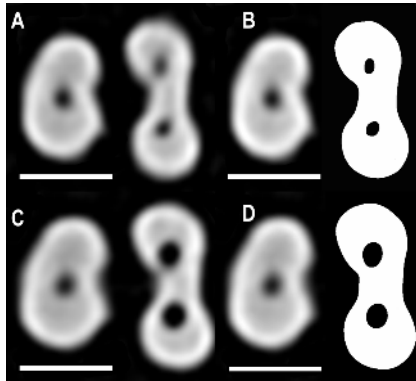


Figura 14 A-Topograma inicial; B-Topograma inicial editado; C-Topograma final; D-Topograma final editado.

Os topogramas editados foram exportados em formato TIFF para o *software* Image Tool 3.0 (University of Texas Health Science Center, San Antonio, TX, EUA). A ferramenta *Calibrate Spatial Measurements* foi, então, calibrada com a escala de dimensão conhecida, inserida durante a edição dos topogramas. Com isto, utilizando-se a ferramenta *Distance* determinou-se, em milímetros, o valor exato da distância entre a parede interna do canal e as porções mesial e distal da raiz, em todos os topogramas selecionados.

O cálculo do transporte, em milímetros, foi obtido pela fórmula $[(X_1 - X_2) - (Y_1 - Y_2)]$, onde X_1 é a menor distância entre as porções distais da raiz e do canal não instrumentado; X_2 , a menor distância entre as porções distais da raiz e do

canal instrumentado; Y_1 , a menor distância as porções mesiais da raiz e do canal não instrumentado; e Y_2 , a menor distância as porções mesiais da raiz e do canal instrumentado (Figura 15).

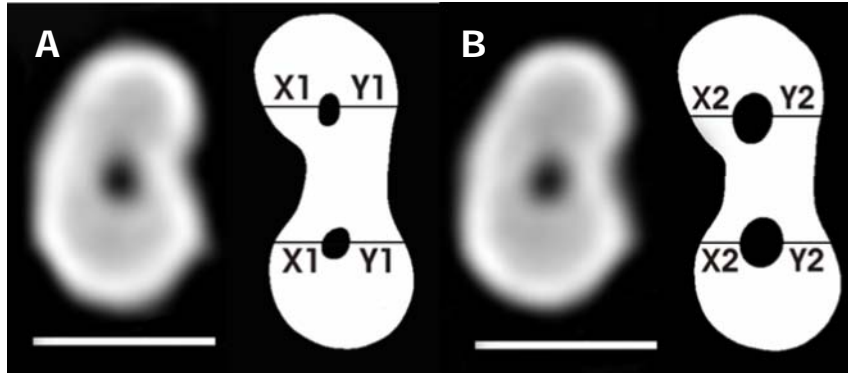


Figura 15. A- Topograma inicial editado com os registros X1 e Y1. B- topograma final editado com os registros X2 e Y2.

6.3. Direção do transporte

A direção do transporte foi definida a partir dos resultados obtidos na mensuração do transporte. Assim, um valor negativo para o transporte indicou que o transporte ocorreu no sentido distal e, um valor positivo, no sentido mesial. Por sua vez, o valor 0 (zero) indicou ausência de transporte.

6.4. Índice de Centralização

O índice de centralização corresponde à habilidade de um instrumento se manter no eixo central do canal radicular durante o preparo biomecânico. Este índice foi calculado em cada secção usando os valores obtidos durante a mensuração do transporte, por meio da fórmula:

$$\frac{X1 - X2}{Y1 - Y2} \text{ ou } \frac{Y1 - Y2}{X1 - X2}$$

A fórmula escolhida dependeu do valor do numerador, que deveria ser sempre o menor dos resultados obtidos pelas diferenças. Um índice de centralização próximo a 0 (zero) indicou pouca habilidade do instrumento em se manter no eixo central do canal enquanto, próximo a 1 (um), indicou ótima capacidade de centralização.

Para cada grupo experimental foram obtidos 60 índices de centralização correspondentes aos terços cervical, médio e apical.

6.5. Aumento percentual da área

O cálculo da área dos canais dos três topogramas selecionados, obtidos pelos exames tomográficos inicial e final, representando os terços cervical, médio e apical, respectivamente, foi realizado com a ferramenta *Area* do *software* Image Tool 3.0 (University of Texas Health Science Center, San Antonio, TX, EUA). Em seguida, o aumento percentual da área foi calculado a partir da diferença entre a

área do canal preparado, obtida no topograma final e a área do canal não preparado, obtida no topograma inicial.

6.6. Correlação entre variáveis

Visando avaliar o comportamento conjunto de duas variáveis, em relação ao terço apical, considerou-se o ângulo, o raio de curvatura e o comprimento de trabalho, como variáveis explanatórias e, o transporte e o aumento percentual da área, como variáveis dependentes.

6.7. Controle

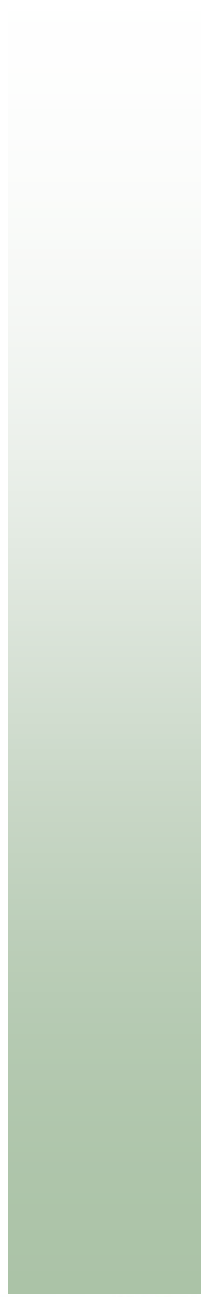
O controle no posicionamento do corpo-de-prova para os exames tomográficos foi realizado por meio da mensuração da maior distância das raízes mesial e distal e dos canais, no sentido vestibulo-lingual, em todos os topogramas selecionados para avaliação experimental, por meio da ferramenta *Distance* do *software* Image Tool 3.0 (University of Texas Health Science Center, San Antonio, TX, EUA).

7. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada com auxílio dos *softwares* GMC 8.1 (Prof. Dr. Geraldo Maia Campos, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo) e SPSS 13 (LEAD Technologies, Inc., Chicago, IL, USA).

Os dados de cada parâmetro avaliado foram submetidos a testes estatísticos preliminares com o objetivo de verificar a distribuição amostral. Quando a amostra testada apresentou distribuição normal, foram aplicados os testes paramétricos análise de variância e teste de Tukey. Já quando a distribuição amostral era não-normal, lançou-se mão da análise não-paramétrica, com aplicação do teste de Kruskal-Wallis.

Para comparar dados obtidos de um mesmo espécime em diferentes momentos foi utilizado o teste t para amostras pareadas e, para avaliação da correlação entre duas variáveis, calculou-se o coeficiente de Pearson e análise por regressão linear.



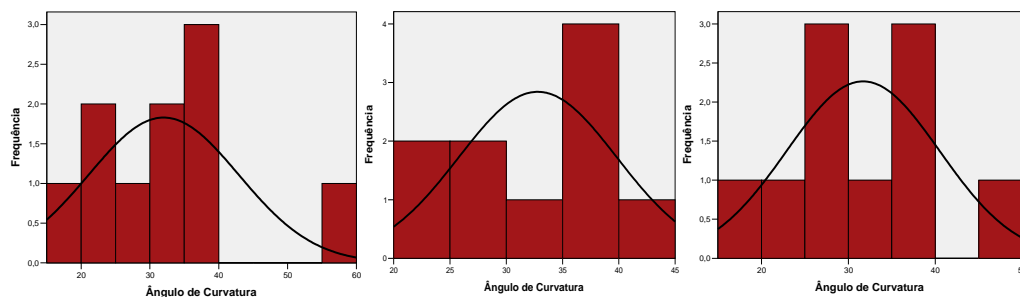
Resultados

1. SELEÇÃO DA AMOSTRA

No intuito de confirmar a padronização das amostras em relação ao comprimento de trabalho, ângulo e raio de curvatura dos canais, submeteram-se os grupos experimentais à análise estatística.

1.1. Ângulo de curvatura

Os dados originais foram submetidos a testes preliminares visando verificar a característica da distribuição amostral. A constatação da distribuição normal dos dados (Gráficos 1, 2 e 3) autorizou o uso da análise de variância (ANOVA). Em média, o ângulo de curvatura dos grupos experimentais foi de $33,3 \pm 7,5^\circ$. O ângulo de curvatura no grupo 1 foi, em média, de $32 \pm 10,9^\circ$, no grupo 2, de $32,8 \pm 7,02^\circ$ e, no grupo 3, de $31,7 \pm 8,81^\circ$, sem diferença estatística entre os grupos (ANOVA, $p > 0,05$) (Tabela II).

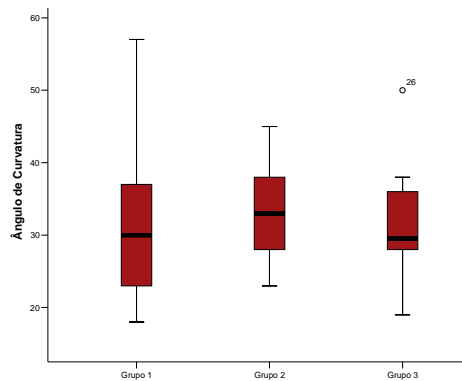


Gráficos 1, 2 e 3. Ângulo de curvatura: histogramas com curva normal dos grupos 1, 2 e 3, respectivamente.

TABELA II. Ângulo de curvatura médio, em graus, por grupo experimental.

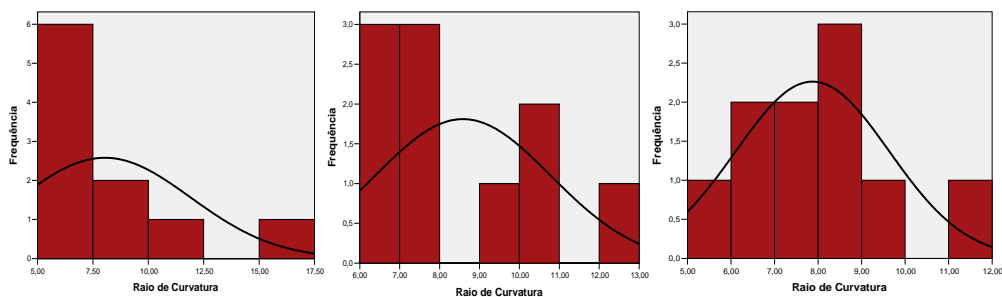
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Total
Amostra	10	10	10	30
Ângulo de curvatura	32 ± 10,9	32,8 ± 7,02	31,7 ± 8,81	33,3 ± 7,5

No gráfico 4 está representada a distribuição dos dados da amostra referente ao ângulo de curvatura, por grupo experimental.

**Gráfico 4.** *Box-Plot.* Ângulo de curvatura, por grupo experimental.

1.2. Raio de curvatura

Os dados originais foram submetidos a testes preliminares visando verificar a característica da distribuição amostral. A constatação da distribuição não-normal dos dados (Gráficos 5, 6 e 7) autorizou o uso do teste de Kruskal-Wallis.

**Gráficos 5, 6 e 7.** Raio de curvatura: histogramas com curva normal dos grupos 1, 2 e 3, respectivamente.

Em média, o raio de curvatura dos grupos experimentais foi de $7,5 \pm 2,91$ mm. O raio de curvatura no grupo 1 foi, em média, de $8,04 \pm 3,86$ mm, no grupo 2, de $8,59 \pm 2,2$ mm e, no grupo 3, de $7,87 \pm 1,76$ mm, sem diferença estatística entre os grupos (Kruskal-Wallis, $p > 0,05$) (Tabela III). No gráfico 8 está representada a distribuição dos dados da amostra referente ao raio de curvatura, por grupos experimental.

TABELA III. Raio de curvatura médio, em milímetros, por grupo experimental.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Total
Amostra	10	10	10	30
Raio de curvatura	$8,04 \pm 3,86$	$8,59 \pm 2,20$	$7,87 \pm 1,76$	$7,5 \pm 2,91$

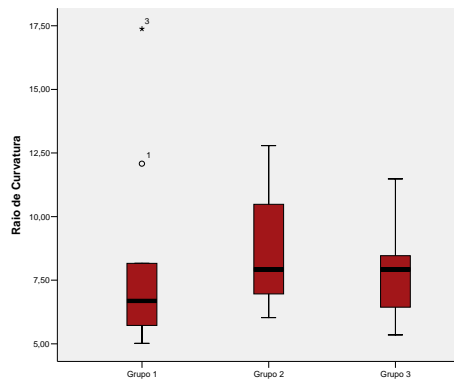
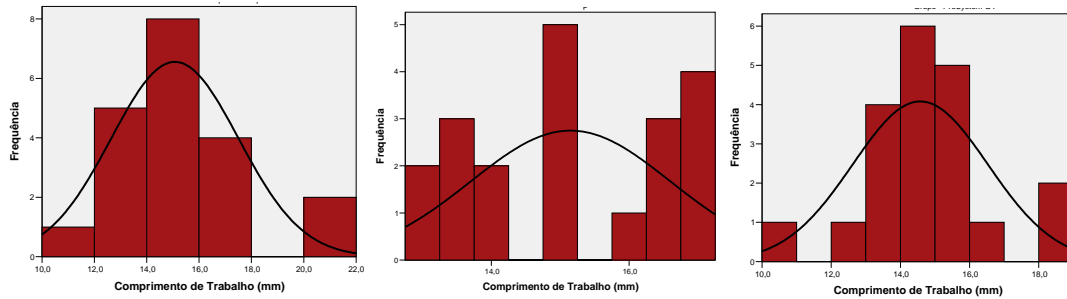


Gráfico 8. *Box-Plot*: Raio de curvatura, por grupo experimental.

1.3. Comprimento de trabalho

Os dados originais foram submetidos a testes preliminares visando verificar a característica da distribuição amostral. A constatação da distribuição normal dos dados (Gráficos 9, 10 e 11) autorizou o uso da análise de variância (ANOVA).



Gráficos 9, 10 e 11. Comprimento de trabalho: histogramas com curva normal dos grupos 1, 2 e 3, respectivamente.

O comprimento de trabalho dos grupos experimentais foi, em média, 14,93 ± 1,97 mm. O grupo 1 apresentou comprimento de trabalho médio de 15,08 ± 2,43 mm, o grupo 2, de 15,15 ± 1,45 mm e, o grupo 3, de 14,58 ± 1,96 mm, sem diferença estatística entre os grupos (ANOVA, $p > 0,05$) (Tabela IV). No gráfico 12 estão dispostas a distribuição dos dados da amostra referente ao comprimento de trabalho, por grupo experimental.

TABELA IV. Comprimento de trabalho médio, em milímetros, por grupo experimental.

Canal	<i>n</i>	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Total
CMV	10	15,25 ± 2,38	15,05 ± 1,52	14,70 ± 1,86	15 ± 1,90
CML	10	14,90 ± 2,60	15,25 ± 1,46	14,45 ± 2,14	14,87 ± 2,07
Total	20	15,08 ± 2,43	15,15 ± 1,45	14,58 ± 1,96	14,93 ± 1,97

CMV = canal méso-vestibular; CML = canal méso-lingual.

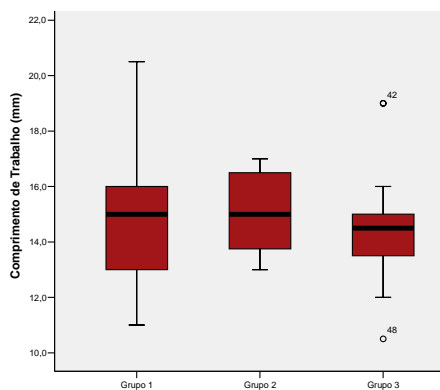


Gráfico 12. Box-Plot: Comprimento de trabalho, por grupo experimental.

2. EXAME TOMOGRÁFICO

Os resultados da mensuração das maiores distâncias méso-distal e vestibulo-lingual dos remanescentes coronários de 5 espécimes, na topografia e no corpo-de-prova, indicaram uma tendência da tomografia em reduzir o tamanho real do dente em cerca de 0,54% (Tabela V), sem diferença estatística (teste t para amostras pareadas, $p > 0,05$).

TABELA V. Distância, em milímetros, dos maiores diâmetros de 5 espécimes, nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual, mensuradas na topografia e no corpo-de-prova.

Espécime	Distância Méso-Distal			Distância Vestíbulo-Lingual		
	Topografia	Real	%	Topografia	Real	%
A2	9,33	9,40	0,75	7,75	7,81	0,77
C3	8,62	8,66	0,46	7,78	7,82	0,51
G3	9,81	9,86	0,51	9,15	9,20	0,55
G5	8,24	8,28	0,48	8,14	8,18	0,49
H2	8,64	8,71	0,81	8,36	8,42	0,71

%: diferença percentual entre a medida do dente real e a medida do dente no topograma

3. AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL

3.1. Tempo de preparo

Os dados originais foram submetidos a testes preliminares visando verificar a característica da distribuição amostral. A constatação da distribuição não-normal dos dados autorizou o uso do teste de Kruskal-Wallis.

O tempo de preparo foi, em média, de $137,22 \pm 57,15''$. Houve diferença estatística entre os grupos sendo que o preparo foi mais rápido no grupo 3 ($89,45 \pm 15,76''$), seguido dos grupos 2 ($130,2 \pm 33,58''$) e 1 ($192 \pm 56,15''$), respectivamente (Kruskal-Wallis, $p < 0,001$) (Tabela VI). No gráfico 13 está representada a distribuição dos dados da amostra referente ao tempo de preparo, por grupos experimental.

TABELA VI. Tempo de preparo, em segundos, por grupo experimental.

Canal	<i>n</i>	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Total
CMV	10	$193 \pm 49,97$	$134,1 \pm 37,76$	$91,3 \pm 15,37$	$139,47 \pm 55,58$
CML	10	$191 \pm 64,48$	$126,3 \pm 30,34$	$87,6 \pm 16,74$	$134,97 \pm 59,54$
Total	20	$192 \pm 56,15$	$130,2 \pm 33,58$	$89,45 \pm 15,76$	$137,22 \pm 57,15$

CMV = canal méso-vestibular; CML = canal méso-lingual.

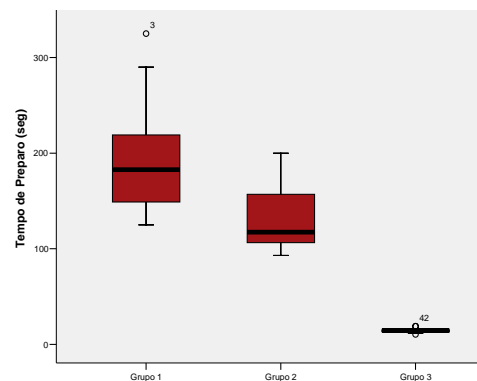


Gráfico 13. Box-Plot: Tempo de preparo, por grupo experimental.

3.2. Transporte

Os resultados obtidos durante a calibração do observador não demonstraram diferença estatística (teste *t* para amostras pareadas, $p > 0,05$).

Os dados originais foram submetidos a testes preliminares visando verificar a característica da distribuição amostral. A constatação da distribuição normal dos dados autorizou o uso da análise de variância (ANOVA).

O transporte foi, em média, de $0,024 \pm 0,141$ mm. O transporte médio no grupo 1 foi de $0,048 \pm 0,120$ mm, no grupo 2 de $0,010 \pm 0,134$ mm e, no grupo 3, de $0,015 \pm 0,164$ mm, sem diferença estatística entre os grupos (ANOVA, $p > 0,05$). Considerando os terços dos canais, o transporte no terço cervical foi, em média, de $0,017 \pm 0,160$ mm, no terço médio, de $0,021 \pm 0,122$ mm e, no terço apical, de $0,035 \pm 0,141$ mm, sem diferença estatística (ANOVA, $p > 0,05$) (Tabela VII).

TABELA VII. Transporte médio, em milímetros, para cada terço do canal, em cada grupo experimental.

Grupos	<i>n</i>	Cervical	Médio	Apical	Total
1	20	$0,033 \pm 0,154$	$0,037 \pm 0,108$	$0,073 \pm 0,092$	$0,048 \pm 0,120$
2	20	$0,024 \pm 0,147$	$0,034 \pm 0,117$	$-0,027 \pm 0,136$	$0,010 \pm 0,134$
3	20	$-0,005 \pm 0,182$	$-0,009 \pm 0,139$	$0,057 \pm 0,169$	$0,015 \pm 0,164$
Total	60	$0,017 \pm 0,160$	$0,021 \pm 0,122$	$0,035 \pm 0,141$	$0,024 \pm 0,141$

CMV = canal méso-vestibular; CML = canal méso-lingual.

No gráfico 14 está representada a distribuição dos dados da amostra referente ao transporte, por grupos experimental e, no gráfico 15, por terço do canal.

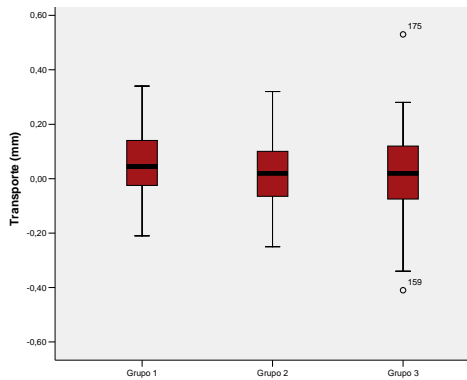


Gráfico 14. *Box-Plot:* Transporte, por grupo experimental.

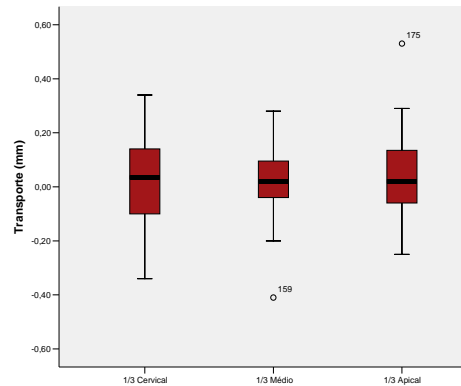


Gráfico 15. *Box-Plot:* Transporte, por terço do canal.

Não houve transporte no terço apical de dois canais do grupo 1 e de dois canais do grupo 3, bem como no terço médio de um canal do grupo 3. Todos os espécimes do grupo 2 apresentaram transporte.

3.3. Direção do transporte

Considerando-se as 180 mensurações obtidas, 175 apresentaram desvio sendo que, em geral, houve maior tendência de transporte no sentido mesial ($n=103$) que para o distal ($n=72$), em uma proporção de 1,43 : 1. As proporções entre o transporte no sentido mesial e distal obtidas nas porções cervical, média e apical dos canais foram aproximadas, sendo que a menor proporção foi observada

no grupo 2 (Tabela VIII). No gráfico 16 está representada a distribuição dos dados da amostra referente à direção do transporte.

TABELA VIII. Direção do transporte, em cada terço do canal, por grupo experimental.

Terços	Cervical		Médio		Apical		Total	
	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal
1	10	10	13	7	15	3	38	20
2	12	8	11	9	8	12	31	29
3	13	7	9	10	12	6	34	23
Total	35	25	33	26	35	21	103	72
Proporção	1,40 : 1		1,27 : 1		1,66 : 1		1,43 : 1	

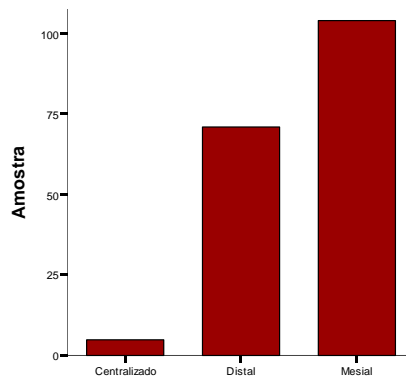


Gráfico 16. Direção do transporte.

3.4. Índice de centralização

Os dados originais foram submetidos a testes preliminares visando verificar a característica da distribuição amostral. A constatação da distribuição normal dos dados autorizou o uso da análise de variância (ANOVA).

Em média, nenhum dos grupos apresentou perfeita centralização. O índice de centralização do grupo 1 foi de $0,46 \pm 0,30$, no grupo 2, de $0,51 \pm 0,27$ e, no grupo 3, de $0,51 \pm 0,28$, sem diferença estatística (ANOVA, $p > 0,05$) (Tabela IX). Além disto, os terços cervical, médio e apical mostraram índices de centralização de $0,40 \pm 0,26$; $0,55 \pm 0,26$ e $0,55 \pm 0,28$, respectivamente, sem diferença estatística (ANOVA, $p > 0,05$) (Tabela IX). No gráfico 17 está representada a distribuição dos dados da amostra referente ao índice de centralização, por grupo experimental e, no gráfico 18, por terço do canal.

TABELA IX. Índice de centralização médio, em cada terço do canal, em cada grupo experimental.

Grupos	<i>n</i>	Cervical	Médio	Apical	Total
1	60	$0,39 \pm 0,25$	$0,49 \pm 0,36$	$0,50 \pm 0,27$	$0,46 \pm 0,30$
2	60	$0,40 \pm 0,10$	$0,55 \pm 0,10$	$0,56 \pm 0,09$	$0,51 \pm 0,27$
3	60	$0,41 \pm 0,22$	$0,56 \pm 0,26$	$0,57 \pm 0,33$	$0,51 \pm 0,28$
Total	180	$0,40 \pm 0,26$	$0,55 \pm 0,26$	$0,55 \pm 0,28$	$0,50 \pm 0,27$

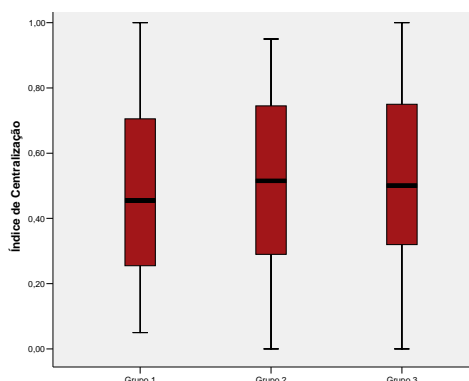


Gráfico 17. Box-Plot: Índice de centralização, por grupo experimental.

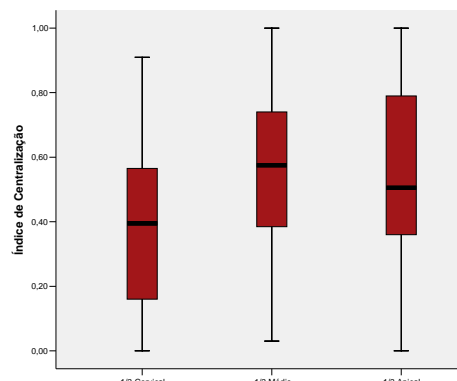


Gráfico 18. Box-Plot: Índice de centralização, por terço do canal.

3.5. Aumento percentual da área

Os dados originais foram submetidos a testes preliminares visando verificar a característica da distribuição amostral. A constatação da distribuição normal dos dados autorizou o uso da análise de variância (ANOVA). No gráfico 19 está representada a distribuição dos dados da amostra referente aos valores médios da área do canal (em mm²) antes e após o preparo biomecânico, por grupo experimental.

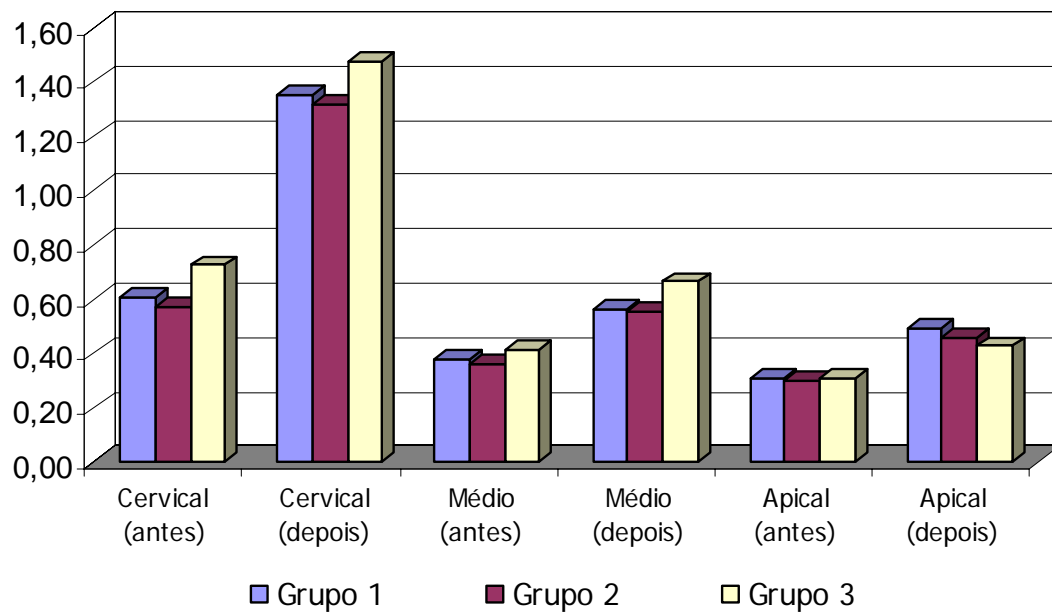


Gráfico 19. Área média, em mm², antes e após o preparo, por terço.

O aumento percentual da área foi, em média, de $76,90 \pm 42,27\%$. O grupo 1 apresentou aumento médio de $78,24 \pm 44,13\%$, o grupo 2, de $81,98 \pm 45,16\%$, e, o grupo 3, de $70,48 \pm 36,95\%$, sem diferença estatística (ANOVA, $p > 0,05$)

(Tabela X). No gráfico 20 está representada a distribuição dos dados da amostra referente ao aumento percentual da área, por grupo experimental.

TABELA X. Aumento médio da área, em porcentagem, em cada terço do canal, em cada grupo experimental.

Grupos	<i>n</i>	Cervical	Médio	Apical	Total
1	20	124,42 ± 39,90	52,58 ± 24,92	57,73 ± 21,30	78,24 ± 44,13
2	20	133,31 ± 32,40	56,72 ± 25,55	55,89 ± 21,64	81,98 ± 45,16
3	20	106,25 ± 36,36	62,53 ± 19,40	42,65 ± 17,64	70,48 ± 36,95
Total	60	121,33 ± 37,49	57,28 ± 23,42	52,09 ± 21,05	76,90 ± 42,27

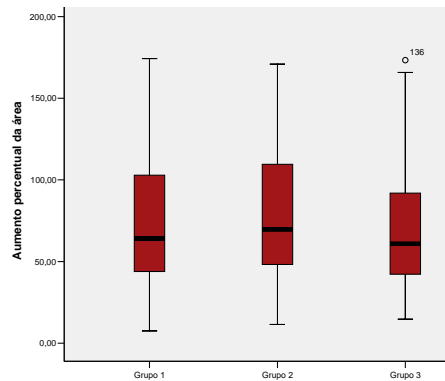


Gráfico 20. *Box-Plot.* Aumento percentual da área, por grupo experimental.

O aumento percentual da área terço cervical foi, em média, de 121,33 ± 37,49%, no terço médio, de 57,28 ± 23,42%, e, no terço apical, de 52,09 ± 21,05, com diferença estatística significativa (ANOVA, $p < 0,001$) (Tabela X). No gráfico 21 está representada a distribuição dos dados da amostra, referentes ao aumento percentual da área, por terço do canal.

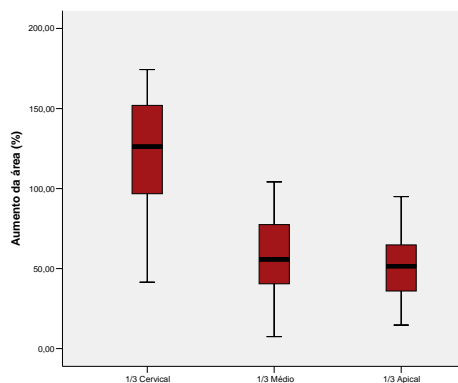


Gráfico 21. *Box-Plot.* Aumento percentual da área, por terço do canal.

Verificou-se que o aumento percentual da área foi significativamente maior no terço cervical, em comparação aos terços médio e apical (teste de Tukey, $p < 0,05$) (Tabela XI).

TABELA XI. Aumento médio da área, em porcentagem, em cada terço do canal (teste auxiliar de Tukey).

Terços	Médias	Valor crítico (K = 0,05)
Cervical	121,33♥	
Médio	57,28♣	68,854
Apical	52,09♣	

Simbolos iguais significam valores estatisticamente semelhantes

3.6. Correlação entre variáveis

Não foi demonstrada nenhuma correlação entre os valores obtidos para o transporte ou aumento percentual da área em relação ao ângulo, raio de curvatura e comprimento de trabalho ($p > 0,05$) (Tabela XII).

TABELA XII. Correlação entre as variáveis dependentes e exploratórias.

Variáveis exploratórias	Transporte		Aumento percentual da área	
	<i>r</i>	p	<i>r</i>	p
Ângulo de curvatura	0,066	0,619	0,066	0,995
Raio de curvatura	0,050	0,967	0,060	0,965
Comprimento de trabalho	0,149	0,256	0,129	0,324

r = coeficiente de correlação de Pearson; p = intervalo de confiança

Nos gráficos 22 a 27 estão dispostas as análises de regressão linear entre as variáveis testadas, demonstrando a ausência de correlação entre elas.

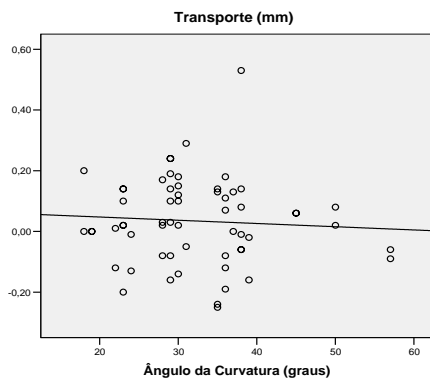


Gráfico 22. Transporte do terço apical (em mm), em função do ângulo de curvatura ($r = 0,066$; $p = 0,619$).

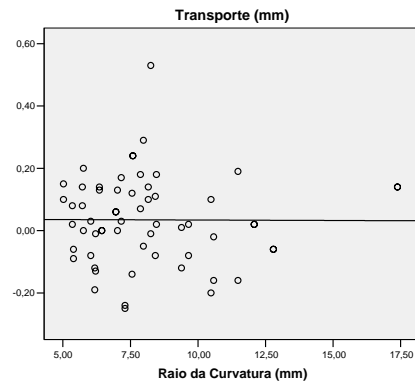


Gráfico 23. Transporte do terço apical (em mm), em função do raio de curvatura ($r = 0,05$; $p = 0,967$).

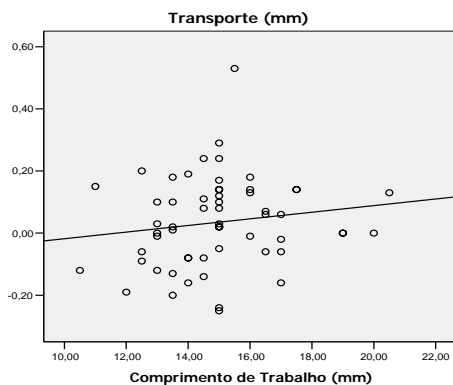


Gráfico 24. Transporte do terço apical (em mm), em função do comprimento de trabalho ($r = 0,149$; $p = 0,256$).

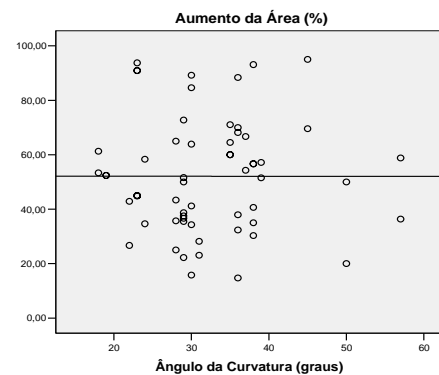


Gráfico 25. Aumento percentual da área (em mm), em função do ângulo de curvatura ($r = 0,066$; $p = 0,995$).

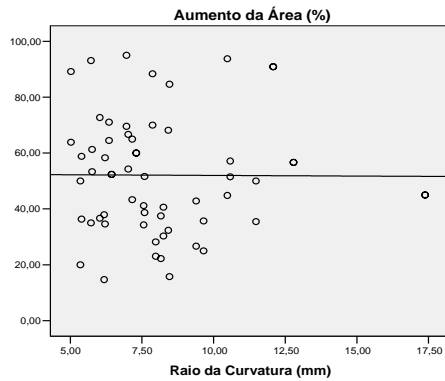


Gráfico 26. Aumento percentual da área (em mm), em função do raio de curvatura ($r = 0,06$; $p = 0,965$).

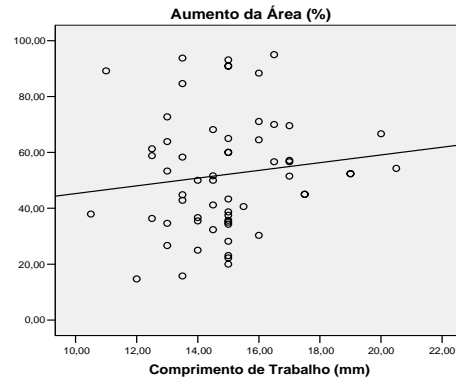


Gráfico 27. Aumento percentual da área (em mm), em função do comprimento de trabalho ($r = 0,129$; $p = 0,324$).

3.7. Controle

Os valores obtidos pela mensuração da maior distância das raízes mesial e distal e dos canais, no sentido vestibulo-lingual, pelos exames tomográficos inicial e final foram comparados e não apresentaram diferença estatística (teste t para amostras pareadas, $p > 0,05$).



Discussão

O preparo biomecânico é considerado uma das etapas mais importantes do tratamento endodôntico e visa a promover a limpeza e a modelagem do sistema de canais radiculares por meio da ação química de soluções auxiliares e pela ação mecânica dos instrumentos endodônticos junto às paredes internas do canal (SIQUEIRA JR., 2005). Assim, esses objetivos, embora distintos, são logrados simultaneamente durante o preparo sendo, ambos, essenciais para a eliminação do conteúdo do canal (PETERS, 2004; HÜLSMANN et al., 2005).

Durante o preparo biomecânico, negligenciar o protocolo de tratamento pode gerar seqüelas iatrogênicas como o transporte. A definição dos termos transporte e índice de centralização, utilizados em algumas publicações, tem sido variada (PETERS et al., 2001a). Objetivamente, transporte poderia ser definido como qualquer desvio indesejado do leito original do canal radicular (PETERS, 2004). No presente trabalho, o transporte, mensurado em milímetros, representou o movimento real do eixo central do canal, em relação ao eixo longitudinal da raiz, após o preparo biomecânico. O índice de centralização, por sua vez, correspondeu a um cálculo matemático realizado com os dados obtidos na mensuração do transporte, representando a habilidade do instrumento em se manter no eixo central do canal durante o preparo (GAMBILL et al., 1996).

Há diferentes categorias de transporte como a formação de degrau, *zip*, ombro, perfuração lateral e apical (PETERS et al., 2001a, 2001b; PAQUÉ et al., 2005b). Além destas, em estudos realizados em canais simulados em resina foi citada a ocorrência de uma modalidade de transporte, exclusiva neste método,

denominada *outer widening*, que consiste na ampliação do canal para o lado externo da curvatura, sem alteração do forame apical (GRIFFITHS et al., 2000, 2001).

Em princípio, o transporte pode resultar em um canal inadequadamente limpo, com possibilidade de persistência de lesão apical pré-existente ou aumento da fragilidade do remanescente radicular (PAQUÉ et al., 2005a) sendo, portanto, decorrente do inadequado controle sobre os instrumentos utilizados, o que pode afetar de maneira adversa o prognóstico do tratamento (SCHAEFFER et al., 2005).

Dentre possíveis fatores que contribuem para a ocorrência de transporte durante o preparo biomecânico poderíamos citar a anatomia endodôntica, o tipo de instrumento, a técnica de preparo e a experiência do operador (PETERS, 2004). Dentre estas, a complexidade da anatomia interna do sistema de canais radiculares é uma das mais significativas (GRIFFITHS et al., 2000; JARDINE; GULABIVALA, 2000; HÜBSCHER et al., 2003; PETERS et al., 2001a, 2001b). Esta complexidade pode se revelar na presença de irregularidades, canais acessórios e deltas apicais que são, na maioria das vezes, inacessíveis aos instrumentos endodônticos (SIQUEIRA JR., 2005). Neste sentido, os molares são, sem dúvida, o grupo dentário com maior variabilidade e complexidade em termos anatômicos e que, em virtude desta característica, foram utilizados em vários trabalhos (FABRACAMPOS; RODRÍGUES-VALLEJO, 2001; GONZÁLEZ-RODRÍGUEZ; FERRER-LUQUE, 2004; IQBAL et al., 2004; VELTRI et al., 2004; JUNG et al., 2005a, 2005b; LAM et

al., 2005; PAQUÉ et al., 2005a; PATIÑO et al., 2005; VELTRI et al., 2005), assim como no presente estudo.

Variações no número, diâmetro e curvatura dos canais têm sido comumente relacionadas à remoção assimétrica de dentina durante o preparo biomecânico, podendo, potencialmente, promover o transporte, em diferentes graus (PETERS, 2004). A maioria dos canais radiculares apresenta curvaturas em múltiplas posições e planos (WALTON; TORABINEJAD, 2002), enquanto os instrumentos endodônticos são confeccionados a partir de peças metálicas retas. Isto resulta em uma distribuição irregular de forças em certas áreas de contato (ROANE et al., 1985) tendendo o instrumento, *per se*, de retificar e, conseqüentemente, promover desgaste assimétrico nas paredes internas do canal.

Tem sido demonstrado que as modernas técnicas de preparo biomecânico dos canais radiculares empregando instrumentos rotatórios de NiTi são mais seguras e eficientes (HÜBSCHER et al., 2003; PETERS et al., 2003a). O uso de instrumentos rotatórios em canais curvos envolve a aplicação de tensões alternadas de tração e compressão na área de curvatura máxima, além de tensões de torção associadas à resistência da dentina ao movimento de rotação. Curvaturas mais acentuadas e abruptas submetem os instrumentos a uma grande carga de força. Conseqüentemente, o preparo de canais com curvatura acentuada freqüentemente promove maior transporte quando comparado com o preparo de canais relativamente retos (THOMPSON; DUMMER, 1997c, 1997d; BRYANT et al., 1999; GRIFFITHS et al., 2000; THOMPSON; DUMMER, 2000a, 2000b; GRIFFITHS

et al., 2001). Desta maneira, torna-se importante, na avaliação do transporte promovido pelo preparo biomecânico, a seleção de canais com curvaturas acentuadas. Neste sentido, no presente trabalho, procurou-se homogeneizar a amostra quanto a dois fatores relacionados à curvatura do canal: o ângulo e o raio.

O ângulo de curvatura das raízes foi mensurado a partir da radiografia ortoradial do elemento avaliado, utilizando o método de SCHNEIDER (1971). Apesar da crítica de alguns autores quanto ao método (PRUETT et al., 1997; MESGOUEZ et al., 2003; GÜNDAY et al., 2005), optamos por utilizá-lo em virtude do uso consagrado (GARALA et al., 2003; HÜLSMANN et al., 2003a; WEIGER et al., 2003; YUN; KIM, 2003; GONZÁLES-RODRÍGUES; FERRER-LUQUE, 2004; SONG et al., 2004; GUELZOW et al., 2005 ; GÜNDAY et al., 2005; KAPTAN et al., 2005; TAŞDEMİR et al., 2005). SCHNEIDER (1971) classificou o grau de curvatura dos canais em suave ($\leq 5^\circ$), moderado (5 a 20°) e severo ($> 20^\circ$). No presente estudo, os canais avaliados apresentaram ângulo de curvatura médio de $33,3 \pm 7,5^\circ$ e, portanto, de grau severo (Tabela II; Gráfico 4).

Para a mensuração do raio de curvatura utilizou-se o método de PRUETT et al. (1997). Estes autores foram os primeiros a incorporarem a geometria do canal como um fator relacionado ao transporte durante o preparo biomecânico. Segundo este estudo, dois canais poderiam ter, concomitantemente, o mesmo ângulo de curvatura, porém, raios diferentes. Assim, quanto menor for o raio, mais abrupta é a curvatura e maior sua influência no transporte (THOMPSON; DUMMER, 1997a,

1997b, 1997c, 1997d, 1997e, 1997f; THOMPSON; DUMMER, 1998a, 1998b; BRYANT et al., 1999; THOMPSON; DUMMER, 2000a, 2000b; SCHÄFER et al., 2005). O raio de curvatura foi classificado como suave (≥ 20 mm), moderado (entre 10 e 20 mm) e severo (≤ 10 mm) (LOPES et al., 1998). No presente estudo, todos os canais apresentaram raio de curvatura menor que 10 mm, ou seja, de grau severo, com média de $7,5 \pm 2,91$ mm (Tabela III; Gráfico 8).

Além do ângulo e raio de curvatura, o comprimento de trabalho tem sido considerado como fator de risco para ocorrência de incidentes operatórios em molares (WALTON; TORABINEJAD, 2002). No presente trabalho, o comprimento de trabalho médio dos canais nos grupos experimentais foi de $14,93 \pm 1,97$ mm, com amplitude de 10,5 a 20,5 mm, não apresentando diferença estatística entre os grupos (Tabela IV, Gráfico 12).

Assim, o transporte dos canais radiculares durante o preparo biomecânico é influenciado pela variação da anatomia endodôntica e pela relativa impossibilidade do operador visualizá-las por meio do exame radiográfico (NAGY et al., 1997; PETERS et al., 2003a).

Os métodos de avaliação do transporte após o preparo biomecânico têm sido variados e incluem o uso de canais simulados em blocos de resina (SCHÄFER; VLASSIS, 2004; PEREZ et al., 2005; RANGEL et al., 2005; SCHÄFER et al., 2005) ou canais de dentes extraídos (GUELZOW et al., 2005; PAQUÉ et al., 2005a, 2005b; TAŞDEMİR et al., 2005; VELTRI et al., 2005).

O uso de canais simulados em blocos de resina, além de não possuir restrições bioéticas, permite a padronização do diâmetro, do ângulo e do raio de curvatura do canal. A avaliação é efetuada pela sobreposição de imagens digitalizadas dos canais antes e após a instrumentação, mas, apesar do alto grau de padronização e reprodutibilidade, dificilmente reflete o comportamento clínico dos instrumentos testados (HÜLSMANN et al., 2005). Uma das limitações está na diferença da microdureza da resina (20 a 22 kg/mm³) com a da dentina (35 a 40 kg/mm³), significando que a remoção da dentina radicular careceria de, praticamente, o dobro de força para ser excisada, quando comparada à resina (PAQUÉ et al., 2005a). Outra questão crítica está relacionada ao tamanho das raspas geradas no preparo de canais simulados que, por serem maiores, poderiam potencialmente promover mais transporte. Adicionalmente, o calor friccional durante o preparo pode derreter o material (RHODES et al., 2000), a sua configuração geométrica arredondada não reflete as irregularidades da anatomia natural (TAŞDEMİR et al., 2005), além de permitir apenas avaliação bidimensional (PAQUÉ et al., 2005a). Assim, os resultados obtidos nestes estudos deveriam ser avaliados com cautela, principalmente quanto à extrapolação para a realidade clínica (THOMPSON; DUMMER, 1997a; HÜLSMANN et al., 2005).

O uso de dentes extraídos tem a vantagem de possibilitar, em parte, a reprodutibilidade das condições clínicas. Em virtude da natureza tridimensional da curvatura do canal radicular, técnicas e instrumentos só deveriam ser avaliados e comparados utilizando-se dentes humanos (NAGY et al., 1997). Entretanto,

variações na morfologia tridimensional destes canais poderiam tornar a padronização de uma amostra extremamente complexa (HÜLSMANN et al., 2005). Na verdade, não há como padronizar completamente uma amostra de dentes extraídos, contudo, dever-se-ia envidar esforços no sentido de selecionar dentes de um mesmo grupo, com canais similares em termos do comprimento de trabalho, ângulo e raio de curvatura, fatores que poderiam influenciar diretamente os resultados (JARDINE; GULABIVALA, 2000; RHODES et al., 2000).

Os métodos de avaliação do preparo biomecânico em canais de dentes extraídos têm sido realizados por radiografia (IQBAL et al., 2004; VANNI et al., 2004; VELTRI et al., 2004; GUELZOW et al., 2005; VELTRI et al., 2005), pelo sistema de muflas (GUELZOW et al., 2005; JUNG et al., 2005a, 2005b; PAQUÉ et al., 2005a) e por aparatos de diagnóstico hodiernos como o tomógrafo (PETERS, 2004; JUNG et al., 2005a, 2005b; PAQUÉ et al., 2005b; TAŞDEMİR et al., 2005).

O método radiográfico consiste na superposição das imagens do dente antes e após o preparo biomecânico (JARDINE; GULABIVALA, 2000; IQBAL et al., 2003; WEIGER et al., 2003; IQBAL et al., 2004; VANNI et al., 2004; VELTRI et al., 2004; GUELZOW et al., 2005; VELTRI et al., 2005). Apesar da vantagem de não ser necessário seccionar o elemento avaliado, este método não permite a avaliação tridimensional do canal (DOWKER et al., 1997; TAŞDEMİR et al., 2005).

O sistema de muflas foi originalmente proposto por BRAMANTE et al. (1987). Ele consiste em inserir um dente em um sistema de muflas, onde se verte resina, formando um bloco único. O conjunto é, então, seccionado

transversalmente, permitindo a avaliação do orifício do canal não preparado. As secções são, assim, reposicionadas, o canal é instrumentado e submetido a nova avaliação. Neste método, o eixo central do canal e a área preparada podem ser calculados a partir da comparação de imagens obtidas do canal antes e após a instrumentação. Apesar de freqüentemente utilizado com algumas modificações (HÜLSMANN et al., 1999; KUTTLER et al., 2001; GUELZOW et al., 2005; JUNG et al., 2005a, 2005b; KAPTAN et al., 2005; PAQUÉ et al., 2005a), este método produz alterações irreversíveis na amostra (TAŞDEMİR et al., 2005), cria dificuldades para a verificação dos relacionamentos entre a macromorfologia interna e externa (BJØRNDAL et al., 1999), permite avaliação em apenas duas dimensões (DOWKER et al., 1997), consome muito tempo no preparo da amostra e é impreciso quanto ao ângulo que se deseja seccionar o espécime em relação ao longo eixo da raiz (PAQUÉ et al., 2005b).

Assim, em virtude das limitações previamente elencadas, almejou-se o desenvolvimento de métodos não-destrutivos e que possibilitassem uma avaliação tridimensional do sistema de canais radiculares (PETERS et al., 2000). Algumas sugestões basearam-se na reconstrução digital do dente a partir de imagens obtidas após sua ressecção (BERUTTI, 1993; BLAŠKOVIĆ-ŠUBAT et al., 1995). A interpolação destas imagens bidimensionais para obtenção de formas tridimensionais permitiu a descrição da geometria do canal radicular e de alterações promovidas pelo preparo biomecânico (BERUTTI et al., 1993; BJØRNDAL et al., 1999; LYROUDIA et al., 2002). Entretanto, assim como no

sistema de mufas, o dente precisava ser seccionado e, com isto, parte da amostra se perdia, impedindo sua reavaliação, caso necessário.

Um recurso apresentado para a reconstrução tridimensional não-destrutiva do sistema de canais radiculares foi a ressonância magnética. Porém, sua baixa resolução (em torno de 98 μm), em comparação com a tomografia computadorizada (TC), e o altíssimo custo do exame foram fatores que limitaram seu uso na pesquisa endodôntica (BAUMANN; DOLL, 1997). Uma das vantagens do uso da TC é a possibilidade de reconstrução tridimensional de um objeto, de forma não-destrutiva, a partir de diferentes projeções ou incidências (RHODES et al., 1999).

A TC convencional consiste em um aparelho composto por um tubo de raios-X, filme e uma conexão rígida que gira ao redor de um fulcro fixo. O tipo de movimento do tubo influencia na terminologia que se denomina à técnica, podendo ser linear ou pluridirecional. A tomografia linear é a mais simples e consiste na movimentação do tubo de raios-X e do filme em direções opostas com fulcro estático. O borramento de estruturas vizinhas na tomografia linear é sua principal limitação. Dentre os tipos de tomografia pluridirecional tem-se a circular, a elíptica, a hipocicloidal e a helicoidal (espiral). Estas técnicas consistem em movimentos mais complexos do tubo possibilitando a obtenção de cortes mais finos e com menor borramento (MAIERHOFER; GUERRINI, 2001). A microtomografia computadorizada (μTC) é obtida em um tomógrafo axial convencional em formato miniaturizado e que permite a avaliação tridimensional

de pequenas estruturas (MORTON et al., 1990; NIELSEN et al., 1995; DOWKER et al., 1997; BJØRNDAL et al., 1999).

Vários trabalhos têm utilizado a TC como ferramenta não-destrutiva e mais precisa para a pesquisa experimental em Endodontia (TACHIBANA; MATSUMOTO, 1990; BERUTTI, 1993; WANG; VANNIER, 1994; BLAŠKOVIĆ-ŠUBAT et al., 1995; NIELSEN et al., 1995; DAVIS; WONG, 1996; GAMBILL et al., 1996; BAUMANN; DOLL, 1997; DOWKER et al., 1997; BJØRNDAL et al., 1999; RHODES et al., 1999; PETERS et al., 2000; RHODES et al., 2000; BERGMANS et al., 2001; GARIP; GÜNDAY, 2001; GLUSKIN et al., 2001; PETERS et al., 2001a; PETERS et al., 2001b; BERGMANS et al., 2002; BERGMANS et al., 2003; HÜBSCHER et al., 2003; PETERS et al., 2003a; PETERS et al., 2003b; PETERS, 2004; JUNG et al., 2005a, 2005b; PAQUÉ et al., 2005b; TAŞDEMİR et al., 2005) (Apêndice B).

O primeiro relato sugerindo o uso da TC como instrumento de diagnóstico em Endodontia foi feito por TACHIBANA; MATSUMOTO (1990). Estes autores consideraram como vantagens a visualização de estruturas não observadas na radiografia convencional, bem como a possibilidade de reprodução tridimensional da amostra. No entanto, consideraram como desvantagens a alta dose de radiação, o tempo do exame, o custo e o tamanho do aparelho, além da resolução inadequada (0,6 mm) para o detalhamento de pequenas áreas. A baixa resolução foi, então, a principal limitação destes estudos iniciais com TC em Endodontia. Todavia, o aperfeiçoamento dos aparelhos e *softwares* permitiu passar de uma resolução de 1,5 mm (GAMBILL et al., 1996) para 81 µm (RHODES et al., 1999) e,

mais recentemente, com a μ TC, para 34 μ m (PETERS et al., 2000, 2001a, 2001b; BERGMANS et al., 2001; GLUSKIN et al., 2001; HÜBSCHER et al., 2003). Embora a μ TC não possa ser utilizada *in vivo*, o método tem importante aplicabilidade no treinamento pré-clínico de estudantes e na Endodontia experimental (DOWKER et al., 1997; BJØRNDAL et al., 1999).

No presente trabalho, utilizamos a tomografia computadorizada helicoidal para avaliar o transporte e o aumento percentual da área de canais curvos de molares preparados com diferentes sistemas rotatórios, haja vista este tipo de tomógrafo ser de uso comum em medicina, contudo, pouco explorado como ferramenta de pesquisa em Endodontia (TAŞDEMİR et al., 2005).

O advento da instrumentação rotatória com instrumentos de níquel-titânio (NiTi) em Endodontia mudou o paradigma do preparo dos canais radiculares. A liga de NiTi propiciou a construção de instrumentos com diferentes características. Vários sistemas têm incorporado características de *design* visando diminuir o risco de transporte como o *tip* inativo, áreas de contato (superfícies radiais), variações no ângulo helicoidal e ângulo de corte neutro ou levemente negativo (HÜLSMANN et al., 2005). Canais com curvaturas acentuadas, considerados verdadeiros desafios mesmo para o especialista, hoje, são possíveis de serem tratados (HÜLSMANN et al., 2005). Atualmente são comercializados diferentes sistemas rotatórios em Endodontia que apresentam, além de alterações de *design*, diferentes aumentos de conicidade por milímetro de comprimento, na conformação de sua parte ativa (Tabela XIII).

Esta nova geração de instrumentos apresenta maior resistência à fratura, tanto no sentido horário quanto anti-horário, alta resistência à corrosão, ausência de deformação quando submetido à esterilização, efeito memória de forma e superelasticidade (THOMPSON, 2000; BAUMANN, 2004; VANNI et al., 2004).

TABELA XIII. Sistemas rotatórios para o preparo automatizado do sistema de canais radiculares.

Sistema	Fabricante	Disponibilidade
EndoFlash	KaVo, Biberach, Germany	Sim
EndoSequence	Brasseler USA, GA, USA	Sim
FlexMaster	VDW, Munich, Alemanha	Sim
HERO 642	MicroMega, Besançon, France	Sim
HERO Shaper	MicroMega, Besançon, France	Sim
K3 Endo	Sybron Endo, Orange, CA, EUA	Sim
LightSpeed	LightSpeed, San Antonio, Texas, TX, USA	Sim
Miltex Pro-Design	Miltex Dental Inc., Bethpage, NY, USA	Sim
Mity Roto Files	Loser, Leverkusen, Alemanha	Sim
Mtwo	Sweden & Martina, Padova, Italy	Sim
NiTITEE	Loser, Leverkusen, Alemanha	Sim
NRT Files	Mani, Tochigi-ken, Japan	Sim
NT Matic (McXim)	NT Company, Chattanooga, TN, USA	Não
Pow-R	Moyco Union Broach, Montgomeryville, PA, USA	Não
ProFile	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland	Sim
ProFile GT	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland	Sim
ProFile <i>Series 29</i>	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland	Não
ProTaper	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland	Sim
Quantec SC, LX	Sybron Endo, Orange, CA, EUA	Sim
Quantec <i>Series 2000</i>	Tycom Corp., Irvine, CA, USA	Não
RaCe	FKG, La Chaux De Fouds, Switzerland	Sim
S-Apex	FKG, La Chaux De Fouds, Switzerland	Sim

Uma série de evidências tem confirmado a habilidade destes instrumentos em manter o trajeto original do canal, com mínimo transporte (BERGMANS et al., 2003; HÜBSCHER et al., 2003; HÜLSMANN et al., 2003a, 2003b; IQBAL et al.,

2003; MESGOUEZ et al., 2003; PETERS et al., 2003a; SCHÄFER; FLOREK, 2003; SCHÄFER; SCHLINGEMANN, 2003; SONNTAG et al., 2003; WEIGER et al., 2003; YUN; KIM, 2003; AYAR; LOVE, 2004; CALBERSON et al., 2004; GONZÁLES-RODRÍGUES; FERRER-LUQUE, 2004; IQBAL et al., 2004; SCHÄFER; VLASSIS, 2004; VELTRI et al., 2004; BAUMANN, 2005; GUELZOW et al., 2005; PAQUÉ et al., 2005a, 2005b; PEREZ et al., 2005; RANGEL et al., 2005; SCHÄFER et al., 2005; VELTRI et al., 2005; YOSHIMINE et al., 2005). Apesar destas evidências, tem sido sugerido que, mesmo tendo maior flexibilidade, a complexidade anatômica ainda influenciaria o preparo biomecânico, principalmente em canais com curvatura acentuada (BRYANT et al., 1999; PETERS et al., 2001a), em virtude de sua memória elástica (GLOSSON et al., 1995; THOMPSON; DUMMER, 2000a, 2000b).

No presente estudo, apesar de utilizarmos instrumentos rotatórios de um mesmo fabricante, suas diferentes características de *design* (Tabela XIV) sugerem comportamentos potencialmente diferentes durante o preparo biomecânico.

O sistema ProTaper™ é constituído por seis instrumentos disponibilizados nos comprimentos de 21 e 25 mm. Sua secção transversal é do tipo cordiforme, reduzindo a área de contato entre o instrumento e a dentina, o que resulta em maior eficiência de corte e segurança que, em combinação com um ângulo helicoidal variado, previne que se prenda à dentina. O grande diferencial deste sistema é possuir a parte ativa com conicidades variadas (Tabela XIV).

TABELA XIV. Resumo esquemático das principais características dos sistemas rotatórios testados.

	PROTAPER™	PROFILE™	PROSYSTEM GT™
FABRICANTE	Dentsply/Maillefer	Dentsply/Maillefer	Dentsply/Maillefer
VELOCIDADE	300 rpm	250 rpm a 350 rpm (Orifice Shapers)	350 rpm a 500 rpm (instrumentos acessórios)
SECÇÃO TRANSVERSAL	Condiforme	Em triplo U. Presença de três superfícies radiais e área de escape.	Em triplo U. Presença de três superfícies radiais e área de escape.
ÂNGULO HELICOIDAL	Variado	± 35° e constante em toda parte ativa	± 35° e constante em toda parte ativa
ÂNGULO DE CORTE	Neutro ou levemente negativo	Neutro ou levemente negativo	Neutro ou levemente negativo
IDENTIFICAÇÃO	Haste dourada com um anel colorido e sem estrias. SX → menor comprimento, sem anel; S1 → anel roxo; S2 → anel branco; F1 → anel amarelo; F2 → anel vermelho; F3 → anel azul.	Orifice Shapers: Haste prateada com três anéis coloridos que, apesar de seguir a sequência do padrão ISO de cores, não o segue em relação ao lip. Outros instrumentos: Haste prateada. A cor do anel representa o diâmetro da ponta (padrão ISO). O número de anéis representa o lapar. .02 → haste 2 mm menor, 1 anel colorido e estria; .04 → 1 anel colorido na haste; .06 → 2 anéis coloridos na haste.	Haste dourada com um anel colorido (indicando o lip) e estrias (indicando o lapar). .04 → 2 estrias na haste; .06 → 3 estrias na haste; .08 → 4 estrias na haste; .10 → 5 estrias na haste; .12 → 6 estrias na haste.
COMPRIMENTOS	SX (19mm); S1 a F3 (21 e 25mm) Parte ativa: 14mm (Sx, S1, S2) 16mm (F1, F2, F3)	Orifice Shapers: 19 mm 15.02 a 40.02 (21 e 25 mm) 15.04 a 40.04 (18, 21, 25 e 31 mm) 45.04 a 90.04 (21, 25 e 31 mm) 15.06 a 40.06 (18, 21 e 25 mm)	18, 21 e 25 mm. O comprimento da parte ativa varia para cada conicidade: .10 (6mm), .08 (8mm), .06 (10mm) e .04 (14mm)
TORQUE	≥ 1 N.cm → SX, S1; 1 N.cm → S2 1,5 N.cm → F1; 2 N.cm → F2; 3 N.cm → F3	Orifice Shapers: 0,5 a 1 N.cm → #1 a #3; ≥ 1 N.cm → #4 a #6 0,5 a 1 N.cm → #15 a #25 e .02 ≥ 1 N.cm → Demais instrumentos	1,5 N.cm → 20.04, 20.06, 30.04 2 N.cm → 20.08, 20.10, 30.06, 40.04 3 N.cm → 30.08, 30.10, 40.06, 40.08 ∞ → 40.10 e acessórios
SEQUÊNCIA TÉCNICA	S1 → SX → S1 → S2 → F1 → F2 → F3	OS 3 → OS 2 → 25.06 → 20.06 → 25.04 → 20.04 → 25.04 → 30.04	35.12 → 30.10 → 30.08 → 30.06 → 30.04

Fontes: BUCHANAN, 2000; 2001a; 2001b; 2001c; 2001d; 2001e; CLAUDER; BAUMANN, 2004.

O sistema ProFile™ inclui instrumentos para o preparo do terço cervical (*Orifice Shapers*) e instrumentos com conicidades .06, .04 e .02 para o preparo dos terços médio e apical. Eles apresentam ponta inativa, ângulo de corte negativo, secção transversal em triplo-U com três superfícies radiais e conicidade constante ao longo da parte ativa, diminuindo o risco de travamento do instrumento e fazendo com que o instrumento permaneça em contato íntimo com as paredes internas do canal, mantendo-se centralizado (Tabela XIV).

O sistema ProSystem GT™ compreende instrumentos acessórios para o preparo do terço cervical do canal radicular, além de quatro instrumentos para o preparo dos terços médio e apical, nas conicidades .10, .08, .06 e .04., com *tips* 20, 30 ou 40, nos comprimentos de 21 e 25 mm. Neste sistema, cada instrumento possui um comprimento diferente da parte ativa, dependendo de sua conicidade. No geral, apresentam características semelhantes ao sistema ProFile™, como ponta inativa, secção transversal em triplo-U com três superfícies radiais, conicidade constante e ângulo de corte negativo (Tabela XIV).

Durante o preparo biomecânico, todos os canais foram pré-ampliados com uma lima 15 tipo K de aço inóx. Tem sido sugerido que a pré-ampliação do canal até o limite apical previne a fratura e diminui o risco de transporte quando do uso do instrumento rotatório, uma vez que a ponta do instrumento passa a atuar passivamente (PETERS et al., 2003b; IQBAL et al., 2004; HÜLSMANN et al., 2005). O terço cervical dos canais também foi pré-ampliado com brocas Gates-Glidden 2 e 3, respectivamente, seguindo orientações do fabricante e com base em evidências

da literatura que demonstram menor estresse sobre o instrumento rotatório, redução no tempo de preparo, maior eficiência da solução irrigante, melhor limpeza (KOSA et al., 1999; DAVIS et al., 2002; TAN; MESSER, 2002; VERSÜMER et al., 2002; IQBAL et al., 2004; MIGLANI et al., 2004; PATIÑO et al., 2005), além de diminuir o risco de transporte apical em canais curvos (IQBAL et al., 2004).

Diferentes estudos têm avaliado os sistemas ProTaper™, ProFile™ e ProSystem GT™ em relação ao preparo biomecânico do sistema de canais radiculares, com resultados divergentes (Apêndice B). Visando dirimir os fatores que poderiam influenciar os resultados, limitando os erros de procedimento à questão anatômica, no presente trabalho, todos os canais foram preparados por um único operador (HÜLSMANN et al., 1999), utilizando um motor elétrico com controle de torque e rotação contínua (Endo-Mate TC™, NSK, Japan) onde, para cada instrumento, foram adequados a velocidade e o torque, seguindo as recomendações do fabricante. Além disto, foi utilizado um jogo de instrumentos para cada cinco canais, visando a redução do risco de fratura ou deformação dos instrumentos, principalmente em se tratando de canais com curvaturas acentuadas (BUCHANAN, 2001a; IMURA et al., 2001).

No presente estudo, foi aferido, em segundos, o tempo de preparo biomecânico para cada canal, obtendo-se um valor médio de $137,22 \pm 57,15''$. O grupo 3 apresentou um tempo de preparo significativamente menor ($89,45 \pm 15,76''$) em relação aos grupos 2 ($130,2 \pm 33,58''$) e 1 ($192 \pm 56,15''$), respectivamente.

O tempo de trabalho tem sido avaliado em alguns experimentos como produto secundário, em face do foco principal da pesquisa. O objetivo da avaliação do tempo total de preparo do canal radicular é determinar se o instrumento e a técnica são adequados para o uso clínico (HÜLSMANN et al., 2005). Um ponto de concordância entre os autores quanto ao tempo aferido no preparo de canais radiculares com sistemas rotatórios é que, em geral, um menor número seqüencial de instrumentos redundava em menor tempo de preparo (GLOSSON et al., 1995; HÜLSMANN et al., 2003a, 2003b; VELTRI et al., 2004; GUELZOW et al., 2005; HÜLSMANN et al., 2005; PAQUÉ et al., 2005a; VELTRI et al., 2005). No presente estudo, o grupo 3 apresentou a menor seqüência de instrumentos (cinco) e, conseqüentemente, menor tempo de preparo. No entanto, o grupo 2 (oito instrumentos) apresentou menor tempo de preparo que o grupo 1 (6 instrumentos). Tal resultado seria explicado pela diferença de conicidade entre os instrumentos de cada grupo. Os instrumentos do grupo 1, por apresentarem maior conicidade, precisaram de maior número de recapitulações (CLAUDER; BAUMANN, 2004).

Resultados semelhantes aos do presente estudo foram observados por GUELZOW et al. (2005) que, avaliando seis diferentes técnicas rotatórias de preparo biomecânico em 147 molares inferiores e superiores, com ângulo de curvatura entre 16,6 a 21,7°, verificaram menor tempo de preparo com o uso do sistema ProSystem GT™ (93,5") comparado ao ProTaper™ (152"). Por outro lado, VELTRI et al. (2004) observaram menor tempo de preparo de canais mesiais de

molares inferiores com o sistema ProTaper™ (59,6 ±25,8") comparado ao ProSystem GT™ (112,1 ± 57,6"). Tal discordância, entretanto, poderia ser explicada pelo fato de VELTRI et al. (2004) não terem seguido as recomendações do fabricante quanto à seqüência técnica do sistema ProSystem GT™, acabando por apresentar maior número seqüencial de instrumentos.

Assim, diferenças metodológicas explicam a variabilidade nos resultados do tempo de preparo relatados em diferentes estudos, dificultando qualquer comparação direta em relação a este quesito. Não obstante, em média, os resultados do presente estudo ficaram dentro das variações obtidas em estudos prévios, sendo de 34 (YUN; KIM, 2003) a 346 segundos (SCHAFER; VLASSIS, 2004) para o sistema ProTaper™, de 50 (YUN; KIM, 2003) a 402 segundos (KUM et al., 2000) para o sistema ProFile™ e de 50 (YUN; KIM, 2003) a 389 segundos (KUM et al., 2000) para o sistema ProSystem GT™ (Apêndice B).

No presente estudo, concluído o preparo biomecânico, foi quantificado o transporte nos terços cervical, médio e apical cujo valor médio foi de 0,024 ± 0,141 mm, sem diferença estatística entre os grupos ou terços (Tabela VII, Gráficos 14 e 15).

O estudo do transporte de canais preparados com sistemas rotatórios tem sido realizado com diferentes metodologias e, portanto, com resultados variados. Estes diferentes resultados estão relacionados ao tipo de sistema testado, ao método de avaliação, às características da amostra (raio e ângulo de curvatura), à seqüência técnica e à definição do diâmetro cirúrgico (JARDINE; GULABIVALA,

2000; PETERS et al., 2001a, 2001b; HÜBSCHER et al., 2003a, 2003b; IQBAL et al., 2004a; VANNI et al., 2004; VELTRI et al., 2004; PAQUÉ et al., 2005b; TAŞDEMİR et al., 2005). Um outro importante fator que poderia influenciar o resultado seria a calibração do avaliador (HÜLSMANN et al., 1999) o que, no presente estudo, mostrou-se estatisticamente adequada.

Em uma série de trabalhos com canais simulados de diferentes ângulos e raios de curvatura, e preparados com diferentes sistemas rotatórios, verificou-se que, em geral, não houve diferença quanto ao transporte entre os sistemas testados, à exceção do sistema Quantec SC™, (BRYANT et al., 1999; KUM et al., 2000; THOMPSON; DUMMER, 1997c, 1997d) (Apêndice B). Além disto, outros estudos (Apêndice B) com diferentes sistemas rotatórios não promoveram transporte significativo quando do preparo de canais de molares com curvaturas acentuadas (25,5 a 28,4°) e diâmetro cirúrgico definido em 0,45 mm, com exceção do sistema Quantec SC™, em decorrência de seu *tip* ativo (KOSA et al., 1999).

O *design* do instrumento, apesar de evidências limitadas e isoladas, parece não influenciar a capacidade de centralização dos instrumentos rotatórios durante o preparo biomecânico (SCHÄFER, 2001; SCHÄFER; LOHMANN, 2002; BERGMANS et al., 2003; HÜBSCHER et al., 2003; HÜLSMANN et al., 2003; PETERS et al., 2003a; SCHÄFER; SCHLINGEMANN, 2003; IQBAL et al., 2004). Além disto, diferenças no ângulo de corte e presença da superfície radial pareceram também não ter influenciado no transporte apical de canais curvos (PETERS et al., 2003a). Tais observações são compatíveis com os resultados obtidos no presente estudo

uma vez que, apesar de serem de um mesmo fabricante, os instrumentos testados possuem diferentes características de *design* (Tabela XIV).

De forma similar, utilizando a μ TC, alguns autores demonstraram que os sistemas rotatórios promoveram mínimo transporte quando utilizados em canais curvos (Apêndice B). Utilizando uma resolução de 81 μ m, RHODES et al. (1999, 2000) avaliaram o transporte de canais de molares preparados com instrumentos manuais de níquel-titânio e com o sistema ProFile™. Nos canais mesiais, o transporte máximo foi de 0,18 mm e no distal, de 0,12 mm, não verificando diferença estatística entre os grupos.

PETERS et al. (2001a) verificaram transporte médio de 18 a 50 μ m nos canais de 18 molares superiores preparados com instrumentos manuais tipo K e com os sistemas Lightspeed™ e ProFile™, sendo maior na região apical e com o sistema ProFile™. Posteriormente, os mesmos autores (PETERS et al., 2001b) observaram transporte médio de $123,66 \pm 84,2$ μ m no terço coronário, de $89,81 \pm 70,87$ μ m no terço médio e $97,72 \pm 99,13$ μ m, no terço apical, nos canais de molares preparados com instrumentos manuais de níquel-titânio e com os sistemas ProSystem GT™, Lightspeed™ e ProFile™, sem diferença entre os grupos.

TAŞDEMİR et al. (2005) utilizaram a tomografia computadorizada helicoidal para avaliação do transporte de canais instrumentados com os sistemas HERO 642™ e limas manuais tipo K, segundo parâmetros definidos por GAMBILL et al. (1996). Os melhores resultados foram obtidos no terço cervical do grupo HERO 642™ ($0,08 \pm 0,07$ mm) e os piores no terço cervical do grupo manual ($0,33 \pm$

0,10 mm). No terço apical, o sistema HERO 642™ promoveu o transporte do canal em $0,13 \pm 0,09$ mm, contra $0,24 \pm 0,14$ mm no grupo manual. Apesar de ser o trabalho com maior similaridade metodológica ao do presente estudo, a comparação entre os resultados torna-se difícil haja vista os sistemas testados serem diferentes. Além disto, TAŞDEMİR et al. (2005) utilizaram raízes méso-vestibulares de molares superiores com curvaturas entre 25 e 35° e diâmetro cirúrgico correspondente ao instrumento 30.02. Por outro lado, no presente estudo foram utilizadas raízes mesiais de molares inferiores com ângulo de curvatura médio de 33,3° (amplitude de 22 a 57°) e diâmetro cirúrgico correspondente ao instrumento 30.04.

Consideradas em conjunto, as pesquisas indicam que todos os sistemas rotatórios transportam o canal em algum grau, independente do nível avaliado. Os valores de transporte obtido em canais simulados em resina ficaram entre 0,01 e 0,15 mm (THOMPSON; DUMMER, 1997c, 1997d; BRYANT et al., 1999; GRIFFITHS et al., 2000; THOMPSON; DUMMER, 2000a, 2000b; GRIFFITHS et al., 2001). Ao se considerar os estudos realizados em dentes extraídos, a maioria dos resultados apresentados demonstrou um transporte máximo em torno de 0,20 mm (HÜLSMANN et al., 2005), o que é compatível com a média obtida no presente estudo. Além disto, tem sido considerado que desvios da ordem de 0,10 mm (PETERS et al., 2004) a 0,15 mm (PONTI et al., 2002) seriam clinicamente irrelevantes. Assim, poder-se-ia considerar que, em relação ao transporte, o preparo de canais curvos com sistemas rotatórios é seguro e eficiente (PETERS,

2004). Contudo, apesar do mínimo transporte, o uso de instrumentos rotatórios de maior conicidade em canais curvos tem mostrado aumento no índice de acidentes operatórios, principalmente em relação a deformação e fratura (JARDINE; GULABIVALA, 2000; THOMPSON; DUMMER, 2000b).

A direção do transporte, no presente estudo, foi variada. Em geral, houve maior tendência de deslocamento do preparo no sentido mesial, em todos os grupos e terços (Tabela VIII, Gráfico 16). Da mesma forma, alguns autores têm demonstrado inconstância em relação à direção do transporte (GLOSSON et al., 1995; KOSA et al., 1999; PORTO CARVALHO et al., 1999; DEPLAZES et al., 2000; IMURA et al., 2001; PETERS et al., 2001a; TAŞDEMİR et al., 2005). BERGMANS et al. (2001) verificaram, por meio de μ TC, que o sentido do transporte de canais preparados com o sistema ProFile™ foi para distal, na porção coronária do canal méso-vestibular, para mesial, de 3 a 5 mm do ápice, enquanto que, a 1 mm do forame, o eixo deslocou-se novamente no sentido distal. Apesar disto, em geral, o transporte na região apical tem sido comumente relatado como tendendo para o lado externo da curvatura (THOMPSON; DUMMER, 1997c, 1997d; BRYANT et al., 1998a, 1998b; BRYANT et al., 1999; GRIFFITHS et al., 2000; THOMPSON; DUMMER, 2000a, 2000b; FABRA-CAMPOS; RODRÍGUES-VALLEJO, 2001; GRIFFITHS et al., 2001; PARK et al., 2001; AYAR; LOVE, 2004; KAPTAN et al., 2005). Adicionalmente, PETERS et al. (2001b) não observaram nenhuma correlação entre a direção do transporte com o tipo de instrumento ou terço do canal.

O índice de centralização corresponde à habilidade do instrumento em se manter centrado no canal. O cálculo do índice de centralização foi proposto por GAMBILL et al. (1996) e, quanto mais próximo de 1 for o resultado, melhor a capacidade do instrumento em manter o eixo central do canal. No presente estudo, nenhum dos grupos apresentou perfeita centralização e, em média, o índice de centralização foi de $0,50 \pm 0,27$, não havendo diferença entre os grupos (Tabela IX, Gráficos 17 e 18).

A amplitude do índice de centralização obtido por GAMBILL et al. (1996) testando limas manuais de NiTi (Mity File) foi de $0,387 \pm 0,232$ a $0,731 \pm 0,138$. TAŞDEMİR et al. (2005), por sua vez, ao instrumentar canais de molares superiores com o sistema HERO 642™, encontraram um índice de centralização $0,70 \pm 0,17$, $0,70 \pm 0,14$ e $0,80 \pm 0,15$ nos terços apical, médio e cervical, respectivamente. As diferenças entre estes resultados (GAMBILL et al., 1996; TAŞDEMİR et al., 2005) e os do presente estudo estão relacionadas às variações metodológicas principalmente quanto à seleção da amostra (ângulo e raio de curvatura), além do tipo de sistema testado.

O aumento da área do canal tem sido calculado a partir de sua variação antes e após a instrumentação. No presente estudo, foi verificado um aumento percentual médio de $76,90 \pm 42,27\%$, não havendo diferença entre os grupos (Tabela X, Gráfico 19). Contudo, considerados os terços, o aumento percentual da área preparada dos canais foi significativamente maior no terço cervical ($121,33 \pm 37,49\%$) em comparação aos terços médio ($57,28 \pm 23,42\%$) e apical ($52,09 \pm$

21,05%) (Tabela X, Gráfico 20). Tais achados estão em conformidade com alguns autores (VERSÜMER et al., 2002; MIGLIANI et al., 2004) e a explicação estaria no fato de que, sendo complexo, o preparo de canais com curvaturas acentuadas necessita de adequado preparo cervical, conseguido por meio de instrumentos mais calibrosos, neste caso, as brocas Gates-Glidden promovendo a ampliação mais significativa. Da mesma forma, PETERS et al. (2001a) justificaram o maior transporte do terço coronário (130-159 μm) de canais preparados com sistemas rotatórios, avaliados por μTC , em virtude do uso de brocas Gates-Glidden.

DEPLAZES et al. (2001) avaliaram o aumento percentual da área nos cinco milímetros apicais de 22 canais de molares superiores e inferiores preparados com limas manuais de NiTi e pelo sistema Lightspeed™. Os resultados mostraram um aumento percentual da área variando, em média, de $79 \pm 97\%$ a $34 \pm 25\%$ no grupo manual e de 37 ± 15 a $30 \pm 13\%$ no grupo Lightspeed™.

Estudos em dentes extraídos utilizando o sistema de muflas (SHORT et al., 1997; PORTENIER et al., 1998; KOSA et al., 1999; OTTOSEN et al., 1999; DEPLAZES et al., 2001; PONTI et al., 2002; GARALA et al., 2003) confirmaram os achados de pesquisas com canais simulados onde se verificou que os instrumentos rotatórios não foram capazes de preparar toda a circunferência dos canais, atingindo de 60 a 80% da área (RÖDIG et al., 2002; WEIGER et al., 2002) (Apêndice B).

RHODES et al. (1999, 2000), por meio de μTC com resolução de 81 μm , verificaram um aumento médio de 28% no volume além do aumento da área de

superfície de canais de molares preparados com instrumentos manuais e com o sistema ProFile™ .04. Canais palatinos com diâmetro cirúrgico apical de 0,45 mm produziram menores alterações em volume e área de superfície que canais méso e disto-vestibulares com diâmetro cirúrgico de 0,40 mm (PETERS et al., 2001a).

PETERS et al. (2003a), avaliando o preparo de canais de molares superiores com o sistema ProTaper™, por meio de μ TC, observaram aumento crescente na área de superfície dos canais preparados. Nos 5 mm apicais, o diâmetro dos canais méso-vestibular, disto-vestibular e palatino aumentou de 0,38 para 0,65 mm (58%), de 0,42 para 0,66 mm (63,6%) e de 0,57 para 0,79 mm (72%), respectivamente. No presente estudo, o sistema ProTaper™ teve um aumento percentual médio da área no terço apical de $57,73 \pm 21,30\%$, semelhante às alterações percentuais de diâmetro relatados por PETERS et al. (2003a).

Em virtude dos cálculos de estudos com μ TC serem realizados a partir de toda a superfície da parede interna do canal, tridimensionalmente, não há como compará-los aos valores obtidos no presente estudo, haja vista as mensurações terem sido realizadas a partir de secções transversais do canal em apenas três níveis. Destarte, a comparação dos resultados do presente estudo fica restrita em virtude das diferenças metodológicas.

Apesar do relato de correlação negativa entre o transporte e o raio de curvatura em canais de molares inferiores preparados com os sistemas ProFile Series 29.06™ e ProFile GT™ (IQBAL et al., 2003), outros relatos (HARLAN et al., 1996; SHADID et al., 1998; KOSA et al., 1999; OTTOSEN et al., 1999; JARDINE;

GULABIVALA, 2000; PONTI et al., 2002; HÜBSCHER et al., 2003; WEIGER et al., 2003; IQBAL et al., 2004), assim como no presente trabalho, não identificou correlação entre comprimento de trabalho, ângulo e raio de curvatura em relação ao transporte e ao aumento percentual da área. Então, considerado o diâmetro cirúrgico de 0,30 mm, os instrumentos testados estariam aptos a executar o tratamento endodôntico de canais com curvaturas acentuadas, sem incorrer em iatrogenia.

Cada novo sistema rotatório lançado no mercado é acompanhado da promessa de ser melhor que o anterior (PETERS et al., 2001). Conseqüentemente, são necessários métodos analíticos para confirmar ou rejeitar estas hipóteses. Uma primeira evidência tem apontado concretamente para o fato de que a instrumentação de canais curvos com instrumentos manuais de aço inóx seria contra-indicada e, portanto, função dos instrumentos de NiTi (HARLAN et al., 1996; SHORT et al., 1997; BERTRAND et al., 2001; SZEP et al., 2001). Segundo GAMBILL et al. (1996), uma explicações adicional para o fato dos instrumentos de NiTi desviarem menos o canal não seria apenas pelo *design* ou flexibilidade, mas pelo menor poder de corte. Outras evidências apontam para a necessidade de maior ampliação do diâmetro cirúrgico visando um efetivo debridamento da porção apical do canal (VANNI et al., 2005; SIQUEIRA JR., 2005; PÉCORA; CAPELLI, 2006).

Na vigência da instrumentação manual, o pensamento dominante era de que quanto mais severa a curvatura da raiz, menor deveria ser o diâmetro

cirúrgico prevenindo, assim, danos irreversíveis às paredes do canal, uma vez que limas de menor diâmetro, sendo mais flexíveis, possuem menor potencial de promover transporte (ROANE et al., 1985). Nesta época, as técnicas de preparo mecânico dos canais radiculares estavam diretamente relacionadas à fase de obturação e o preparo apical de canais curvos ficava restrito ao instrumento 25 (BAUGH; WALLACE, 2005).

BUCHANAN (2000, 2001a, 2001b, 2001c, 2001d, 2001e) tem defendido um preparo biomecânico de canais curvos com sistemas rotatórios estabelecendo um diâmetro cirúrgico correspondente aos instrumentos 20 ou 25, com aumento progressivo da conicidade do canal. Tal proposta, suportada na prevenção de acidentes iatrogênicos, tem como base o paradigma da instrumentação manual (BAUGH; WALLACE, 2005). Assim, embora os canais apresentem-se bem modelados, a porção apical permaneceria sub-instrumentada (PÉCORA; CAPELLI, 2006). Na verdade, estudos anatômicos em molares têm sugerido que a determinação do diâmetro cirúrgico em 0,25 ou 0,30 mm não permitiria o preparo adequado da porção apical (KEREKES; TRONSTAD, 1977).

A ampliação apical sugerida inicialmente por BADAN (1949) e, posteriormente, por WEINE (1972), ainda vigente, propõe que o canal seja instrumentado a partir do instrumento que determine o diâmetro anatômico mais três ou quatro instrumentos em ordem crescente de diâmetro. Tal abordagem resulta na remoção de 150 a 200 μm de dentina, considerada satisfatória (BADAN, 1949). Contudo, esta proposta tem sido questionada em relação à efetividade,

haja vista as evidências que demonstram que o primeiro instrumento não corresponde, de fato, ao real diâmetro anatômico da região apical (WU et al., 2002). Adicionalmente, tem-se demonstrado que o pré-alargamento cervical permite melhor definição do instrumento apical inicial (VANNI et al., 2005; PÉCORA; CAPELLI, 2006).

Tem sido sugerido que a maior ampliação na porção apical dos canais de molares poderia ser vantajosa uma vez que possibilitaria maior probabilidade do instrumento de tocar nas paredes de dentina (HÜLSMANN et al., 2003a; GUELZOW et al., 2005). Entretanto, PETERS et al. (2001) demonstraram que 35 a 40% das paredes do canal permaneceram intocadas quando o mesmo foi ampliado até o instrumento 40. No presente estudo, o diâmetro cirúrgico foi padronizado em 0,30 mm, a fim de permitir a comparação entre os sistemas, uma vez que este é o maior *tip* disponibilizado no sistema ProTaper™, em seu instrumento F3.

Considerando canais com curvaturas acentuadas, estudos com instrumentos rotatórios demonstraram não haver transporte significativo quando o diâmetro cirúrgico foi definido com instrumentos 40, 45 ou 50 (GLOSSON et al., 1995; SHORT et al., 1997; SHADID et al., 1998; KOSA et al., 1999; DEPLAZES et al., 2001; ROLLISON et al., 2002; VERSÜMER et al., 2002; HÜBSCHER et al., 2003; HÜLSMANN et al., 2003; WEIGER et al., 2003; ZUCKERMAN et al., 2003; LAM et al., 2005).

Mesmo com estudos clínicos ainda não tendo demonstrado que o aumento do diâmetro cirúrgico otimizaria os índices de sucesso do tratamento endodôntico,

isto pode ter acontecido em virtude de serem, em sua maioria, estudos do tipo retrospectivo, com pequenas amostras e não incluírem o diâmetro cirúrgico como uma das variáveis estudadas (BAUGH; WALLACE, 2005).

O cirurgião-dentista sempre está à procura de métodos mais rápidos e fáceis para execução do tratamento endodôntico. Os fabricantes de produtos odontológicos têm relacionado esta maior facilidade aos novos instrumentos rotatórios em NiTi. Contudo, esta "facilidade" vem acompanhada da sugestão de que o preparo apical poderia ser realizado perfeitamente bem com instrumentos #20, #25 ou #30, dando a impressão errônea que este seria o diâmetro cirúrgico adequado. Como endodontistas, deveríamos ter suficiente discernimento na adoção de procedimentos técnicos que tenham embasamento suportado por evidências científicas, ignorando idéias embasadas apenas na velocidade ou simplicidade. Assim, uma vez que o diâmetro na região apical não seria tão constricto (BAUGH; WALLACE, 2005; PÉCORÁ; CAPELLI, 2006), dever-se-ia buscar técnicas e instrumentos que permitam maior ampliação do diâmetro cirúrgico tendo em vista que, presumivelmente, melhoraria a ação da solução irrigante e da medicação intracanal. Atualmente, vários sistemas disponibilizam instrumentos de *tip* 40, 45 ou 50, com conicidade .02, passíveis de serem utilizados na porção apical de canais curvos (HÜBSCHER et al., 2003).

Apesar da mudança significativa no paradigma da instrumentação, a concepção da ampliação do diâmetro cirúrgico avança lentamente. Realizada de maneira insuficiente, a ampliação apical permite que irregularidades não sejam

eliminadas, comprometendo o resultado do tratamento (WELLER et al., 2005). Diante de tais evidências, os sistemas disponibilizados comercialmente e que apresentam *tip* máximo de 0,30 mm precisariam ser revistos. Além disto, considerando molares com canais curvos, está indicada a maior ampliação da porção apical do canal com instrumentos de conicidade .02 e *tip* com diâmetro compatível aquele definido a partir da determinação mais acurada do diâmetro anatômico (PÉCORA; CAPELLI, 2006).

Embora a discussão em relação a esta questão seja ainda incipiente, este trabalho abre a perspectiva para se verificar os resultados de uma maior ampliação apical em relação ao transporte do canal radicular.



Conclusões

De acordo com os resultados obtidos neste experimento, parece-nos lícito concluir que:

1. O tempo de trabalho foi menor com o sistema ProSystem GT™ ($89,45 \pm 15,76''$), seguido do ProFile™ ($130,2 \pm 33,58''$) e ProTaper™ ($192 \pm 56,15''$), respectivamente;
2. O transporte foi, em média, de $0,024 \pm 0,141$ mm sem diferença entre os grupos;
3. Houve maior tendência de transporte no sentido mesial;
4. O índice de centralização foi, em média, de $0,50 \pm 0,27$, sem diferença entre os grupos;
5. O aumento percentual da área preparada foi, em média, de $76,90 \pm 42,27$ % sem diferença entre os grupos. Considerando-se os terços, verificou-se aumento significativo no terço cervical ($121,33 \pm 37,49$ %);



Referências

AYAR, L. R.; LOVE, R. M. Shaping ability of ProFile and K3 rotary Ni-Ti instruments when used in a variable tip sequence in simulated curved root canals. **Int. Endod. J.**, v. 37, n. 9, p. 593-601, 2004.

BADAN, M. **Oxigenoargentoterapia**. 1.ed. Mogi-Mirim: Pacini & Piccolomini, 1949. 122p.

BAUGH, D.; WALLACE, J. The role of apical instrumentation in root canal treatment: a review of the literature. **J. Endod.**, v. 31, n. 5, p. 333-340, 2005.

BAUMANN, M. A.; DOLL, G. M. Spatial reproduction of the root canal system by magnetic resonance microscopy. **J. Endod.**, v. 23, n. 1, p. 49-51, 1997.

BAUMANN, M. A. Nickel-titanium: options and challenges. **Dent. Clin. North Am.**, v. 48, n. 1, p. 55-67, 2004.

BAUMANN, M. A. Reamer with alternating cutting edges concept and clinical application. **E. Topics**, v. 10, n. 1, p. 176-178, 2005.

BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; WEVERS, M.; LAMBRECHTS, P. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 5, p. 390-398, 2001.

BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; BEULLENS, M.; WEVERS, M.; VAN MEERBEEK, B.; LAMBRECHTS, P. Smooth flexible versus active tapered shaft

design using NiTi rotary instruments. **Int. Endod. J.**, v. 35, n. 10, p. 820-828, 2002.

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

BERTRAND, M. F.; LUPI-PEGURIER, L.; MEDIONI, E.; MULLER, M.; BOLLA, M. Curved molar root canal preparations using Hero 642 rotary nickel-titanium instruments. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 8, p. 631-636, 2001.

BERUTTI, E. Computerized analysis of the instrumentation of the root canal system. **J. Endod.**, v. 19, n. 5, p. 236-238, 1993.

BJØRNDAL, L.; CARLSEN, O.; THUESEN, G.; DARVANN, T.; KRREIBORG, S. External and internal macromorphology in 3D-reconstructed maxillary molars using computerized X-ray microtomography. **Int. Endod. J.**, v. 32, n. 1, p. 3-9, 1999.

BLAŠKOVIĆ-ŠUBAT, V.; SMOJVER, I.; MARIČIĆ, B.; ŠUTALO, J. A computerized method for the evaluation of root canal morphology. **Int. Endod. J.**, v. 28, n. 6, p. 290-296, 1995.

BRAMANTE, C. M.; BERBERT, A.; BORGES, R. P. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. **J. Endod.**, v. 13, n. 5, p. 243-245, 1987.

BRYANT, S. T.; DUMMER, P. M.; 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.**, v. 32, n. 3, p. 155-164, 1999.

BUCHANAN, L. S. The standardized-taper root canal preparation - Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. **Int. Endod. J.**, v. 33, n. 6, p. 516-529, 2000.

BUCHANAN, L. S. The standardized-taper root canal preparation--Part 2. GT file selection and safe handpiece-driven file use. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 1, p. 63-71, 2001a.

BUCHANAN, L. S. The standardized-taper root canal preparation--Part 3. GT file technique in large root canals with small apical diameters. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 2, p. 149-156, 2001b.

BUCHANAN, L. S. The standardized-taper root canal preparation--Part 4. GT file technique in large root canals with large apical diameters. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 2, p. 157-164, 2001c.

BUCHANAN, L. S. The standardized-taper root canal preparation--Part 5. GT file technique in small root canals. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 3, p. 244-249, 2001d.

BUCHANAN, L. S. The standardized-taper root canal preparation--Part 6. GT file technique in abruptly curved canals. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 3, p. 250-259, 2001e.

CALBERSON, F. L.; DEROOSE, C. A.; HOMMEZ, G. M.; RAES, H.; DE MOOR, R. J. Shaping ability of GT™ rotary files in simulated resin root canals. **Int. Endod. J.**, v. 35, n. 7, p. 607-614, 2002.

CALBERSON, F. L. G.; DEROOSE, C. A. J. G.; HOMMEZ, G. M. G.; DE MOOR, R. J. G. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. **Int. Endod. J.**, v. 37, n. 9, p. 613-623, 2004.

CAMPOS, G.M. GMC Versão 8.1. Ribeirão Preto: Laboratório de Pesquisa em Endodontia, 2001. Disponível em: www.forp.usp.br/restauradora/gmc.

CHEN, J. L.; MESSER, H. H. A comparison of stainless steel hand and rotary nickel-titanium instrumentation using a silicone impression technique. **Aust. Dent. J.**, v. 47, n. 1, p. 12-20, 2002.

CIVJAN, S.; HUGET, E. F; DE SIMON, L. B. Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) alloys. **J. Dent. Res.**, v. 54, n. 1, p. 89-96, 1975.

CLAUDER, T.; BAUMANN, M. A. ProTaper NT system. **Dent. Clin. North Am.**, v. 48, n. 1, p. 87-111, 2004.

DAVIS, R. D.; MARSHALL, J. G.; BAUMGARTNER, J. C. Effect of early coronal flaring on working length change in curved canals using rotary nickel-titanium versus stainless steel instruments. **J. Endod.**, v. 28, n. 6, p. 438-442, 2002.

DAVIS, G. R.; WONG, F. S. X-ray microtomography of bones and teeth: review. **Physiol. Meas.**, v. 17, n. 3, p. 121-146, 1996.

DEPLAZES, P.; PETERS, O.; BARBAKOW, F. Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. **J. Endod.**, v. 27, n. 3, p. 196-202, 2001.

DOWKER, S. E. P.; DAVIS, G. R.; ELLIOTT, J. C. X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 83, n. 4, p. 510-516, 1997.

FABRA-CAMPOS, H.; RODRÍGUEZ-VALLEJO, J. Digitization, analysis and processing of dental images during root canal preparation with Quantec Series 2000 instruments. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 1, p. 29-39, 2001.

GAMBILL, J. M.; ALDER M.; DEL RIO, C. E. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. **J. Endod.**, v. 22, n. 7, p. 369-375, 1996.

GARALA, M.; KUTTLER, S.; HARDIGAN, P.; STEINER-CARMI, R.; DORN, S. A comparison of the minimum canal wall thickness remaining following preparation using two nickel-titanium rotary systems. **Int. Endod. J.**, v. 36, n. 9, p. 636-642, Sep. 2003.

GARIP, Y.; GÜNDAY, M. The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 6, p. 452-457, Sep. 2001.

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.**, v. 21, n. 3, p. 146-151, 1995.

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.**, v. 34, n. 6, p. 476-484, Sep. 2001.

GONZÁLEZ-RODRÍGUEZ, M. P.; FERRER-LUQUE, C. M. A comparison of ProFile, Hero 642, and K3 instrumentation system in teeth using digital imaging analysis. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 97, n. 1, p. 112-115, 2004.

GRIFFITHS, I. T.; BRYANT, S. T.; DUMMER, P. M. Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec LX rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. **Int. Endod. J.**, v. 33, n. 4, p. 346-354, 2000.

GRIFFITHS, I. T.; CHASSOT, A. L.; NASCIMENTO, M. F.; BRYANT, S. T.; DUMMER, P. M. Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec SC rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 2, p. 107-112, 2001.

GUELZOW, A.; STAMM, O.; MARTUS, P.; KIELBASSA, A. M. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 10, p. 743-752, 2005.

GÜNDAY, M.; SAZAK, H.; GARIP, Y. A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access angle in curved canals. **J. Endod.**, v. 31, n. 11, p. 796-798, 2005.

HARLAN, A. L.; NICHOLLS, J. I.; STEINER, J. C. A comparison of curved canal instrumentation using nickel-titanium or stainless steel files with the balanced-force technique. **J. Endod.**, v. 22, n. 8, p. 410-413, 1996.

HATA, G. -I; UEMURA, M.; KATO, A. S.; IMURA, N.; NOVO, N. F.; TODA, T. A comparison of shaping ability using ProFile, GT file, and Flex-R endodontic instruments in simulated canals. **J. Endod.**, v. 28, n. 4, p. 316-321, 2002.

HÜBSCHER, W.; BARBAKOW, F.; PETERS, O. A. Root-canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. **Int. Endod. J.**, v. 36, n. 11, p. 740-747, 2003.

HÜLSMANN, M.; GAMBAL, A.; BAHR, R. An improved technique for the evaluation of root canal preparation. **J. Endod.**, v. 25, n. 9, p. 599-602, Sep. 1999.

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.**, v. 34, n. 7, p. 538-546, 2001.

HÜLSMANN, M.; GRESSMANN, G.; SCHÄFERS, F. A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and HERO 642 rotary Ni-Ti instruments. **Int. Endod. J.**, v. 36, n. 5, p. 358-366, 2003a.

HÜLSMANN, M.; HERBST, U.; SCHÄFERS, F. Comparative study of root-canal preparation using Lightspeed and Quantec SC rotary NiTi instruments. **Int. Endod. J.**, v. 36, n. 11, p. 748-756, 2003b.

HÜLSMANN, M.; PETERS, O. A.; DUMMER, P. M. H. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. **E. Topics**, v. 10, n. 1, p. 30-76, 2005.

IMURA, N.; KATO, A. S.; NOVO, N. F.; HATA, G. -I; UEMURA, M.; TODA, T. A comparison of mesial molar root canal preparations using two engine-driven instruments and the balanced-force technique. **J. Endod.**, v. 27, n. 10, p. 627-631, 2001.

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.**, v. 29, n. 9, p. 587-591, Sep. 2003.

IQBAL, M. K.; FIRIC, S.; TULCAN, J.; KARABUCAK, B.; KIM, S. Comparison of apical transportation between Profile™ and ProTaper™ NiTi rotary instruments. **Int. Endod. J.**, v. 37, n. 6, p. 359-364, 2004.

JARDINE, S. J.; GULABIVALA, K. An in vitro comparison of canal preparation using two automated rotary nickel-titanium instrumentation techniques. **Int. Endod. J.**, v. 33, n. 4, p. 381-391, 2000.

JUNG, I. -Y.; SEO, M. -A.; FOUAD, A. F.; SPÅNGBERG, L. S. W.; LEE, S. -J.; KIM, H. -J.; KUM, K. -Y. Apical anatomy in mesial and mesiobuccal roots of permanent first molars. **J. Endod.**, v. 31, n. 5, p. 364-368, 2005a.

JUNG, M.; LOMMEL, D.; KLIMEK, J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 9, p. 617-626, 2005b.

KAPTAN, F.; SERT, S.; KAYAHAN, B.; HAZNEDAROĞLU, F.; TANALP, J; BAYIRLI, G. Comparative evaluation of the preparation efficacies of HERO Shaper and Nitiflex root canal instruments in curved root canals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 100, n. 12, p. 636-642, 2005.

KEREKES, K.; TRONSTAD, L. Morphometric observations on the root canals of human molars. **J. Endod.**, v.3, p.114-118, 1977.

KOSA, D. A.; MARSHALL, G.; BAUMGARTNER, J. C. An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. **J. Endod.**, v. 25, n. 6, p. 441-445, 1999.

KUM, K. -Y.; SPÅNGBERG, L.; CHA, B. Y.; IL-YOUNG, J.; SEUNG-JONG, L.; CHAN-YOUNG, L. Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. **J. Endod.**, v. 26, n. 12, p. 719-723, 2000.

KUTTLER, S.; GARALA, M.; PEREZ, R.; DORN, S. O. The endodontic cube: a system designed for evaluation of root canal anatomy and canal preparation. **J. Endod.**, v. 27, n. 8, p. 533-536, 2001.

LAM, P. P. S.; PALAMARA, J. E. A.; MESSER, H. H. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. **J. Endod.**, v. 31, n. 7, p. 529-532, 2005.

LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; ESTRELA, C.; SIQUEIRA JR., J. F. Assessment of the apical transportation of root canals using the method of the curvature radius. **Braz. Dent. J.**, v. 9, n. 1, p. 39-45, 1998.

LYROUDIA, K.; MIKROGEORGIS, G.; BAKALOU DI, P.; KECHAGIAS, E.; NIKOLAIDIS, N.; PITAS, I. Virtual endodontics: three-dimensional tooth volume representations and their pulp cavity access. **J. Endod.**, v. 28, n. 8, p. 599-602, 2002.

MAIERHOFER, L.; GUERRINI, R. M. Guia prático de tomografia computadorizada. 1. ed. São Paulo: Roca, 2001. 191p.

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.**, v. 36, n. 3, p. 161-165, 2003.

MIGLANI, S.; GOPIKRISHNA, V.; PARAMESWARAN; KANDASWAMY, D.; KIRITHIKA. Canal centering ability of two Nickel-Titanium rotary systems compared with SS hand instrumentation in curved canals using Kuttle's endodontic cube - an in vitro study. **Endodontology**, v. 16, n. 2, p. 42-49, 2004.

MORTON, E. J.; WEBB, S.; BATEMAN, J. E.; CLARKE, L. J.; SHELTON, C. G. Three-dimensional x-ray microtomography for medical and biological applications. **Phys. Med. Biol.**, v. 35, n. 7, p. 805-820, 1990.

MUSIKANT, B. L.; COHEN, B. I.; DEUTSCH, A. S. Comparison instrumentation time of conventional reamers and files versus a new, noninterrupted, flat-sided design. **J. Endod.**, v. 30, n. 2, p. 107-109, 2004.

NAGY, C. D.; BARTHA, K.; BERNÁTH, M.; VERDES, E.; SZABÓ, J. The effect of root canal morphology on canal shape following instrumentation using different techniques. **Int. Endod. J.**, v. 30, n. 2, p. 133-140, 1997.

NIELSEN, R. B.; ALYASSIN, A. M.; PETERS, D. D.; CARNES, D. L.; LANCASTER, J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. **J. Endod.**, v. 21, n. 11, p. 561-568, 1995.

OTTOSEN, S. R.; NICHOLLS, J. I.; STEINER, J. C. A comparison of instrumentation using Naviflex and Profile nickel-titanium engine-driven rotary instruments. **J. Endod.**, v. 25, n. 6, p. 457-460, 1999.

PAQUÉ, F.; MUSCH, U.; HÜLSMANN, M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 1, p. 8-16, 2005a.

PAQUÉ, F.; BARBAKOW, F.; PETERS, O. A. Root canal preparation with Endo-Eze AET: changes in root canal shape assessed by micro-computed tomography. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 7, p. 456-464, 2005b

PARK, H. A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 91, n. 6, p. 715-718, 2001.

PATIÑO, P. V.; BIEDMA, B. M.; LIÉBANA, C. R.; CANTATORE, G.; BAHILLO, J. G. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. **J. Endod.**, v. 31, n. 2, p. 114-116, 2005.

PÉCORA, J.D.; CAPELLI, A. Shock of paradigms on the instrumentation of curved root canals. **Braz. Dent. J.**, 2006 (no prelo).

PEREZ, F.; SCHOUMACHER, M.; PELI, J. F. Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel ENDOflash and nickel-titanium HERO Shaper. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 9, p. 637-644, 2005.

PETERS, O. A.; LAIB, A.; RÜEGSEGG, P.; BARBAKOW, F. Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. **J. Dent. Res.**, v. 79, n. 6, p. 1405-1409, 2000.

PETERS, O. V.; LAIB, A.; GÖHRING, T. N.; BARBAKOW, F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. **J. Endod.**, v. 27, n. 1, p. 1-6, 2001a.

PETERS, O. A.; SCHÖNENBERGER, K.; LAIB, A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 3, p. 221-230, 2001b.

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.**, v. 36, n. 2, p. 86-92, 2003a.

PETERS, O. A.; PETERS, C. I.; SCHÖNENBERGER, K.; BARBAKOW, F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. **Int. Endod. J.**, v. 36, n. 2, p. 93-99, 2003b.

PETERS, O. A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. **J. Endod.**, v. 30, n. 8, p. 559-567, 2004.

PETERS, O. A.; BARBAKOW, F.; PETERS, C. I. An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. **Int. Endod. J.**, v. 37, n. 12, p. 849-859, 2004.

PONTI, T. M.; McDONALD, N. J.; KUTTLER, S.; STRASSLER, H. E.; DUMSHA, T. C. Canal-centering ability of two rotary file systems. **J. Endod.**, v. 28, n. 4, p. 283-286, 2002.

PORTO CARVALHO, L. A.; BONETTI, I.; GAGLIARDI BORGES, M. A. A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. **J. Endod.**, v. 25, n. 12, p. 807-810, 1999.

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

RANGEL, S.; CREMONESE, R.; BRYANT, S.; DUMMER, P. Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. **J. Endod.**, v. 31, n. 6, p. 460-463, 2005.

RHODES, J. S.; PITT FORD, T. R.; LYNCH, J. A.; LIEPINS, P. J.; CURTIS, R. V. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. **Int. Endod. J.**, v. 32, n. 3, p. 165-170, 1999.

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.**, v. 33, n. 3, p. 279-285, 2000.

ROANE, J. B.; SABALA, C. L.; DUNCANSON JR., M. G. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. **J. Endod.**, v. 11, n. 5, p. 203-211, 1985.

RÖDIG, T.; HÜLSMANN, M.; MÜHGE, M.; SCHÄFFERS, F. Quality of preparation of oval distal root canals in mandibular molars using nickel-titanium instruments. **Int. Endod. J.**, v. 35, n. 11, p. 919-928, 2002.

ROLLISON, S.; BARNETT, F.; STEVENS, R.H. Efficacy of bacterial removal from instrumented root canals in vitro related to instrumentation technique and size. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 94, n. 3, p. 366-371, 2002.

SCHAEFFER, M. A.; WHITE, R. R.; WALTON, R. E. Determining the optimal length: a meta-analysis of literature. **J. Endod.**, v. 31, n. 4, p. 271-274, 2005.

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. Oral Radiol. Endod.**, v. 92, n. 2, p. 215-220, 2001.

SCHÄFER, E.; LOHMANN, D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. **Int. Endod. J.**, v. 35, n. 6, p. 505-513, 2002.

SCHÄFER, E.; SCHLINGEMANN, R. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. **Int. Endod. J.**, v. 36, n. 3, p. 208-217, 2003.

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

SCHÄFER, E.; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus Race. Part 1 – Shaping ability in simulated curved canals. **Int. Endod. J.**, v. 37, n. 4, p. 229-238, 2004.

SCHÄFER, E.; ERLER, M.; DAMMASCHKE. Influence of different types of automated devices on the shaping ability of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 9, p. 627-636, 2005.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. **Dent. Clin. North Am.**, v. 18, n. 2, p. 269-296, 1974.

SCHNEIDER, S. W. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 32, n. 2, p. 271-275, 1971.

SHADID, D. B.; NICHOLLS, J. I.; STEINER, J. C. A comparison of curved canal transportation with balanced force versus Lightspeed. **J. Endod.**, v. 24, n. 10, p. 651-654, 1998.

SHORT, J. A.; MORGAN, L. A.; BAUMGARTNER, J. C. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. **J. Endod.**, v. 23, n. 8, p. 503-507, 1997.

SIQUEIRA JR., J. F. Reaction of periradicular tissues to root canal treatment: benefits and drawbacks. **E. Topics**, v. 10, n. 1, p. 123-147, 2005.

SONG, Y. L.; BIAN, Z.; FAN, B.; FAN, M. W.; GUTMANN, J. L.; PENG, B. A comparison of instrument-centering ability within the root canal for three contemporary instrumentation techniques. **Int. Endod. J.**, v. 37, n. 4, p. 265-271, 2004.

SONNTAG, D.; DELSCHEN, S.; STACHNISS, V. Root-canal shaping with manual and rotary Ni-Ti files performed by students. **Int. Endod. J.**, v. 36, n. 11, p. 715-723, 2003.

SZEP, S.; GERHARDT, T.; LEITZBACH, C.; LUDER, W.; HEIDERMANN, D. Preparation of severely curved root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments. **Clin. Oral Investig.**, v.5, n.1, p.17-25, 2001.

TACHIBANA, H.; MATSUMOTO, K. Applicability of X-ray computerized tomography in endodontics. **Endod. Dent. Traumatol.**, v. 6, n. 1, p. 16-20, 1990.

TAN, B. T.; MESSER, H. H. The effect of instrument type and preflaring on apical file size determination. **Int. Endod. J.**, v. 35, n. 9, p. 752-758, 2002.

TAŞDEMİR, T.; AYDEMİR, H.; İNAN, U.; ÜNAL, O. Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 6, p. 402-408, 2005.

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.**, v. 30, n. 4, p. 262-269, 1997a.

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.**, v. 30, n. 4, p. 270-278, 1997b.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. H. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **J. Endod.**, v. 23, n. 11, p. 698-702, 1997c.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. H. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. **J. Endod.**, v. 23, n. 12, p. 742-747, 1997d.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. Shaping ability of ProFile . 04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part I. **Int. Endod. J.**, v. 30, n. 1, p. 1-7, 1997e.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. Shaping ability of ProFile . 04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. **Int. Endod. J.**, v. 30, n. 1, p. 8-15, 1997f.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. H. Shaping ability of Mity Roto 360 degrees and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **J. Endod.**, v. 24, n. 2, p. 128-134, 1998a.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. H. Shaping ability of Mity Roto 360 degrees and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. **J. Endod.**, v. 24, n. 2, p. 135-142, 1998b.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. **Int. Endod. J.**, v. 33, n. 3, p. 248-254, 2000a.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. **Int. Endod. J.**, v. 33, n. 3, p. 255-261, 2000b.

THOMPSON, S. A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **Int. Endod. J.**, v. 33, n. 4, p. 297-310, 2000.

VANNI, J. R.; ALBUQUERQUE, D. S.; REISS, C; BARATTO-FILHO, F.; LIMONGI, O.; DELLA-BONA, A. Apical displacement produced by rotary nickel-titanium instruments and stainless steel files. **J. Appl. Oral Sci.**, v. 12, n. 1, p. 51-55, 2004.

VANNI, J.R.; SANTOS, R.; LIMONGI, O.; GUERISOLI, D.M.Z.; CAPELLI, A.; PÉCORÁ, J.D. Influence of cervical preflaring on determination of apical file size in maxillary molars: SEM analysis. **Braz. Dent. J.**, v. 16, n. 3, p.181-186, 2005.

VELTRI, M.; MOLLO, A.; PAOLO PINI, P.; GHELLI, L. F.; BALLERI, P. In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. **J. Endod.**, v. 30, n. 3, p. 163-166, 2004.

VELTRI, M.; MOLLO, A.; MANTOVANI, L.; PINI, P.; BALLERI, P.; GRANDINI, S. A comparative study of Endoflare-Hero Shaper and *Mtwo* NiTi instruments in the preparation of curved canals. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 9, p. 610,617, 2005.

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.**, v. 35, n. 1, p. 37-46, 2002.

WALIA, H.; BRANTLEY, W. A. L.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of a Nitinol root canal files. **J. Endod.**, v. 14, n. 7, p. 346-351, 1988.

WALTON, R. A.; TORABINEJAD, M. **Principles and practice of Endodontics**. 3 ed., New York: W. B. Saunders, 2002. 580p.

WANG, G.; VANNIER, M. W. Longitudinal resolution n volumetric x-ray computerized tomography - analytical comparison between conventional and helical computerized tomography. **Med. Phys.**, v. 21, n. 3, p. 429-433, 1994.

WEIGER, R.; BRÜCKNER, M.; ELAYOUTI, A.; LÖST, C. Preparation of curved root canals with rotary FlexMaster instruments compared to Lightspeed instruments and NiTi hand files. **Int. Endod. J.**, v. 36, n. 7, p. 483-490, 2003.

WELLER, P. J.; SVEC, T. A.; POWERS, J. M.; LUDINGTON JR., J. R.; SUCHINA, J. A. Remaining dentin thickness in the apical 4 mm following four cleaning and shaping techniques. **J. Endod.**, v. 31, n. 6, p. 464-467, 2005.

WEINE, F. Endodontic therapy. 1. ed. St. Louis: C.V. Mosby, 1972. p. 209 –22.

WU, M.-K.; BARKIS, D.; RORIS, A.; WESSELINK, P.R. Does the first file to bind correspond to the diameter of the canal in the apical region? **Int. Endod. J.**, v. 35, n. 3, p. 264-267, 2002.

YOSHIMINE, Y.; ONO, M.; AKAMINE, A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. **J. Endod.**, v. 31, n. 5, p. 373-375, 2005.

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.**, v. 95, n. 2, p. 228-233, 2003.

ZUCKERMAN, O.; KATZ, A.; PILO, R.; TAMSE, A.; FUSS, Z. Residual dentin thickness in mesial roots of mandibular molars prepared with Lightspeed rotary instruments and Gates-Glidden reamers. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 96, n. 3; p. 351-355, 2003.



Apêndices

Distribuição dos espécimes entre os grupos experimentais e controle, conforme coordenadas definidas no corpo-de-prova.

Amostra	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™	Controle
1	1B	1G	1A	1C
2	1D	2C	1E	1F
3	2A	2F	2B	1H
4	2D	2G	2E	3A
5	3C	3B	2H	3F
6	3E	3G	3D	4A
7	4D	4C	3H	4B
8	4E	4G	4F	5A
9	5C	5B	4H	5F
10	5E	5G	5D	5H

Resultados preliminares: comprimento de trabalho, ângulo e raio de curvatura, por canal e grupo experimental.

	Comprimento de Trabalho			Ângulo de Curvatura			Raio de Curvatura		
	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™
	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20
CMV	15	16,5	15	23	45	28	12,08	6,96	7,16
	13	15	19	18	31	19	5,76	7,98	6,44
	17,5	13,5	14,5	23	23	29	17,38	10,48	7,59
	15	14	14,5	30	28	36	7,56	9,65	8,42
	16	13	16	35	29	38	6,35	6,03	8,25
	15	17	15	29	39	50	8,16	10,58	5,35
	15	16	14	38	36	29	5,72	7,87	11,48
	20,5	13,5	12	37	24	36	7,02	6,21	6,18
	13	15	13,5	30	35	22	5,02	7,3	9,39
CML	12,5	17	13,5	57	38	30	5,39	12,79	8,46
	15	17	15	23	45	28	12,08	6,96	7,16
	12,5	15	19	18	31	19	5,76	7,98	6,44
	17,5	13,5	15	23	23	29	17,38	10,48	7,59
	14,5	15	14,5	30	28	36	7,56	9,65	8,42
	16	14	15,5	35	29	38	6,35	6,03	8,25
	15	17	14,5	29	39	50	8,16	10,58	5,35
	15	16,5	14	38	36	29	5,72	7,87	11,48
	20	13	10,5	37	24	36	7,02	6,21	6,18
11	15	13	30	35	22	5,02	7,3	9,39	
12,5	16,5	13,5	57	38	30	5,39	12,79	8,46	

CMV = canal méso-vestibular; CML = canal méso-lingual.

Tempo de trabalho nos grupos experimentais (em segundos)

CMV			CML		
ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™
n = 10	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10
125	178	116	148	192	123
236	98	94	184	111	90
257	146	82	325	113	86
181	114	96	132	124	75
268	110	108	290	103	99
184	97	107	171	93	103
129	171	77	147	124	68
202	97	70	192	117	74
198	130	78	154	118	76
150	200	85	167	168	82

CMV = canal méso-vestibular; CML = canal méso-lingual.

Transporte (em milímetros) e aumento da área preparada (em %) dos canais radiculares, por terço.

Amostra	TERÇO CERVICAL										
	X1	X2	Y1	Y2	X1-X2	Y1-Y2	Transporte	Área Pré	Área Pós	> Área	> %
1B	1,7	1,54	1,62	1,42	0,16	0,2	-0,04	0,59	1,19	0,6	101,69
1D	1,36	1,31	1,7	1,66	0,05	0,04	0,01	0,36	0,89	0,53	147,22
2A	1,75	1,37	1,66	1,62	0,38	0,04	0,34	0,53	0,88	0,35	66,04
2D	1,79	1,6	1,77	1,74	0,19	0,03	0,16	0,75	1,68	0,93	124,00
3C	1,73	1,52	1,95	1,96	0,21	-0,01	0,22	0,62	1,2	0,58	93,55
3E	1,26	1,18	1,68	1,64	0,08	0,04	0,04	0,57	1,5	0,93	163,16
4D	1,08	1,01	1,58	1,44	0,07	0,14	-0,07	0,99	1,41	0,42	42,42
4E	1,8	1,76	1,96	1,88	0,04	0,08	-0,04	0,54	1,43	0,89	164,81
5C	1,85	1,62	1,79	1,74	0,23	0,05	0,18	0,62	1,63	1,01	162,90
5E	1,73	1,6	2,15	2,07	0,13	0,08	0,05	0,72	1,62	0,9	125,00
1G	1,89	1,54	1,83	1,8	0,35	0,03	0,32	0,43	1,06	0,63	146,51
2C	1,46	1,23	2,17	1,96	0,23	0,21	0,02	0,54	1,33	0,79	146,30
2F	1,46	1,3	1,66	1,64	0,16	0,02	0,14	0,55	1,47	0,92	167,27
2G	1,4	1,28	2,01	2,01	0,12	0	0,12	0,5	1,25	0,75	150,00
3B	1,6	1,38	1,8	1,68	0,22	0,12	0,1	0,44	1,19	0,75	170,45
3G	1,44	1,38	2,01	1,97	0,06	0,04	0,02	0,56	1,38	0,82	146,43
4C	1,67	1,44	2,34	2,22	0,23	0,12	0,11	0,67	1,14	0,47	70,15
4G	1,52	1,46	1,99	1,86	0,06	0,13	-0,07	0,66	1,59	0,93	140,91
5B	1,58	1,32	1,81	1,76	0,26	0,05	0,21	0,69	1,67	0,98	142,03
5G	1,52	1,36	1,64	1,64	0,16	0	0,16	0,32	0,68	0,36	112,50
1A	1,48	1,42	1,76	1,36	0,06	0,4	-0,34	0,64	0,99	0,35	54,69
1E	1,42	1,5	1,36	1,58	-0,08	-0,22	0,14	0,52	1,29	0,77	148,08
2B	1,72	1,6	2,21	1,96	0,12	0,25	-0,13	0,74	1,32	0,58	78,38
2E	1,48	1,34	1,79	1,73	0,14	0,06	0,08	0,71	1,23	0,52	73,24
2H	1,48	1,34	1,79	1,86	0,14	-0,07	0,21	0,61	1,22	0,61	100,00
3D	1,85	1,66	2,22	2,19	0,19	0,03	0,16	0,65	1,65	1	153,85
3H	1,5	1,44	2,19	1,86	0,06	0,33	-0,27	0,72	1,29	0,57	79,17
4F	1,61	1,52	1,91	1,88	0,09	0,03	0,06	0,91	1,42	0,51	56,04
4H	1,51	1,32	1,81	1,78	0,19	0,03	0,16	0,85	1,9	1,05	123,53
5D	1,66	1,6	2,07	1,98	0,06	0,09	-0,03	0,91	1,85	0,94	103,30
1B	1,5	1,17	1,78	1,75	0,33	0,03	0,3	0,55	1,29	0,74	134,55

1D	1,44	1,39	1,98	1,72	0,05	0,26	-0,21	0,45	1,23	0,78	173,33
2A	1,55	1,42	1,89	1,82	0,13	0,07	0,06	0,52	0,85	0,33	63,46
2D	1,61	1,56	1,87	1,72	0,05	0,15	-0,1	0,78	1,34	0,56	71,79
3C	1,3	1,25	2,08	1,92	0,05	0,16	-0,11	0,53	1,21	0,68	128,30
3E	1,34	1,22	1,58	1,36	0,12	0,22	-0,1	0,61	1,46	0,85	139,34
4D	1,18	1,11	1,62	1,52	0,07	0,1	-0,03	0,55	1,15	0,6	109,09
4E	1,82	1,8	2,05	1,82	0,02	0,23	-0,21	0,64	1,57	0,93	145,31
5C	1,68	1,58	1,75	1,72	0,1	0,03	0,07	0,55	1,42	0,87	158,18
5E	1,75	1,44	1,95	1,78	0,31	0,17	0,14	0,74	2,03	1,29	174,32
1G	1,93	1,74	1,97	1,96	0,19	0,01	0,18	0,52	0,99	0,47	90,38
2C	1,44	1,26	2,19	1,98	0,18	0,21	-0,03	0,6	1,45	0,85	141,67
2F	1,58	1,44	1,92	1,6	0,14	0,32	-0,18	0,87	1,66	0,79	90,80
2G	1,34	1,15	2,19	1,94	0,19	0,25	-0,06	0,51	1,3	0,79	154,90
3B	1,46	1,4	1,99	1,75	0,06	0,24	-0,18	0,61	1,26	0,65	106,56
3G	1,68	1,44	1,95	1,75	0,24	0,2	0,04	0,53	1,4	0,87	164,15
4C	1,71	1,42	2,5	2,26	0,29	0,24	0,05	0,55	1,41	0,86	156,36
4G	1,34	1,32	1,58	1,34	0,02	0,24	-0,22	0,91	1,53	0,62	68,13
5B	1,45	1,38	2,19	1,98	0,07	0,21	-0,14	0,55	1,49	0,94	170,91
5G	1,5	1,48	1,84	1,7	0,02	0,14	-0,12	0,47	1,08	0,61	129,79
1A	1,91	1,86	1,64	1,72	0,05	-0,08	0,13	0,52	1,05	0,53	101,92
1E	1,48	1,5	1,42	1,46	-0,02	-0,04	0,02	0,69	1,41	0,72	104,35
2B	1,84	1,39	1,94	1,68	0,45	0,26	0,19	0,75	1,6	0,85	113,33
2E	1,4	1,26	2,28	1,83	0,14	0,45	-0,31	0,51	1,16	0,65	127,45
2H	1,36	1,34	2,23	1,98	0,02	0,25	-0,23	0,54	1,19	0,65	120,37
3D	1,71	1,44	2,14	2,07	0,27	0,07	0,2	0,75	2,05	1,3	173,33
3H	1,44	1,34	2,17	1,84	0,1	0,33	-0,23	0,71	1,45	0,74	104,23
4F	1,28	1,26	1,93	1,92	0,02	0,01	0,01	0,81	1,64	0,83	102,47
4H	1,73	1,4	1,85	1,58	0,33	0,27	0,06	0,79	2,1	1,31	165,82
5D	1,3	1,1	1,95	1,78	0,2	0,17	0,03	1,18	1,67	0,49	41,53
M	1,56	1,41	1,91	1,79	0,14	0,13	0,017	0,64	1,38	0,74	121,33
DP	0,19	0,17	0,23	0,20	0,11	0,13	0,16	0,16	0,29	0,23	37,49

TERÇO MÉDIO

	X1	X2	Y1	Y2	X1-X2	Y1-Y2	Transporte	Área Pré	Área Pós	> Área	>%
1B	1,4	1,33	1,18	1,15	0,07	0,03	0,04	0,28	0,5	0,22	78,57
1D	1,42	1,39	1,35	1,42	0,03	-0,07	0,10	0,25	0,37	0,12	48,00
2A	1,64	1,44	1,22	1,21	0,2	0,01	0,19	0,24	0,49	0,25	104,17
2D	1,62	1,55	1,32	1,29	0,07	0,03	0,04	0,37	0,56	0,19	51,35
3C	1,59	1,39	1,77	1,56	0,2	0,21	-0,01	0,38	0,5	0,12	31,58
3E	1,3	1,03	1,06	0,99	0,27	0,07	0,2	0,37	0,46	0,09	24,32
4D	1,44	1,15	1,48	1,27	0,29	0,21	0,08	0,5	0,79	0,29	58,00
4E	1,97	1,72	2,07	1,86	0,25	0,21	0,04	0,64	0,82	0,18	28,13
5C	1,52	1,51	1,52	1,49	0,01	0,03	-0,02	0,27	0,43	0,16	59,26
5E	1,5	1,3	2,01	1,86	0,2	0,15	0,05	0,4	0,57	0,17	42,50
1G	1,44	1,4	1,46	1,22	0,04	0,24	-0,2	0,38	0,45	0,07	18,42
2C	1,18	1,07	1,34	1,19	0,11	0,15	-0,04	0,33	0,44	0,11	33,33
2F	1,44	1,2	1,46	1,42	0,24	0,04	0,2	0,32	0,57	0,25	78,13
2G	1,34	1,28	1,44	1,4	0,06	0,04	0,02	0,28	0,47	0,19	67,86
3B	1,54	1,44	1,38	1,26	0,1	0,12	-0,02	0,22	0,39	0,17	77,27
3G	1,42	1,37	1,48	1,37	0,05	0,11	-0,06	0,53	0,8	0,27	50,94
4C	2,11	1,77	1,92	1,82	0,34	0,1	0,24	0,25	0,48	0,23	92,00
4G	1,44	1,24	1,54	1,3	0,2	0,24	-0,04	0,22	0,42	0,2	90,91
5B	1,54	1,37	1,36	1,39	0,17	-0,03	0,2	0,3	0,5	0,2	66,67
5G	1,6	1,44	1,58	1,48	0,16	0,1	0,06	0,35	0,39	0,04	11,43

1A	1,5	1,44	1,4	1,37	0,06	0,03	0,03	0,33	0,46	0,13	39,39
1E	1,38	1,09	1,34	1,33	0,29	0,01	0,28	0,3	0,48	0,18	60,00
2B	1,28	1,05	1,65	1,39	0,23	0,26	-0,03	0,41	0,74	0,33	80,49
2E	1,54	1,49	1,44	1,37	0,05	0,07	-0,02	0,34	0,62	0,28	82,35
2H	1,83	1,78	1,77	1,65	0,05	0,12	-0,07	0,31	0,55	0,24	77,42
3D	1,54	1,31	1,73	1,59	0,23	0,14	0,09	0,45	0,72	0,27	60,00
3H	1,32	1,05	1,44	1,32	0,27	0,12	0,15	0,51	0,9	0,39	76,47
4F	1,7	1,58	1,5	1,48	0,12	0,02	0,1	0,35	0,6	0,25	71,43
4H	1,44	1,36	1,36	1,28	0,08	0,08	0,00	0,68	1,1	0,42	61,76
5D	1,64	1,57	1,68	1,59	0,07	0,09	-0,02	0,45	0,68	0,23	51,11
1B	1,34	1,31	1,32	1,13	0,03	0,19	-0,16	0,3	0,56	0,26	86,67
1D	1,44	1,35	1,52	1,49	0,09	0,03	0,06	0,25	0,47	0,22	88,00
2A	1,42	1,37	1,4	1,33	0,05	0,07	-0,02	0,25	0,45	0,2	80,00
2D	1,5	1,49	1,71	1,51	0,01	0,2	-0,19	0,53	0,82	0,29	54,72
3C	1,46	1,27	2,12	1,94	0,19	0,18	0,01	0,35	0,54	0,19	54,29
3E	1,06	0,97	1,57	1,49	0,09	0,08	0,01	0,53	0,57	0,04	7,55
4D	1,52	1,15	1,68	1,52	0,37	0,16	0,21	0,42	0,6	0,18	42,86
4E	1,95	1,82	1,97	1,78	0,13	0,19	-0,06	0,55	0,71	0,16	29,09
5C	1,66	1,57	1,82	1,71	0,09	0,11	-0,02	0,35	0,45	0,1	28,57
5E	1,7	1,34	1,78	1,6	0,36	0,18	0,18	0,37	0,57	0,2	54,05
1G	1,48	1,36	1,63	1,46	0,12	0,17	-0,05	0,41	0,56	0,15	36,59
2C	1,5	1,24	1,62	1,46	0,26	0,16	0,1	0,39	0,58	0,19	48,72
2F	1,48	1,3	1,61	1,46	0,18	0,15	0,03	0,5	0,82	0,32	64,00
2G	1,32	1,28	1,52	1,44	0,04	0,08	-0,04	0,32	0,64	0,32	100,00
3B	1,56	1,3	1,52	1,36	0,26	0,16	0,1	0,44	0,65	0,21	47,73
3G	1,71	1,61	1,7	1,65	0,1	0,05	0,05	0,71	0,86	0,15	21,13
4C	2,13	1,86	2,17	2,1	0,27	0,07	0,2	0,28	0,46	0,18	64,29
4G	1,52	1,24	1,66	1,24	0,28	0,42	-0,14	0,36	0,51	0,15	41,67
5B	1,73	1,56	1,68	1,6	0,17	0,08	0,09	0,36	0,65	0,29	80,56
5G	1,5	1,38	1,82	1,68	0,12	0,14	-0,02	0,28	0,4	0,12	42,86
1A	1,56	1,46	1,46	1,29	0,1	0,17	-0,07	0,3	0,4	0,1	33,33
1E	1,44	1,35	1,4	1,35	0,09	0,05	0,04	0,26	0,46	0,2	76,92
2B	1,48	1,29	1,67	1,41	0,19	0,26	-0,07	0,37	0,71	0,34	91,89
2E	1,71	1,53	1,87	1,73	0,18	0,14	0,04	0,35	0,5	0,15	42,86
2H	1,89	1,77	1,93	1,73	0,12	0,2	-0,08	0,37	0,71	0,34	91,89
3D	1,64	1,47	1,83	1,77	0,17	0,06	0,11	0,6	0,82	0,22	36,67
3H	1,66	1,53	1,68	1,37	0,13	0,31	-0,18	0,58	0,91	0,33	56,90
4F	1,58	1,28	1,62	1,34	0,3	0,28	0,02	0,4	0,71	0,31	77,50
4H	1,44	1,38	1,71	1,24	0,06	0,47	-0,41	0,46	0,7	0,24	52,17
5D	1,9	1,8	1,86	1,67	0,1	0,19	-0,09	0,4	0,52	0,12	30,00
M	1,55	1,40	1,60	1,47	0,15	0,13	0,021	0,38	0,59	0,21	57,28
DP	0,20	0,20	0,23	0,22	0,09	0,10	0,12	0,11	0,16	0,08	23,42

TERÇO APICAL

	X1	X2	Y1	Y2	X1-X2	Y1-Y2	Transporte	Área Pré	Área Pós	> Área	> %
1B	1,12	1,03	1,3	1,23	0,09	0,07	0,02	0,22	0,42	0,2	90,91
1D	1,02	0,99	1,26	1,23	0,03	0,03	0	0,3	0,46	0,16	53,33
2A	1,1	0,93	1,2	1,17	0,17	0,03	0,14	0,2	0,29	0,09	45,00
2D	1,05	0,89	1,46	1,42	0,16	0,04	0,12	0,35	0,47	0,12	34,29
3C	1,55	1,39	1,2	1,17	0,16	0,03	0,13	0,31	0,51	0,2	64,52
3E	1,19	0,91	1,15	1,01	0,28	0,14	0,14	0,32	0,44	0,12	37,50
4D	1,22	1,09	1,16	1,11	0,13	0,05	0,08	0,29	0,56	0,27	93,10
4E	1,73	1,39	2,09	1,88	0,34	0,21	0,13	0,35	0,54	0,19	54,29
5C	1,34	1,15	1,18	1,09	0,19	0,09	0,1	0,36	0,59	0,23	63,89

5E	1,62	1,41	1,48	1,21	0,21	0,27	-0,06	0,34	0,54	0,2	58,82
1G	1,28	1,15	1,24	1,17	0,13	0,07	0,06	0,2	0,39	0,19	95,00
2C	0,99	0,93	1,18	1,07	0,06	0,11	-0,05	0,39	0,5	0,11	28,21
2F	1,01	0,87	1,27	0,93	0,14	0,34	-0,2	0,16	0,31	0,15	93,75
2G	1,09	0,97	1,19	0,99	0,12	0,2	-0,08	0,28	0,35	0,07	25,00
3B	1,26	1,11	1,19	1,07	0,15	0,12	0,03	0,22	0,38	0,16	72,73
3G	1,44	1,31	1,28	1,13	0,13	0,15	-0,02	0,35	0,55	0,2	57,14
4C	1,85	1,48	1,99	1,8	0,37	0,19	0,18	0,43	0,81	0,38	88,37
4G	0,99	0,87	1,18	0,93	0,12	0,25	-0,13	0,24	0,38	0,14	58,33
5B	1,56	1,46	1,85	1,5	0,1	0,35	-0,25	0,25	0,4	0,15	60,00
5G	1,56	1,21	1,5	1,09	0,35	0,41	-0,06	0,3	0,47	0,17	56,67
1A	0,79	0,73	1	1,11	0,06	-0,11	0,17	0,3	0,43	0,13	43,33
1E	1,14	1,07	1,12	1,05	0,07	0,07	0,00	0,21	0,32	0,11	52,38
2B	1,76	1,5	1,5	1,48	0,26	0,02	0,24	0,31	0,47	0,16	51,61
2E	0,97	0,97	1,15	1,07	0	0,08	-0,08	0,22	0,37	0,15	68,18
2H	1,09	0,97	1,73	1,6	0,12	0,13	-0,01	0,33	0,43	0,1	30,30
3D	1,78	1,62	1,4	1,26	0,16	0,14	0,02	0,5	0,6	0,1	20,00
3H	1,3	1,01	1,19	1,09	0,29	0,1	0,19	0,32	0,48	0,16	50,00
4F	1,39	1,34	1,7	1,46	0,05	0,24	-0,19	0,34	0,39	0,05	14,71
4H	1,06	0,97	1,18	1,1	0,09	0,08	0,01	0,28	0,4	0,12	42,86
5D	1,41	1,11	1,47	1,35	0,3	0,12	0,18	0,26	0,48	0,22	84,62
1B	1,12	1,03	1,3	1,23	0,09	0,07	0,02	0,22	0,42	0,2	90,91
1D	1,26	1,03	1,4	1,37	0,23	0,03	0,2	0,31	0,5	0,19	61,29
2A	1,1	0,93	1,2	1,17	0,17	0,03	0,14	0,2	0,29	0,09	45,00
2D	1,4	1,31	1,58	1,35	0,09	0,23	-0,14	0,34	0,48	0,14	41,18
3C	1,88	1,66	1,82	1,74	0,22	0,08	0,14	0,38	0,65	0,27	71,05
3E	1,56	1,31	1,38	1,23	0,25	0,15	0,1	0,36	0,44	0,08	22,22
4D	1,75	1,5	1,73	1,62	0,25	0,11	0,14	0,4	0,54	0,14	35,00
4E	1,66	1,41	2,19	1,94	0,25	0,25	0	0,33	0,55	0,22	66,67
5C	1,36	1,11	1,58	1,48	0,25	0,1	0,15	0,37	0,7	0,33	89,19
5E	1,6	1,42	1,56	1,29	0,18	0,27	-0,09	0,33	0,45	0,12	36,36
1G	1,28	1,15	1,24	1,17	0,13	0,07	0,06	0,23	0,39	0,16	69,57
2C	1,01	0,71	1,06	1,05	0,3	0,01	0,29	0,39	0,48	0,09	23,08
2F	1,26	1,07	1,1	1,01	0,19	0,09	0,1	0,29	0,42	0,13	44,83
2G	1,38	1,23	1,44	1,31	0,15	0,13	0,02	0,28	0,38	0,1	35,71
3B	1,26	1,11	1,48	1,25	0,15	0,23	-0,08	0,3	0,41	0,11	36,67
3G	1,32	1,25	1,42	1,19	0,07	0,23	-0,16	0,33	0,5	0,17	51,52
4C	1,77	1,66	2,32	2,28	0,11	0,04	0,07	0,5	0,85	0,35	70,00
4G	1,22	1,04	1,2	1,01	0,18	0,19	-0,01	0,26	0,35	0,09	34,62
5B	1,59	1,46	1,87	1,5	0,13	0,37	-0,24	0,25	0,4	0,15	60,00
5G	1,56	1,21	1,5	1,09	0,35	0,41	-0,06	0,3	0,47	0,17	56,67
1A	0,7	0,85	0,89	1,07	-0,15	-0,18	0,03	0,2	0,33	0,13	65,00
1E	1,14	1,07	1,12	1,05	0,07	0,07	0,00	0,21	0,32	0,11	52,38
2B	1,76	1,5	1,5	1,48	0,26	0,02	0,24	0,31	0,43	0,12	38,71
2E	1,62	1,42	1,4	1,31	0,2	0,09	0,11	0,34	0,45	0,11	32,35
2H	1,55	1,32	1,41	1,71	0,23	-0,3	0,53	0,32	0,45	0,13	40,63
3D	1,62	1,48	1,6	1,54	0,14	0,06	0,08	0,38	0,57	0,19	50,00
3H	1,22	1,09	1,3	1,01	0,13	0,29	-0,16	0,31	0,42	0,11	35,48
4F	1,08	0,97	1,08	0,85	0,11	0,23	-0,12	0,29	0,4	0,11	37,93
4H	1,16	0,93	1,2	0,85	0,23	0,35	-0,12	0,3	0,38	0,08	26,67
5D	1,35	1,05	1,53	1,25	0,3	0,28	0,02	0,38	0,44	0,06	15,79
M	1,34	1,17	1,40	1,27	0,17	0,13	0,035	0,31	0,46	0,15	52,09
DP	0,28	0,24	0,30	0,28	0,10	0,13	0,14	0,07	0,11	0,07	20,68

M: média; DP: desvio-padrão.

Transporte (em milímetro), nos terços cervical, médio e apical, por canal e grupo experimental.

	1/3 CERVICAL			1/3 MÉDIO			1/3 APICAL		
	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™
	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20
CMV	-0,04	0,32	-0,34	0,04	-0,2	0,03	0,02	0,06	0,17
	0,01	0,02	0,14	0,10	-0,04	0,28	0	-0,05	0,00
	0,34	0,14	-0,13	0,19	0,2	-0,03	0,14	-0,2	0,24
	0,16	0,12	0,08	0,04	0,02	-0,02	0,12	-0,08	-0,08
	0,22	0,1	0,21	-0,01	-0,02	-0,07	0,13	0,03	-0,01
	0,04	0,02	0,16	0,2	-0,06	0,09	0,14	-0,02	0,02
	-0,07	0,11	-0,27	0,08	0,24	0,15	0,08	0,18	0,19
	-0,04	-0,07	0,06	0,04	-0,04	0,1	0,13	-0,13	-0,19
	0,18	0,21	0,16	-0,02	0,2	0,00	0,1	-0,25	0,01
	0,05	0,16	-0,03	0,05	0,06	-0,02	-0,06	-0,06	0,18
CML	0,3	0,18	0,13	-0,16	-0,05	-0,07	0,02	0,06	0,03
	-0,21	-0,03	0,02	0,06	0,1	0,04	0,2	0,29	0,00
	0,06	-0,18	0,19	-0,02	0,03	-0,07	0,14	0,1	0,24
	-0,1	-0,06	-0,31	-0,19	-0,04	0,04	-0,14	0,02	0,11
	-0,11	-0,18	-0,23	0,01	0,1	-0,08	0,14	-0,08	0,53
	-0,1	0,04	0,2	0,01	0,05	0,11	0,1	-0,16	0,08
	-0,03	0,05	-0,23	0,21	0,2	-0,18	0,14	0,07	-0,16
	-0,21	-0,22	0,01	-0,06	-0,14	0,02	0	-0,01	-0,12
	0,07	-0,14	0,06	-0,02	0,09	-0,41	0,15	-0,24	-0,12
	0,14	-0,12	0,03	0,18	-0,02	-0,09	-0,09	-0,06	0,02

Aumento da área preparada (em %), nos terços cervical, médio e apical, por canal e grupo experimental.

	1/3 CERVICAL			1/3 MÉDIO			1/3 APICAL		
	ProTaper™ n = 20	ProFile™ n = 20	ProSystem GT™ n = 20	ProTaper™ n = 20	ProFile™ n = 20	ProSystem GT™ n = 20	ProTaper™ n = 20	ProFile™ n = 20	ProSystem GT™ n = 20
CMV	101,69	146,51	54,69	78,57	18,42	39,39	90,91	95,00	43,33
	147,22	146,30	148,08	48,00	33,33	60,00	53,33	28,21	52,38
	66,04	167,27	78,38	104,17	78,13	80,49	45,00	93,75	51,61
	124,00	150,00	73,24	51,35	67,86	82,35	34,29	25,00	68,18
	93,55	170,45	100,00	31,58	77,27	77,42	64,52	72,73	30,30
	163,16	146,43	153,85	24,32	50,94	60,00	37,50	57,14	20,00
	42,42	70,15	79,17	58,00	92,00	76,47	93,10	88,37	50,00
	164,81	140,91	56,04	28,13	90,91	71,43	54,29	58,33	14,71
	162,90	142,03	123,53	59,26	66,67	61,76	63,89	60,00	42,86
	125,00	112,50	103,30	42,50	11,43	51,11	58,82	56,67	84,62
CML	134,55	90,38	101,92	86,67	36,59	33,33	90,91	69,57	65,00
	173,33	141,67	104,35	88,00	48,72	76,92	61,29	23,08	52,38
	63,46	90,80	113,33	80,00	64,00	91,89	45,00	44,83	38,71
	71,79	154,90	127,45	54,72	100,00	42,86	41,18	35,71	32,35
	128,30	106,56	120,37	54,29	47,73	91,89	71,05	36,67	40,63
	139,34	164,15	173,33	7,55	21,13	36,67	22,22	51,52	50,00
	109,09	156,36	104,23	42,86	64,29	56,90	35,00	70,00	35,48
	145,31	68,13	102,47	29,09	41,67	77,50	66,67	34,62	37,93
	158,18	170,91	165,82	28,57	80,56	52,17	89,19	60,00	26,67
	174,32	129,79	41,53	54,05	42,86	30,00	36,36	56,67	15,79

Índice de centralização, nos terços cervical, médio e apical, por canal e grupo experimental.

	1/3 CERVICAL			1/3 MÉDIO			1/3 APICAL		
	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™	ProTaper™	ProFile™	ProSystem GT™
	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20	n = 20
CMV	0,80	0,09	0,15	0,43	0,17	0,50	0,78	0,54	0,55
	0,80	0,91	0,36	0,43	0,73	0,03	1,00	0,55	1,00
	0,11	0,13	0,48	0,05	0,17	0,88	0,18	0,41	0,08
	0,16	0,00	0,43	0,43	0,67	0,71	0,25	0,60	0,00
	0,05	0,55	0,50	0,95	0,83	0,42	0,19	0,80	0,92
	0,50	0,67	0,16	0,26	0,45	0,61	0,50	0,87	0,88
	0,50	0,52	0,18	0,72	0,29	0,44	0,38	0,51	0,34
	0,50	0,46	0,33	0,84	0,83	0,17	0,62	0,48	0,21
	0,22	0,19	0,16	0,33	0,18	1,00	0,47	0,29	0,89
CML	0,62	0,00	0,67	0,75	0,63	0,78	0,78	0,85	0,40
	0,09	0,05	0,62	0,16	0,71	0,59	0,78	0,54	0,83
	0,19	0,86	0,50	0,33	0,62	0,56	0,13	0,03	1,00
	0,54	0,44	0,58	0,71	0,83	0,73	0,18	0,47	0,08
	0,33	0,76	0,31	0,05	0,50	0,78	0,39	0,87	0,45
	0,31	0,25	0,08	0,95	0,62	0,60	0,36	0,65	0,77
	0,55	0,83	0,26	0,89	0,50	0,35	0,60	0,30	0,43
	0,70	0,83	0,30	0,43	0,26	0,42	0,44	0,36	0,45
	0,09	0,08	0,50	0,68	0,67	0,93	1,00	0,95	0,48
	0,30	0,33	0,82	0,82	0,47	0,13	0,40	0,35	0,66
	0,55	0,14	0,85	0,50	0,86	0,53	0,67	0,85	0,93

Trabalhos de pesquisa com tomografia computadorizada (TC) em Endodontia.

Referências	Objetivo	Amostra	Preparo Biomecânico	Tomógrafo (características)	Software	Parâmetros	Tempo para reconstrução 3D
TACHIBANA; MATSUMOTO (1990)	Aplicação da TC in vivo em Endodontia	3 pacientes do sexo ♂ (idades: 24, 28 e 37 anos)	Não realizado	SCT-2500T (Shimadzu, Kyoto, Japan)	COSMOZONE ZS (Nikon, Tokyo, Japan)	120 kV, 300 mA, resolução espacial de 0,6 mm, espessura de corte de 2 mm	Não relatado
NIELSEN et al. (1995)	Avaliar a microtomografia computadorizada na Endodontia.	4 primeiros molares superiores extraídos	Sistema Canal Master e Limas K-File	X-Ray Inspection Module (XIM, General Electric Company Aviation Component Service Center, Cincinnati, OH, USA)	Microtomografia computadorizada Magnetic Resonance X (MRX, General Electric Medical Systems, Schenectady, NY, USA)	470 Kv/p, resolução isotrópica de 127 µm	Sem relato
DOWKER et al. (1997)	Avaliar a microtomografia como ferramenta para avaliação in vitro do preparo biomecânico dos canais radiculares.	3 dentes	Não relatado	XMT System (X-Ray Inspection Module, General Electric Company Aviation Component Service Center, Cincinnati, Ohio, USA)	IDL (Research Systems, Inc., Colorado)	50 kV, 1,6 mA, 38,7µm	1,5 a 4 horas
BJØRNDAL et al. (1999)	Analisar a relação da morfologia interna e externa da raiz utilizando a análise de dimensão fractal e determinar a correlação das formas entre a superfície externa da raiz e do canal radicular, por meio da microtomografia computadorizada.	5 molares superiores permanentes (2 com rizogênese incompleta)	Não houve	Não relatado	Mvox (Anamedic, Copenhagen, Denmark)	Resolução isotrópica de 33 µm, espessura de corte de 100 ou 200 µm	Não relatado
RHODES et al. (1999)	Comparar 2 técnicas de preparo biomecânico em relação ao volume, área de superfície, transporte e tempo de preparo do canal radicular, utilizando a microtomografia computadorizada.	10 molares inferiores permanentes	NitiFlex ProFile Series 29.04	HF200M (Astrophysics Research, Cambridge, UK)	Global Lab Image e Sigma Scan (Data Translation Ltd., Berkshire, UK)	100 kV, resolução isotrópica de 0,081 mm, espessura de corte de 1 mm	3 horas

Trabalhos de pesquisa com tomografia computadorizada (TC) em Endodontia. (continuação)

Referências	Objetivo	Amostra	Preparo Biomecânico	Tomógrafo (características)	Software	Parâmetros	Tempo para reconstrução 3D
PETERS et al. (2000)	Determinar a precisão da reconstrução tridimensional de canais radiculares a partir da microtomografia computadorizada.	12 molares superiores (36 canais)	Não houve	Microtomografia Computadorizada μ CT-20 (Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland)	Não relatado	50 kV, resolução isotrópica de 34 μ m	4 a 6,5 horas para cada raiz.
RHODES et al. (2000)	Comparar 2 técnicas de preparo biomecânico em relação ao volume, área de superfície, transporte e tempo de preparo do canal radicular, utilizando a microtomografia computadorizada.	10 molares inferiores permanentes (2 com rizogênese incompleta)	NitiFlex, ProFile .04 Séries 29	HF200M (Astrophysics Research, Cambridge, UK)	Global Lab Image e Sigma Scan (Data Translation Ltd., Berkshire, UK)	100 kV, resolução isotrópica de 0,081 mm, espessura de corte de 1 mm	3 horas
BERGMANS et al. (2001)	Avaliar a instrumentação de canais utilizando TC	Um segundo molar inferior extraído	Sistema ProFile .04	Microtomografia Computadorizada SkyScan 1072 (SkyScan b.v.b.a., Aartselaar, Belgium)	T3D (Fortner, Research Systems, Boulder, CO, USA) Visualization Toolkit (VTK, Upper Saddle River, NJ, USA)	120,3 kV, resolução isotrópica de 30 μ A, magnificação de 13x, foco 10 μ m	3,5 h
PETERS et al. (2001a)	Comparar 3 técnicas de preparo biomecânico utilizando a microtomografia computadorizada.	6 molares superiores (18 canais)	Lima tipo K, Sistema Lightspeed, Sistema ProFile .04	Microtomografia Computadorizada μ CT-20 (Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland)	Não relatado	50 kV, resolução isotrópica de 34 μ m	4 a 6,5 horas para cada raiz
PETERS et al. (2001b)	Comparar 4 técnicas de preparo biomecânico utilizando a microtomografia computadorizada.	40 molares superiores (120 canais)	Lima NiTi tipo K, sistemas Lightspeed, ProFile .04, ProFile GT	Microtomografia Computadorizada μ CT-20 (Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland)	VGL Image Max 2.0 (Volume Graphics, Heidelberg, Germany), Quick-Time movies (Apple, Cupertino, CA, USA), Open VMS (DEC Compaq, Zürich, Switzerland)	60 kV, resolução isotrópica de 19,6 μ m	2 horas

Trabalhos de pesquisa com tomografia computadorizada (TC) em Endodontia. (continuação)

Referências	Objetivo	Amostra	Preparo Biomecânico	Tomógrafo (características)	Software	Parâmetros	Tempo para reconstrução 3D
HÜBSCHER et al. (2003)	<p>Avaliar o preparo biomecânico com o sistema Flexmaster utilizando a microtomografia computadorizada.</p>	11 molares superiores (33 canais)	Sistema FlexMaster	µCT-20 (Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland)	VGStudio Max 2.0 (Heidelberg, Germany), Quick-Time (Apple, Cupertino, CA, USA), Open VMS (DEC Compaq, Zürich, Switzerland)	60 kV, resolução isotrópica de 19,6 µm	Não relatado
PETERS et al. (2003a)	<p>Comparar o preparo biomecânico com o sistema ProTaper utilizando a microtomografia computadorizada.</p>	11 molares superiores (32 canais)	Sistema ProTaper	µCT-20 (Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland)	VGStudio Max 2.0 (Heidelberg, Germany), Quick-Time (Apple, Cupertino, CA, USA), Open VMS (DEC Compaq, Zürich, Switzerland)	60 kV, resolução isotrópica de 36 µm	Não relatado
PAQUÉ et al. (2005)	<p>Avaliar o preparo biomecânico com o sistema EndoEze-AET, utilizando a microtomografia computadorizada</p>	23 molares superiores	sistema EndoEze-AET	µCT-20 (Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland)	VGStudio Max 2.0 (Heidelberg, Germany), Quick-Time (Apple, Cupertino, CA, USA), Open VMS (DEC Compaq, Zürich, Switzerland)	60 kV, resolução isotrópica de 36 µm	Não relatado
TAŞDEMİR et al. (2005)	<p>Avaliar o transporte de canais radiculares por tomografia computadorizada</p>	20 canais méso-vestibulares de molares inferiores com ângulos de curvatura de 25 a 35°	Limas tipo K sistema Hero 642	Tomografia Espiral: Toshiba-002A (Toshiba, Tochigi-Ken, Japan)	Sem relato	Resolução de 1 mm	Não relatado

Resultados e conclusões dos trabalhos de pesquisa com tomografia computadorizada (TC) em Endodontia.

Referências	Resultados	Conclusões
TACHIBANA, MATSUMOTO (1990)	Avaliados 10 a 12 cortes por dente quanto ao número e localização de raízes, configuração do canal e presença de material obturador.	Foram consideradas como vantagens a visualização de estruturas impossíveis de serem vistas na radiografia convencional, a reprodução 3D dos canais radiculares e dentes e como desvantagens a alta dose de radiação, o tempo de escaneamento, o custo, o tamanho do aparelho e a resolução inadequada para detalhamento de pequenas áreas ou quando da presença de objeto metálico.
NIELSEN et al.	Reconstrução tridimensional da anatomia interna e externa; cálculo do volume, da área de superfície e do transporte do canal, antes e após instrumentação, à 1,5 e 3 mm acima do ápice.	A microtomografia computadorizada é uma ferramenta inovadora para pesquisa endodôntica, resultando em uma técnica não-invasiva de investigação e de extrema importância como recurso didático.
DOWKER et al. (1997)	Avaliação qualitativa de canais radiculares antes e após instrumentação e obturação.	A JTC pode nunca ser usada como ferramenta de diagnóstico na prática clínica, contudo, tem alta relevância quando considerada sua aplicação na pesquisa e ensino da Endodontia. Além disto, pode ajudar no entendimento de tratamentos que falharam por motivos não determinados e que resultaram na exodontia do elemento.
BJØRNDAL et al. (1999)	Correlação entre as formas das superfícies da raiz e do canal radicular.	Houve uma alta correlação entre o número, posição e seção transversal dos canais radiculares e o número, posição e grau de presença de elementos envolvidos na constituição radicular, além da alta correlação entre o formato dos canais e os demais componentes radiculares ($r=0,9$). Os autores sugeriram o uso desta tecnologia durante o estágio pré-clínico de estudantes.
RHODES et al. (1999)	Volume, área de superfície, transporte e tempo de preparo do canal radicular. A avaliação foi realizada em 2, 3, 4, 5, 6 e 7,5 mm a partir do ápice.	Não houve diferença estatística entre as técnicas avaliadas em nenhuma das variáveis estudadas
PETERS et al. (2000)	Volume, área de superfície, espessura e curvatura	Foi demonstrado um modelo de detalhamento tridimensional do sistema de canais radiculares por meio da tomografia computadorizada de alta resolução. Os índices e variáveis obtidas no estudo poderiam servir para a análise da anatomia radicular interna em Endodontia experimental.
RHODES et al. (2000)	Volume, área de superfície, transporte e tempo de preparo do canal radicular. A avaliação foi realizada em 2, 3, 4, 5, 6 e 7,5 mm a partir do ápice.	Não houve diferença estatística entre as técnicas avaliadas em nenhuma das variáveis estudadas
BERGMANS et al. (2001)	Avaliação qualitativa (reconstrução 3D); volume dos canais antes e após o preparo; volume de dentina removida; grau de transporte em 5 diferentes níveis.	A metodologia descrita mostrou-se adequada e precisa na avaliação quantitativa da instrumentação de canais radiculares tridimensionalmente e com alta resolução.

Resultados e conclusões dos trabalhos de pesquisa com tomografia computadorizada (TC) em Endodontia. (continuação).

Referências	Resultados	Conclusões
PETERS et al. (2001a)	Volume, área de superfície e transporte dos canais	As variações geométricas dos canais radiculares ocorreram mais devido à anatomia do canal radicular do que propriamente à técnica ou instrumento utilizado.
PETERS et al. (2001b)	Volume, área de superfície e transporte dos canais	Houve pouca diferença significativa entre os grupos avaliados. A anatomia do canal foi o fator de variação com maior influência no resultado entre os grupos.
HÜBSCHER et al. (2003)	Volume, área de superfície e transporte dos canais	O sistema FlexMaster foi efetivo na instrumentação de canais curvos e estreitos de molares superiores com batente apical definido em 40 (canais méseo e disto-vestibular) e 45 (canal palatino). Um pequeno grau de transporte apical foi evidenciado sem, contudo, estar relacionado à condição anatômica prévia (mais ou menos constricto) e nem ao terço estudado.
PETERS et al. (2003a)	Volume, área de superfície e transporte dos canais	O sistema Pro Taper foi efetivo na instrumentação de canais curvos e estreitos de molares superiores com batente apical definido 30 (instrumento F3). Um pequeno grau de transporte apical foi evidenciado sem, contudo, estar relacionado à condição anatômica prévia (mais ou menos constricto) e nem ao terço estudado. Canais amplos, contudo, foram menos bem preparados sugerindo que estes instrumentos teriam indicação mais precisa para canais atreziados e/ou curvos.
PAQUÉ et al. (2005)	Aumento significativo do volume e área de superfície em todos os canais, sendo observados erros grosseiros em 17 canais e tendência de reificação em todos eles. O diâmetro médio do canal, a 5 mm do ápice, aumentou de 0,31 a 0,52 mm, 0,35 a 0,50 mm e 0,50 a 0,70 mm para os canais méseo-vestibular, disto-vestibular e palatino, respectivamente. O transporte médio dos canais foi de 0,15 a 0,29 mm, 0,15 a 0,27 mm e 0,21 a 0,33 mm para os terços apical, médio e coronário, respectivamente.	O sistema Endo-Eze apresentou significativo transporte, principalmente nos canais méseo-vestibulares, removendo um grande volume de dentina, não havendo indicação para o uso deste sistema em canais curvos.
TAŞDEMİR et al. (2005)	Transporte do canal antes e após instrumentação em quatro níveis: 1 e 3 mm acima do ápice; 3 mm da embocadura do canal. A seção adicional foi realizada no terço médio, na metade da distância entre o nível apical e coronário previamente determinados.	O sistema rotatório Hero 642 demonstrou melhor capacidade de manutenção do eixo central do canal em relação à instrumentação manual.

Trabalhos de avaliação da modelagem de canais com o sistema ProTaper™.

Referências	Método	Resultados
BERGMANS et al. (2003)	Dente extraído	O design do sistema ProTaper sofreu menor influência do ângulo de curvatura do que o K3, mantendo-se bem centralizado na região apical, contudo, tendendo a transportar em direção à furca, na região cervical.
PETERS et al. (2003a)	Dente extraído	Em média, o diâmetro nos 5 mm apicais do canal aumentou de 0,38 para 0,65mm, nos canais méso-vestibulares, de 0,42 para 0,66mm nos disto-vestibulares e de 0,57 para 0,79mm nos palatinos. O transporte apical variou de 0,02 a 0,40mm e, em canais amplos, houve maior quantidade de superfícies não instrumentadas.
YUN; KIM (2003)	Canal simulado	Embora o sistema ProTaper tenha instrumentado os canais mais rapidamente, eles também foram os que apresentaram maior índice de deformações.
CALBERSON et al. (2004)	Canal simulado	Os autores concluíram que o sistema ProTaper produziu canais com boa conicidade, contudo, o uso dos instrumentos F2 e F3 produziram alterações significativas que, em canais curvos, poderiam levar a uma excessiva remoção de material na porção interna da curvatura, criando zonas de perigo.
IQBAL et al. (2004)	Dente extraído	Os sistemas ProFile Series 29 e ProTaper foram similares em relação ao preparo de canais radiculares com mínimo transporte e perda do comprimento de trabalho.
SCHÄFER; VLASSIS (2004)	Canal simulado	Os sistemas ProTaper e RaCe permitiram o preparo de canais curvos de forma rápida e relativamente segura sendo que, o último permitiu melhor manutenção da curvatura original do canal.
VELTRI et al. (2004)	Dente extraído	Apesar de dois instrumentos fraturados nos grupos ProTaper e ProFile GT, ambos foram capazes de promover um preparo adequado com mínima tendência de transporte.
GUELZOW et al. (2005)	Dente extraído	Os sistemas rotatórios permitiram preparos bem centralizados e rápidos, sendo que o sistema ProTaper apresentou canais mais regulares em termos de diâmetro.
PAQUÉ et al. (2005a)	Dente extraído	Os sistemas ProTaper e RaCe apresentaram ótima capacidade de centralização e segurança de uso, contudo, nenhum foi capaz de remover completamente debris e smear layer.
YOSHIMINE et al. (2005)	Canal simulado	O sistema ProTaper apresentou maior tendência de alargamento, desvio ou formação de zip no terço apical.

Trabalhos de avaliação da modelagem de canais com o sistema ProFile™.

Referências	Método	Resultados
KUM et al. (2000)	Canal simulado	Não houve diferença em relação ao tempo de preparo, alterações no comprimento de trabalho e incidência de erros e que a combinação de limas ProFile .06 e Orifice Shapers, ou ProFile GT, melhorou a conicidade do canal e não aumentou a incidência de alterações.
RHODES et al. (2000)	Dente extraído	Os sistemas ProFile .04 e limas manuais de NITI produziram canais bem centralizados e cônicos, não havendo diferença quanto ao transporte, volume de material excisado e tempo de preparo.
PARK (2001)	Canal simulado	Os sistemas rotatórios ProFile .06 e ProFile GT produziram canais mais cônicos e amplos, com mínimo transporte.
PETERS et al. (2001a)	Dente extraído	Os sistemas Lightspeed e ProFile .04 não apresentaram diferença quanto ao volume de dentina excisada e ao transporte do canal, sendo que a anatomia do canal teve mais influência no resultado pós-instrumentação do que o tipo de técnica.
PETERS et al. (2001b)	Dente extraído	Foi observada pouca diferença entre os quatro sistemas testados, mas foi possível visualizar grandes variações na anatomia do canal original.
CHEN; MESSER (2002)	Dente extraído	O alargamento apical com o sistema Lightspeed promoveu melhor resultado que com os instrumentos ProFile.
RÖDIG et al. (2002)	Dente extraído	A ausência de preparo das superfícies vestibular e lingual dos canais radiculares ovais foi devida às características morfológicas dos instrumentos.
VERSÜMER et al. (2002)	Dente extraído	O tempo médio de preparo foi menor com o sistema ProFile .04. Não houve diferença quanto à limpeza entre os grupos, nos diferentes terços.
AYAR; LOVE (2004)	Canal simulado	Os sistemas K3 e ProFile prepararam os canais simulados de forma adequada e com mínimo transporte.
GONZÁLES-RODRÍGUES; FERRER-LUQUE (2004)	Dente extraído	Os canais preparados com o sistema Hero 642 apresentaram maior número de alterações que o ProFile e K3 Endo.

Trabalhos de avaliação da modelagem de canais com o sistema ProSystem GT™.

Referências	Método	Resultados
KUM et al. (2000)	Canal simulado	Não houve diferença em relação ao tempo de preparo, alterações no comprimento de trabalho e incidência de erros e que a combinação de limas ProFile .06 e Orifice Shapers, ou ProFile GT, melhorou a concidade do canal e não aumentou a incidência de alterações.
GLUSKIN et al. (2001)	Dente extraído	O sistema ProFile GT permitiu alunos de graduação preparar canais curvos com menos transporte, maior conservação de estrutura e maior velocidade.
PARK (2001)	Canal simulado	Os sistemas rotatórios ProFile p.06 e ProFile GT reduziram canais mais cônicos e amplos, com mínimo transporte.
PETERS et al. (2001b)	Dente extraído	Canais mais arredondados e um aumento no volume e área de superfície instrumentada em todos os grupos
BERGMANS et al. (2002)	Dente extraído	Os sistemas ProFile GT e Lightspeed mostraram tendências à retificação do canal, contudo, com pequenos valores absolutos de transporte, apesar do ProFile GT ter removido mais dentina nos terços médio e apical.
CALBERSON et al. (2002)	Canal simulado	O comprimento da porção reta do canal influenciou mais a direção do transporte que o ângulo da curvatura e que, em curvaturas de 60°, houve alta incidência de deformidades nos instrumentos, principalmente com concidade 04.
DAVIS et al. (2002)	Dente extraído	a menor alteração do comprimento de trabalho foi observada quando se combinou limas de aço inox e brocas Gates Glidden, sendo que, nos canais instrumentados com limas GT, houve pouca diferença na mensuração do comprimento de trabalho antes e após a instrumentação.
IQBAL et al. (2003)	Dente extraído	Não houve diferença no transporte ou manutenção comprimento de trabalho entre os grupos ProFile Series 29 .06 e ProFile GT.
YUN; KIM (2003)	Canal simulado	Apresentou tempo de preparo maior que o sistema ProTaper, contudo, menor número de alterações do canal.
SONG et al. (2004)	Dente extraído	Houve diferença a nível apical onde o transporte e a dentina removida foram menores nos grupos ProFile GT e Niiflex que com limas de aço inox. Contudo, as limas de NiTi apresentaram melhor capacidade de centralização e menor transporte em canais curvos.
VELTRI et al. (2004)	Dente extraído	Apesar de dois instrumentos fraturados nos grupos ProTaper e ProFile GT, ambos foram capazes de promover um preparo adequado com mínima tendência de transporte.
GUELZOW et al. (2005)	Dente extraído	Os sistemas rotatórios permitiram preparos bem centralizados e rápidos, sendo que o sistema ProTaper apresentou canais mais regulares em termos de diâmetro.

Tempo de preparo resultante do preparo de canais com instrumentos rotatórios de NiTi

Referências	Sistemas	Amostra	Método	Resultados
THOMPSON; DUMMER (1997a)	NT Engine, McXIM	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo médio: 6,01 min. O formato do canal teve influência sobre o tempo de preparo.
THOMPSON; DUMMER (1997c)	Lightspeed	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo médio: 8,12 min. O formato do canal teve influência sobre o tempo de preparo.
THOMPSON; DUMMER (1997e)	Profile Series 29 .04	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	O tempo de preparo não sofreu influência do tipo do canal
SHORT et al. (1997)	Lightspeed, McXIM, Profile Series 29 .04, Flex R	60 canais mesiais de molares inferiores	Sistema de muía	Tempo (segundos) Lightspeed (292±48), McXIM, (272±32) Profile Series 29 .04 (263±77), Flex R (430±99).
THOMPSON; DUMMER (1998a)	MITY Roto 360, Naviflex	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Mity Roto 360: 5,99 min.; Naviflex: 5,81 min. O tempo de preparo não sofreu influência do tipo do canal
THOMPSON; DUMMER (1998c)	Quantec Series 2000	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo médio: 5,7 minutos e foi significativamente influenciado pelo tipo do canal.
BRYANT et al. (1999)	ProFile .04	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo médio: 5,2 min. O formato do canal não teve influência sobre o tempo de preparo.
GRIFFITHS et al. (2000)	Quantec LX	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo médio: 4,7 min. O formato do canal não teve influência sobre o tempo de preparo.
KUM et al. (2000)	ProFile .04 .06, ProFile GT e manual	48 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo (segundos): ProFile .04 (375 ± 27,7); ProFile .04 e .06 (402 ± 23,6); ProFile GT (389 ± 14,7); manual (787 ± 43,8)
RHODES et al. (2000)	ProFile.04, NITiflex	30 canais de 10 molares inferiores	Microtomografia Computadorizada	Tempo: ProFile .04 (15 min e 9 seg); NITiflex (17 min e 7 seg)

Tempo de preparo resultante do preparo de canais com instrumentos rotatórios de NiTi (Continuação).

Referências	Sistemas	Amostra	Método	Resultados
THOMPSON; DUMMER (2000)	Hero 642	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo médio: 8,6 minutos e foi significativamente influenciado pelo tipo do canal.
GLUSKIN et al. (2001)	ProFile GT, manual	54 raízes mesiais de molares inferiores	Tomografia computadorizada	Tempo (minutos): GT (5,9 ± 3,1); manual (23,2 ± 9).
GRIFFITHS et al. (2001)	Quantec SC	40 canais simulados com 4 raios e ângulos de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	O tempo médio de preparo dos canais de 12 mm com 40 graus (3,52 minutos) foi menor que os de 8 mm (3,77 minutos) até lima 10
HÜLSMANN et al. (2001)	Hero 642, Quantec SC	50 canais de molares inferiores	Sistema de mufia	O tempo médio de preparo foi menor com o sistema Hero 642 (62 s.) que com o Quantec SC (117 s.)
IMURA et al. (2001)	Profile Series 29_04, Pow-R, Flex-R	72 raízes mesiais de molares inferiores	Sistema de mufia	Tempo (seg): curvatura leve : Pow-R (578,42) ProFile (473,33); moderada = Pow-R (490,58) ProFile (462,08); NITI < Manual
SCHÄFER (2001)	Hero 642, manual	48 canais simulados com 28 e 35 graus	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo (min): 28° (Hero: 8 ± 1,71; manual: 11,22 ± 1,20); 35° (Hero: 12,95 ± 3,12; manual: 13,5 ± 1,54)
SZEP et al. (2001)	ProFile_04 + técnicas manuais	80 canais simulados com 36 graus de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo: ProFile_04 (6,55 ± 0,66)
HATA et al. (2002)	ProFile GT, ProFile Series 29_04_06, Flex-R	160 canais simulados com 20 e 30 graus de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo (seg) 20° : .04 (600,15) ,.04+.06 (292,45), GT (279,6), Flex-R (406,8); 30° :.04 (296,95) ,.04+.06 (325,6), GT (251,7) Flex-R (439,25)
RÖDIG et al. (2002)	Lightspeed, ProFile_04, Quantec SC	20 canais distais de molares inferiores	Sistema de Mufia	ProFile_04 (261,2 seg), Quantec SC (272,4 seg), Lightspeed (338,9 seg)
SCHÄFER; LOHMANN (2002)	FlexMaster, K-Flexofile	48 canais simulados com 28 e 35 graus	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo (minutos) 28° = Flexmaster (4,73+0,54) K-Flex (5,39+0,46); 35° = Flexmaster (4,55+0,43); K-Flex (5,63+0,72)
VERSÜMER et al. (2002)	ProFile_04, Lightspeed	50 molares inferiores	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo (seg): Lightspeed (270,9 seg) Profile_04 (190,1)
HÜLSMANN et al. (2003a)	Flexmaster, Hero 642	50 molares inferiores extraídos, com curvaturas de 20 a 40 graus	Sistema de mufia	Menor tempo médio de preparo com o sistema Hero (66seg) que com o FlexMaster (71,1 seg)
HÜLSMANN et al. (2003b)	Lightspeed, Quantec SC	50 molares inferiores extraídos, com curvaturas de 20 a 40 graus	Sistema de mufia	Tempo médio de preparo similar entre os sistemas (Quantec: 161 seg; Lightspeed: 155 seg)

Tempo de preparo resultante do preparo de canais com instrumentos rotatórios de NiTi (Continuação).

Referências	Sistemas	Amostra	Método	Resultados
MESGOUJZ et al. (2003)	ProFile .04 .06	100 canais simulados: 4 operadores com e sem experiência	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo médio: 2 min e 42 seg. Houve diferença significativa entre operadores experientes e inexperientes.
SCHÄFER; FLOREK (2003)	K3 Endo, K-Flexofile	48 canais simulados com 28 e 35 graus de curvatura	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo (minutos) canal com 28 graus = K3 (6.92±0.51) K-Flex (13.34±1.24); 35 graus = K3 (6.49±0.81); K-Flex (13.43±1.09)
SCHÄFER; SCHLINGEMANN (2003)	K3 Endo, K-Flexifile	60 canais de molares com curvaturas entre 25 e 35 graus	Sobreposição de imagem radiográfica pré e pós-operatória	Tempo (minutos) = K3 (7.21±1.62) K-Flex (7.62±1.18)
SONNTAG et al. (2003)	FlexMaster, Manual de NiTi	600 canais simulados preparados por 30 estudantes	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	FlexMaster (8 minutos) / Manual (13 minutos)
WEIGER et al. (2003)	FlexMaster, Lightspeed, NiTiflex	136 canais de molares superiores e inferiores	Sistema de mufla e sobreposição de imagem radiográfica	Tempo (minutos): FlexMaster (14), Lightspeed (16) manual (26)
YUN; KIM (2003)	ProTaper, GT, ProFile, Quantec	48 canais simulados	Impressão em silicone e sobreposição de imagem	O grupo ProTaper foi mais rápido (34 seg). Quantec (48 seg) ProFile e GT (50 seg)
SCHÄFER; VLASSIS (2004)	ProTaper, RaCe	48 canais simulados	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo (minutos) canal com 28 graus = PT (5.75±0.40) Race (4.59±0.70); 35 graus = PT (6.30±0.36); Race (5.52±0.54)
PAQUÉ et al. (2005a)	ProTaper, RaCe	50 canais de raízes mesiais de molares inferiores	Sistema de Mufla	ProTaper (90.9 seg); RaCe (137.6 seg)
RANGEL et al. (2005)	RaCe	40 canais simulados	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória	Tempo médio: 1,36 min
SCHÄFER et al. (2005)	FlexMaster	40 canais simulados, de 28 e 35 graus, e 60 canais de dentes extraídos	Sobreposição de imagem pré e pós-operatória (diferentes motores)	ADVANCE 28° (9.61±0.71) 35° (8.80±0.56); SIRO 28° (10.58 ± 1,04) 35° (10.59±1.1) IT 28° (5.7±0.57) 35° (6.17±0.78)

Tempo de preparo biomecânico com sistemas rotatórios, utilizando diferentes metodologias, em segundos.

Sistema	Tempo (segundos)	Referências
FlexMaster™	273 ± 25,8	SCHÄFER; LOHMANN (2002)
	71,1	HÜLSMANN et al. (2003a)
	840	WEIGER et al. (2003)
	576,6 ± 42,6	SCHÄFER et al. (2005)
	634,8 ± 62,4	SCHÄFER et al. (2005)
Hero 642™	528 ± 33,6	SCHÄFER et al. (2005)
	516	THOMPSON; DUMMER (2000a)
	52	HÜLSMANN et al. (2001)
	480 ± 102,6	SCHÄFER (2001)
	777 ± 187,2	SCHÄFER (2001)
K3 Endo™	66	HÜLSMANN et al. (2003a)
	415,2 ± 30,6	SCHÄFER; FLOREK (2003)
	389,4 ± 48,6	SCHÄFER; FLOREK (2003)
Lightspeed™	432,6 ± 97,2	SCHÄFER; SCHLINGEMANN (2003)
	487,2	THOMPSON; DUMMER (1997c)
	292±48	SHORT et al. (1997)
	338,9	RÖDIG et al. (2002)
	140	VERSÜMER et al. (2002)
McXIM™	161	HÜLSMANN et al. (2003b)
	960	WEIGER et al. (2003)
NT Engine™	360,6	THOMPSON; DUMMER (1997a)
NT Engine™	359,4	THOMPSON; DUMMER (1998a)
NT Engine™	348,6	THOMPSON; DUMMER (1998a)
NT Engine™	360,6	THOMPSON; DUMMER (1997a)
Pow-R™	578,42	IMURA et al. (2001)
	490,58	IMURA et al. (2001)
ProFile™, ProSystem GT™	389 ± 14,7	KUM et al. (2000)
	354 ± 186	GLUSKIN et al. (2001)
	279,6	HATA et al. (2002)
	251,7	HATA et al. (2002)
	50	YUN; KIM (2003)
ProFile™ .04	312	BRYANT et al. (1999)
	375 ± 27,7	KUM et al. (2000)
	909	RHODES et al. (2000)
	393 ± 39,6	SZEP et al. (2001)
	500,15	HATA et al. (2002)
	296,95	HATA et al. (2002)
	261,2	RÖDIG et al. (2002)
	105	VERSÜMER et al. (2002)
ProFile™ .04 e .06	402 ± 23,6	KUM et al. (2000)
	292,45	HATA et al. (2002)
	325,6	HATA et al. (2002)
	102	MESGOUEZ et al. (2003)
ProFile Series 29 .04™	50	YUN; KIM (2003)
	263±77	SHORT et al. (1997)
	473,33	IMURA et al. (2001)
ProTaper™	462,08	IMURA et al. (2001)
	34	YUN; KIM (2003)
	345 ± 24	SCHÄFER; VLASSIS (2004)
Quantec 2000™	90,9	PAQUÉ et al. (2005a)
	342	THOMPSON; DUMMER (1998c)
Quantec LX™	282	GRIFFITHS et al. (2000)
Quantec SC™	211,2	GRIFFITHS et al. (2001)
	226,2	GRIFFITHS et al. (2001)
	117	HÜLSMANN et al. (2001)
	272,4	RÖDIG et al. (2002)
	161	HÜLSMANN et al. (2003b)
	48	YUN; KIM (2003)
RaCe™	275,4 ± 42	SCHÄFER; VLASSIS (2004)
	137,6	PAQUÉ et al. (2005a)
	81,6	RANGEL et al. (2005)

Resultados dos experimentos de Cardiff com instrumentos rotatórios.

REFERÊNCIAS	SISTEMAS	RESULTADOS
THOMPSON; DUMMER (1997a, 1997b)	NT Engine McXIM	Mínima alteração no comprimento de trabalho, boa conicidade, mínimo transporte.
THOMPSON; DUMMER (1997c, 1997d)	Lightspeed	Rapidez, sem fratura, deformações, bloqueios, mínima alteração no comprimento de trabalho, mínimo transporte, boa conicidade.
THOMPSON; DUMMER (1997e, 1997f)	ProFile Series 29	Leve retificação do canal, alguns <i>zips</i> , sem fratura, 52 instrumentos deformados.
THOMPSON; DUMMER (1998a, 1998b)	Mity Naviflex	Nenhuma diferença entre os grupos. Leve retificação, muitos degraus, conicidade inadequada.
BRYANT et al. (1999)	ProFile .04 e .06	Adequada conicidade com pequena retificação, sem fratura, com rapidez.
GRIFFITHS et al. (2000)	Quantec LX	Tendência de remoção de maior quantidade de material na superfície externa da curvatura, sem alteração do forame (<i>outer widening</i>), em 55 a 80% da amostra.
THOMPSON; DUMMER (2000a, 2000b)	Hero 642	Preparo com rapidez, duas fraturas, conicidade inadequada, poucos acidentes operatórios.
GRIFFITHS et al. (2001)	Quantec SC	Alterações severas dos canais após o instrumento 7, remoção de maior quantidade de material na superfície externa da curvatura, sem alteração do forame (<i>outer widening</i>).

Resultados dos experimentos de Göttingen com instrumentos rotatórios.

REFERÊNCIAS	SISTEMAS	RESULTADOS
HÜLSMANN et al. (2001)	Quantec SC Hero 642	Nenhuma diferença entre os grupos. Pequeno transporte. Grau de retificação médio de 2,3° para o Quantec SC e de 1,6° para o Hero 642.
RÖDIG et al. (2002)	Lightspeed ProFile .04	Ausência de preparo nas paredes vestibular e lingual da raiz distal. A remoção de debris foi melhor nos grupos Quantec SC, ProFile .04 e Lightspeed, respectivamente. 2 fraturas no grupo Lightspeed, 2 bloqueios apicais no Quantec SC, não houve diferença no tempo médio de preparo.
VERSÜMER et al. (2002)	Quantec SC ProFile .04	Não houve diferença. Transporte ausente ou de pequeno grau.
HÜLSMANN et al. (2003a)	Lightspeed Flex Master	Não houve diferença. Transporte ausente ou de pequeno grau.
HÜLSMANN et al. (2003b)	Hero	Não houve diferença. Transporte ausente ou de pequeno grau.
PAQUÉ et al. (2005a)	Lightspeed Quantec SC RaCe ProTaper	O tempo de preparo menor para o grupo ProTaper. Ambos apresentaram ótima capacidade de centralização, com segurança.

Resultados dos experimentos de Münster com instrumentos rotatórios.

REFERÊNCIAS	SISTEMAS	RESULTADOS
SCHÄFER (2001)	Hero 642	Transporte mínimo. Sistema Hero superior à K-Flexofile. Fratura de três instrumentos Hero.
SCHÄFER; LOHMANN (2002)	K-Flexofiles FlexMaster	Transporte mínimo. Sistema FlexMaster superior à K-Flexofile. Fratura de dois instrumentos FlexMaster.
SCHÄFER; FLOREK (2003)	K-Flexofile K3 Endo	Preparos mais rápidos e mais cônicos no grupo K3 Endo. Onze instrumentos fraturados no grupo K3 Endo.
SCHÄFER; SCHLINGEMANN (2003)	K-Flexofile K3 Endo	Preparos mais rápidos e mais cônicos no grupo K3 Endo. Cinco instrumentos fraturados no grupo K3 Endo.
SCHÄFER; VLASSIS (2004)	K-Flexofile ProTaper RaCe	O grupo RaCe foi superior ao ProTaper nos critérios avaliados. Três instrumentos fraturados no grupo RaCe e dois ProTaper.

Resultados dos experimentos de Zürich com instrumentos rotatórios.

REFERÊNCIAS	SISTEMAS	RESULTADOS
PETERS et al. (2000)	Não definida	Avaliação da microtomografia como ferramenta de pesquisa em Endodontia.
PETERS et al. (2001a, 2001b)	Lightspeed K-File (NiTi) ProFile .04 ProFile GT	Sistemas rotatórios superiores à instrumentação manual. Mínimo transporte nos grupos rotatórios. Todos os grupos apresentaram 35% ou mais da área de superfície do canal sem ser tocada.
HÜBSCHER et al. (2003)	FlexMaster	Mínimo transporte. O transporte apical variou de 0,01 a 0,29mm
PETERS et al. (2003a)	ProTaper	Mínimo transporte. O transporte apical variou de 0,02 a 0,40mm e, em canais amplos, houve maior quantidade de superfícies não instrumentadas.
PAQUÉ et al. (2005b)	Endo-Eze AET	Transporte significativo, principalmente nos canais méso-vestibulares; remoção de grande volume de dentina, não sendo indicado para uso em canais curvos.

Volume médio (em mm³) de canais de molares superiores preparados com diferentes sistemas rotatórios, por microtomografia computadorizada.

Referências	Sistemas	<i>n</i>	CP	CDV	CMV	Todos
PETERS et al. (2001a)	Lightspeed K-File (NiTi) ProFile .04 ProFile GT	18	1,05 ± 0,54	1,74 ± 0,66	2,02 ± 0,57	1,61 ± 0,70
PETERS et al. (2001b)	Lightspeed K-File (NiTi) ProFile .04 ProFile GT	120	1,72 ± 0,87	2,21 ± 0,85	2,08 ± 0,88	2,01 ± 0,89
HÜBSCHER et al. (2003)	FlexMaster	11	0,82 ± 0,43	0,88 ± 0,21	1,25 ± 0,33	2,33 ± 0,32
PETERS et al. (2003 ^a)	ProTaper	11	1,40 ± 1,11	1,74 ± 1,15	1,56 ± 0,65	2,94 ± 0,97
PAQUÉ et al. (2005b)	Endo-Eze AET	69	2,15 ± 1,05	1,55 ± 0,58	1,42 ± 0,93	1,71 ± 0,85

CP: canal palatino; CDV: canal disto-vestibular; CMV: canal méso-vestibular

Área de superfície (em mm²) de canais de molares superiores preparados com diferentes sistemas rotatórios, por microtomografia computadorizada.

Referências	Sistemas	<i>n</i>	CP	CDV	CMV	Todos
PETERS et al. (2001a)	Lightspeed K-File (NiTi) ProFile .04 ProFile GT	18	2,37 ± 1,71	5,53 ± 2,18	4,53 ± 3,03	4,16 ± 2,63
PETERS et al. (2001b)	Lightspeed K-File (NiTi) ProFile .04 ProFile GT	120	2,82 ± 2,46	7,25 ± 3,06	5,65 ± 3,08	5,30 ± 3,39
HÜBSCHER et al. (2003)	FlexMaster	11	2,71 ± 2,70	3,23 ± 1,30	3,43 ± 1,52	16,91 ± 1,84
PETERS et al. (2003a)	ProTaper	11	2,77 ± 3,41	4,96 ± 4,14	3,96 ± 2,29	24,15 ± 3,28
PAQUÉ et al. (2005b)	Endo-Eze AET	69	7,16 ± 3,51	6,01 ± 2,43	2,60 ± 1,94	5,26 ± 2,63

CP: canal palatino; CDV: canal disto-vestibular; CMV: canal méso-vestibular



Anexo

