

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

HUGO RICARDO CROTI

**ANÁLISE RADIOGRÁFICA DA MODELAGEM DE CANAIS  
RADICULARES OVALADOS REALIZADA COM SISTEMAS  
ROTATÓRIOS DE NÍQUEL -TITÂNIO**

ARARAQUARA  
2008

HUGO RICARDO CROTI

**ANÁLISE RADIOGRÁFICA DA MODELAGEM DE CANAIS  
RADICULARES OVALADOS REALIZADA COM SISTEMAS  
ROTATÓRIOS DE NÍQUEL -TITÂNIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Endodontia, da Faculdade de Odontologia Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Endodontia

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Gonçalves

ARARAQUARA

2008

**HUGO RICARDO CROTI**

**ANÁLISE RADIOGRÁFICA DA MODELAGEM DE CANAIS  
RADICULARES OVALADOS REALIZADA COM SISTEMAS  
ROTATÓRIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO**

**COMISSÃO JULGADORA**

**DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE**

**PRESIDENTE E ORIENTADOR    PROF. DR. MARCELO GONÇALVES**

**2º EXAMINADOR                    PROF. DR. MÁRIO TANOMARU FILHO**

**3º EXAMINADOR    PROF. DR. CARLOS ALBERTO HERRERO DE MORAIS**

## **DADOS CURRICULARES**

NASCIMENTO 08/12/1977

FILIAÇÃO João Altair Croti

Marlene Stefanuto Croti

1997/2002 Graduação em Odontologia pela Universidade Estadual de Londrina

2004/2005 Especialização em Endodontia pela Associação Brasileira de Odontologia – Secção Paraná – Regional Maringá

2006/2008 Mestrado em Endodontia pela Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista

*Dedico este trabalho à minha esposa Daniela.*

*Seu respeito e empenho pela concretização de meus ideais a tornou o pilar maior de minhas conquistas profissionais e pessoais.*

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais, João (*in memoriam*) e Marlene, por terem sustentado como objetivo de vida a formação acadêmica de seus filhos.

Ao Prof. Dr. Marcelo Gonçalves pelo suporte científico e institucional, bases da sua competente orientação.

Ao Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho e à Profa. Dra. Juliane Maria Guerreiro Tanomaru pelo constante incentivo à pesquisa e irrestrito apoio em minha inserção e aprendizado na convivência com o meio acadêmico. Agradeço, em especial, pelo período de estágio de docência vivenciado no Setor de Emergência da Faculdade de Odontologia de Araraquara, que contribuiu enormemente para minha formação profissional.

Ao Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho por suas importantes sugestões durante a elaboração deste projeto de pesquisa. Também por sua acessibilidade franca e respeitosa como docente.

Aos companheiros do programa de Mestrado em Endodontia, Adriana Simionatto Guinesi, Cláudia Ramos Pinheiro, Érica Gouveia Jorge, Fernando Bezzon, Frederico Bordini Chaves Faleiros, Guilherme Ferreira da Silva, Norberto Batista de Faria Júnior, Paula Aparecida Nakazone e Santiago Massi, por sua essencial colaboração em meu aprendizado como aluno e ser humano.

Aos companheiros do programa de Doutorado em Endodontia, Arnaldo Santanna Junior, Carlos Alexandre Souza Bier, Cristiane Bonanato Estrela, Eduardo Antunes Bortoluzzi, Gustavo Sivieri de Araújo, José Carlos Rivas

Gutiérrez, Renato Miotto Palo, Ronaldo Souza Ferreira da Silva e Sérgio Herrero de Moraes pela convivência e experiências de vida e acadêmica compartilhadas.

Aos funcionários dos Departamentos de Odontologia Restauradora, Diagnóstico e Cirurgia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara por sua constante presteza e auxílio durante a execução desta pesquisa.

À Diretora Técnica de Serviço da Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Maria Helena Matsumoto Komasti Leves, pela ajuda concedida na revisão das normas de apresentação deste trabalho.

A Ralph Andrade Rabelo por sua colaboração no tratamento estatístico dos dados coletados.

*“O importante da educação é o conhecimento não dos fatos, mas dos valores”*

*Dean Inge*

## SUMÁRIO

1. Introdução.....	14
2. Revisão da literatura.....	17
Preparo biomecânico de canais radiculares com sistemas rotatórios.....	17
Preparo biomecânico de canais radiculares ovalados com sistemas rotatórios.....	36
3. Proposição.....	48
4. Material e método.....	49
5. Resultado.....	59
6. Discussão.....	82
Da metodologia.....	82
6.1.1 Método de avaliação.....	82
6.1.2 Seleção da amostra.....	83
6.1.3 Preparo da amostra.....	84
6.1.4 Procedimentos radiográficos.....	89
6.1.5 Preparo biomecânico do canal radicular.....	90
6.1.6 Digitalização e análise.....	96
6.2 Dos resultados.....	98
7. Conclusão.....	104
8. Referências.....	105
Anexos.....	111

Croti HR. Análise radiográfica da modelagem de canais radiculares ovalados realizada com sistemas rotatórios de níquel-titânio [dissertação mestrado].

Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar radiograficamente a modelagem de canais radiculares ovalados realizada com três sistemas rotatórios de níquel-titânio. Foram utilizados 60 incisivos inferiores inseridos em blocos acrílicos, que acoplados a um sistema de plataforma radiográfica, permitiu a obtenção de imagens antes e após o preparo biomecânico, em sentido méso-distal e vestibulo-lingual. Um meio de contraste radiológico foi utilizado para preenchimento dos canais radiculares, proporcionando visualização mais adequada destes nas imagens radiográficas. Para o preparo biomecânico, os dentes foram divididos em três grupos (n=20), numericamente equivalentes, de acordo com o sistema rotatório utilizado. O grupo I foi instrumentado com o sistema Protaper Universal, tendo os instrumentos modeladores acionados em *brushing motion* e como último instrumento empregado para o preparo apical o F3. O grupo II foi instrumentado com o sistema Race, tendo os instrumentos Pré-Race acionados em *brushing motion* e como último instrumento empregado no preparo apical o #30/0,06. O grupo III foi instrumentado com o sistema K<sup>3</sup>, tendo todos os instrumentos acionados em *pecking motion* e como último instrumento utilizado no preparo apical o

#30/0,06. As radiografias periapicais, contendo as imagens antes e após o preparo biomecânico, em ambos os sentidos, foram processados automaticamente e digitalizados em um scanner de plataforma. As imagens resultantes foram arquivadas no programa Adobe Photoshop 7.0 e importadas para o *software Image tool 3.0*. Avaliou-se o aumento percentual de área dos canais radiculares nos terços cervical, médio e apical, resultante em cada grupo experimental, nos sentidos mésio-distal e vestibulo-lingual. Também foi analisada, por terços dos canais radiculares, a eventual modificação na proporção original existente entre as áreas vestibulo-lingual e mésio-distal, como resultado do preparo biomecânico. Os dados obtidos foram submetidos aos testes de análise de variância one-way e Tukey, com nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ). Os resultados demonstraram que as características individuais de *design* de cada sistema rotatório representaram fatores de influência no aumento percentual de área, no sentido mésio-distal, para cada um dos grupos experimentais. A cinemática de *brushing motion* realizada nos grupos I e II não promoveu maior aumento de área da dimensão vestibulo-lingual em relação ao grupo III. Nenhum dos sistemas rotatórios manteve a anatomia original dos canais radiculares de forma estrita, havendo aumento desproporcional entre as áreas vestibulo-lingual e mésio-distal. Também, a área inicial dos canais radiculares, nos terços cervical e médio, em dimensão vestibulo-lingual se configurou como fator de significância sobre a variação da área obtida nestas regiões com o preparo biomecânico. Desta forma, pode-se concluir que a anatomia dos canais radiculares e o *design* dos sistemas

rotatórios exerceram maior influência sobre a modelagem no preparo biomecânico do que a cinemática instituída aos instrumentos.

Palavras-chave: Preparo de canal radicular; Instrumentos odontológicos; Radiografia dentária; Automação.

Croti HR. Radiographic analysis of oval root canal shaping performed by nickel-titanium systems [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

## **ABSTRACT**

The aim of this study was radiographically analyze the shaping of oval root canals obtained by utilization of three nickel-titanium rotary systems. It was conducted on 60 mandibular incisors embedded in acrylic blocks and connected to a radiographic platform system for achievement of images, before and after biomechanical preparation, in mesiodistal and buccolingual directions. A radiographic contrast medium was used for root canal filling, which allowed more adequate visualization on the radiographic films. For biomechanical preparation, the teeth were divided into three numerically equivalent groups according to the rotary system employed. Group I was instrumented with the system Protaper Universal, by utilization of shaping instruments in brushing motion and apical preparation finalized with an instrument F3. Group II was instrumented with the system Race, by utilization of Pre-Race instruments in brushing motion and apical preparation finalized with an instrument #30/0,06. Group III was instrumented with the system K<sup>3</sup>, by utilization of all instruments in pecking motion and apical preparation finalized with an instrument #30/0,06. The periapical radiographies containing the images before and after biomechanical preparation in both views were automatically developed and digitized on a platform scanner. The resulting

images were stored in the software Adobe Photoshop 7.0 and imported to the software Image Tool 3.0. The percent increase in the root canal area was analyzed at the cervical, middle and apical thirds, for each study group, in both mesiodistal and buccolingual directions. Occasional changes in the original proportion between the buccolingual and mesiolingual areas, caused by biomechanical preparation, were also analyzed for each third. Data were analyzed by analysis of variance one-way and Tukey test at a significance level of 5% ( $p < 0.05$ ). The results revealed that the individual design characteristics of each rotary system represented factors that influence the percent increase in area, in mesiodistal direction, for each study group. The brushing motion performed in groups I and II did not provide a bigger enlargement area in buccolingual direction compared to Group III. No rotary system maintained the original root canal anatomy, exhibiting a disproportional increase between buccolingual and mesiodistal dimensions. Also, the original root canal area, in coronal and middle thirds of buccolingual direction, characterized like significant factor on area variation realized in these parts with biomechanical preparation. Thus, it was concluded that the root canal anatomy and design of rotary systems had greater influence on the biomechanical preparation shaping than on the kinematics employed to the instruments.

Keywords: Root canal preparation; Dental instruments; Dental radiography; Automation.

## 1 Introdução

O conceito de preparo do sistema de canais radiculares está alicerçado nos princípios de limpeza e modelagem. É por meio da ação simultânea e integrada de instrumentos e soluções químicas auxiliares, que possíveis substratos para o crescimento bacteriano são eliminados e uma adequada conformação é determinada ao canal radicular, permitindo a inserção de medicação intracanal e de uma obturação tridimensional e compacta<sup>43</sup>.

Entretanto, por vezes a anatomia dos canais radiculares se interpõe à realização dessas etapas operatórias com excelência técnica e biológica. Neste contexto, dificuldades na execução de um adequado tratamento endodôntico, em canais radiculares anatomicamente ovalados, têm sido mencionadas na literatura, em razão destes possuírem seu maior diâmetro no sentido vestibulo-lingual, impossibilitando o completo debridamento por instrumentação manual ou mecanizada<sup>3,12,18,38,39,53,54,55,60</sup>.

Wu et al.<sup>56</sup> investigando a prevalência de canais radiculares com esta configuração anatômica, reportaram que em todos os grupos dentais o diâmetro vestibulo-lingual foi maior que o mesio-distal nas secções estudadas, exceto para raízes palatinas de molares superiores, embora próximo ao ápice os canais radiculares tenham demonstrado tendência a se tornarem mais circulares pela diminuição do diâmetro vestibulo-lingual.

A partir de tais constatações, movimentos de limagem que permitam desgaste seletivo direcionado às paredes dentinárias vestibular e lingual assumem

relevância na instrumentação dos terços cervical e médio de canais radiculares, por manterem de forma mais adequada sua anatomia original<sup>12,18,53,55</sup>.

Desde a introdução dos sistemas rotatórios de instrumentação, confeccionados em liga metálica de níquel-titânio, um número grande de sistemas foi desenvolvido, sendo diferenciados entre si pelas secções transversais, conicidades, comprimento de lâmina, ângulo de ataque e ângulo helicoidal<sup>25</sup>.

Inicialmente, a tentativa de utilizar instrumentos rotatórios pressionando-os de encontro às áreas polares do canal radicular não se mostrava eficiente devido ao pequeno módulo de elasticidade da liga de níquel-titânio, que confere aos instrumentos acionados a motor expressiva flexibilidade e, portanto, resistência mecânica insuficiente para que promovam desgaste dentinário em movimentos de limagem<sup>3,12,38,60</sup>.

Também influenciava na ineficiência dessa forma de atuação a superfície radial presente nos sistemas rotatórios disponíveis até então, uma vez que a capacidade de corte exibida pelo instrumento durante a limagem das paredes dentinárias está diretamente relacionada à presença de lâminas de corte<sup>6</sup>.

Desta forma, o uso dos sistemas rotatórios em cinemática de progressão e recuo lineares de pequena amplitude (*pecking motion*) promovia uma modelagem com maior desgaste das paredes dentinárias mesial e distal e obtenção de um preparo final cônico, de secção transversal circular, em canais anatomicamente ovalados, deixando áreas não instrumentadas<sup>3,18,38,53,60</sup>.

Consequentemente, a tentativa de criar um preparo biomecânico de formato circular em canais radiculares ovalados, com a inclusão das áreas de

maior achatamento, iria requerer o emprego de instrumentos rotatórios de grande diâmetro.

Porém, dentes com achatamento mésio-distal freqüentemente apresentam dimensões anatômicas que não permitem o uso de instrumentos de maior diâmetro, em razão do emprego destes causar potencialmente o enfraquecimento desnecessário da estrutura dentinária ou predispor o elemento dental a perfurações laterais, devido ao desgaste excessivo das paredes mesial e distal<sup>3,18,22,28,53,54</sup>.

Recentemente, sistemas rotatórios têm sido propostos tendo como característica inovadora em seu *design* a substituição da superfície radial por lâminas de corte, o que mecanicamente confere a eles a possibilidade de promover a ação de limagem durante a instrumentação (*brushing motion*)<sup>6</sup>.

Assim, torna-se pertinente a avaliação da modelagem de canais radiculares ovalados empregando esses sistemas rotatórios, para melhor compreensão de como sua geometria e cinemática de atuação podem influenciar no preparo biomecânico.

## **2 Revisão da literatura**

Para melhor abrangência das informações contidas na literatura pertinente, esta seção foi subdividida em duas partes.

A primeira reúne informações acerca do preparo biomecânico de canais radiculares com sistemas de rotação contínua, tendo ênfase na modelagem obtida com o emprego daqueles que foram utilizados nesta pesquisa. A segunda consiste na revisão de trabalhos científicos que abordam o preparo biomecânico de canais radiculares ovalados, realizado com sistemas de rotação contínua.

### **2.1 Preparo biomecânico de canais radiculares com sistemas rotatórios**

Yun, Kim<sup>59</sup>, em 2003, compararam a modelagem de canais radiculares curvos realizada com quatro diferentes sistemas rotatórios, empregando 48 canais simulados em blocos de resina, de 18 milímetros de comprimento e 35° de ângulo de curvatura. Os canais foram divididos em quatro grupos segundo o sistema rotatório empregado na instrumentação. O grupo I foi preparado com o sistema Profile, o grupo II com Great Taper, o III com Quantec e o IV com Protaper. Para todos foi empregada técnica de preparo coroa-ápice, tendo os grupos I e II como instrumento apical final #30/0,04, o grupo III #30/0,02 e o IV F3. Para obtenção de imagens padronizadas antes e após o preparo, os blocos de resina foram postos em uma base conectada a um microscópio com câmera digital. Visando uma melhor definição do espaço dos canais radiculares, azul de metileno foi introduzido neles antes da instrumentação e material de moldagem após. Com

auxílio de um *software*, o alargamento dos canais radiculares foi mensurado a um, dois, três, cinco, sete e dez milímetros a partir do comprimento de trabalho. Os autores observaram que no grupo IV foi removido significativamente mais material das paredes dos canais radiculares do que nos outros grupos, em todos os níveis analisados, especialmente ao nível da curvatura radicular. Tal fato, segundo eles, mantém relação com a conicidade que os instrumentos do sistema Protaper apresentam, propiciando grandes desgastes da face interna dos canais simulados. Também foi notada uma tendência dos instrumentos F3 em apresentarem deformações plásticas em virtude da baixa flexibilidade expressa por eles. Assim, os autores sugerem que instrumentos de níquel-titânio de menor conicidade sejam empregados em canais curvos para o preparo apical.

Peters et al.<sup>34</sup>, em 2003, avaliaram a influência de diferentes aspectos anatômicos na modelagem do sistema de canais radiculares curvos, empregando o sistema Protaper. Os autores utilizaram 11 molares superiores, que foram scaneados por microtomografia computadorizada, antes e após o preparo biomecânico. Os canais radiculares foram preliminarmente ampliados utilizando brocas Gates Glidden #3 e #2. Nos canais méso-vestibulares e disto-vestibulares o instrumento apical de maior diâmetro empregado foi o F2 e nos canais palatinos o F3. A partir das imagens obtidas, o sistema de canais radiculares de cada um dos espécimes foi reconstruído em três dimensões nas fases pré e pós-operatória, sendo analisados individualmente quanto às alterações de volume e área. Também foi avaliada a ocorrência de superfícies não instrumentadas e erros de procedimento. Os autores não detectaram a ocorrência de arrombamento

foraminal, perfurações ou formação de desvios. Entretanto, verificou-se a ocorrência de discreto transporte dos canais radiculares, sem nível de significância, quando comparados canais considerados amplos aos constrictos. Segundo os autores, a influência da anatomia original dos canais radiculares no preparo biomecânico foi maior quando avaliadas áreas não instrumentadas, verificadas em oito dos 33 canais radiculares, sendo este achado mais freqüente no terço apical daqueles classificados como amplos. Assim, os autores concluíram que os instrumentos Protaper estariam mais indicados para o preparo biomecânico de canais radiculares constrictos.

Bergmans et al.<sup>5</sup>, em 2003, avaliaram a influência exercida sobre a instrumentação de canais radiculares curvos pela conicidade progressiva, encontrada na lâmina dos instrumentos Protaper, comparada à exercida pela conicidade constante, encontrada na lâmina dos instrumentos K<sup>3</sup>. Para tanto, foram utilizadas dez raízes mesiais de molares inferiores, contendo dois canais radiculares separados em cada uma, com ângulo de curvatura variando entre 15° e 34°. Utilizando microtomografia computadorizada, as raízes foram scaneadas antes e após o preparo, sendo as imagens obtidas arquivadas em computador. Em cada raiz, um dos canais radiculares foi instrumentado com um dos sistemas rotatórios estudados. O preparo com o sistema Protaper teve como instrumento apical final o F2 e o preparo com o sistema K<sup>3</sup> o #25/0,06. A partir das imagens obtidas em cada canal radicular, foi realizada uma análise quantitativa do volume de dentina removida e da centralização do preparo biomecânico, com base em cinco diferentes cortes horizontais, realizados a partir da região de furca até a

distância de um milímetro e meio do ápice anatômico. Embora não tenham sido encontradas diferenças estatísticas significantes entre os sistemas rotatórios quanto ao transporte do eixo central dos canais radiculares, os autores verificaram que próximo à região de furca, uma quantidade maior de dentina foi removida com o emprego do sistema Protaper. Eles argumentaram que apesar dos deslocamentos ocasionados por esse sistema estarem em níveis seguros, não ofertando risco de perfuração lateral, cautela é exigida e a análise individual de cada caso se faz necessária. Ainda segundo os autores, estes achados estão relacionados à ausência de superfície radial combinada ao grande diâmetro desses instrumentos na porção terminal de sua lâmina. Foi também notado que, em alguns casos, não houve remoção de dentina em determinadas direções e em determinados níveis, indicando que áreas do canal radicular não foram preparadas.

Veltri et al.<sup>52</sup>, em 2004, compararam a modelagem de canais radiculares curvos empregando dois sistemas rotatórios. Utilizaram 20 raízes mesiais de molares inferiores que após serem submetidos à abertura coronária e odontometria, foram divididos em dois grupos numericamente iguais. O grupo I foi instrumentado com o sistema Protaper, tendo como instrumento apical de maior diâmetro o F3. O grupo II foi instrumentado com o sistema Great Taper, com instrumento apical de maior diâmetro #30/0,04. Os dentes estavam acoplados a um sistema de plataforma radiográfica, para padronização das incidências obtidas antes e após o preparo biomecânico. Também, previamente à instrumentação, foi injetado no interior dos canais radiculares um meio de contraste para permitir melhor visualização da sua área nas radiografias. As

películas radiográficas, mostrando as fases antes e após o preparo, foram scaneadas e, com auxílio de um *software*, as imagens obtidas eram ampliadas e sobrepostas. Foi analisada a quantidade de dentina removida durante a instrumentação e a perda de comprimento de trabalho. Os autores verificaram que não houve diferença estatística significativa entre os dois grupos quanto à quantidade de dentina removida. Os preparos mostraram a manutenção da curvatura original dos canais, com mínima tendência de transporte e retificação. Também, pequenas alterações no comprimento de trabalho de ambos os grupos foram notadas, sem diferenças significantes entre eles. Segundo os autores, estes achados estão relacionados ao guia de penetração inativo dos instrumentos e às propriedades de superelasticidade da liga de níquel-titânio.

Calberson et al.<sup>8</sup>, em 2004, avaliaram a modelagem de canais radiculares instrumentados com o sistema Protaper. Foram utilizados 40 canais radiculares simulados em blocos de resina, com diâmetro anatômico #20 e 16 milímetros de comprimento de trabalho. Os blocos foram divididos em quatro grupos numericamente equivalentes. Os grupos I e II apresentavam 20° de ângulo de curvatura e os grupos III e IV apresentavam 40°. Os canais simulados possuíam 12 milímetros de segmento reto nos grupos I e III e oito milímetros nos grupos II e IV. Imagens dos canais radiculares antes e após o preparo biomecânico foram obtidas com auxílio de uma câmera fotográfica digital conectada a um computador. Para padronização das imagens, foi construída uma plataforma sobre a qual ficaram fixadas a câmera e os blocos acrílicos. As imagens foram importadas para o programa Adobe Photoshop 6.0 e arquivadas. Com auxílio de

um *software*, foram demarcados cinco pontos ao longo dos canais radiculares e, por sobreposição de imagens, executadas as mensurações da quantidade de material removido nestes diferentes níveis, verificando também o possível transporte do eixo central dos canais radiculares. Os autores notaram que, de forma geral, mais resina foi removida da face interna da curvatura no segmento reto dos canais radiculares e que, além da curvatura, mais resina foi removida da face externa. Sobretudo nos grupos I e III houve transporte da porção terminal do canal radicular em direção à face externa, mostrando, na maioria dos casos, uma área não preparada apicalmente na porção interna da curvatura. Os autores argumentaram que devido à geometria dos instrumentos testados, há uma tendência de remoção excessiva de material quando estes são deixados por um tempo demasiadamente longo no interior do canal radicular. Ainda afirmaram que o emprego dos instrumentos F2 e F3 promoveu a retificação dos canais radiculares, pois o aumento da massa metálica determina menor flexibilidade a eles. Concluíram que o comprimento da porção reta do canal radicular influenciou a direção do transporte apical mais do que o ângulo de curvatura e que o uso dos instrumentos F2 e F3 deve ser cauteloso, buscando evitar a remoção excessiva de material na porção interna da curvatura radicular, além da criação de deformações apicais.

González-Rodríguez, Ferrer-Luque<sup>11</sup>, em 2004, avaliaram as alterações morfológicas na área de canais radiculares curvos após instrumentação com diferentes sistemas rotatórios. Foram empregados 30 canais radiculares mesiais de molares inferiores com ângulo de curvatura variando entre 25° e 40°. Após a

abertura coronária e odontometria, os dentes foram incluídos em blocos de resina contidos em moldes metálicos desmontáveis. Estes blocos foram, então, seccionados a dois milímetros do forame apical assim como no terço médio e cervical dos canais radiculares. As secções foram imersas em hipoclorito de sódio para eliminação de tecido orgânico remanescente e o espaço correspondente aos canais radiculares, em cada secção, foi preenchido com cera, visando assegurar a correta definição do seu contorno. As secções foram digitalizadas com auxílio de um scanner de plataforma, em resolução de captura de 1200 dpi, sendo as imagens arquivadas em formato TIFF. A área inicial do canal radicular em cada secção foi mensurada utilizando o programa Adobe Photoshop 6.0. A seguir, a cera foi removida, as secções reposicionadas no interior do molde e os canais radiculares divididos em três grupos segundo o sistema rotatório empregado na instrumentação. No grupo I foi utilizado o sistema Profile, no grupo II Hero 642 e no grupo III K<sup>3</sup>. Para todos os sistemas a seqüência de instrumentos foi idêntica, tendo como instrumento apical de maior diâmetro #25/0,06. Depois de completada a instrumentação, os espécimes foram novamente desmontados e submetidos à demarcação e digitalização da área dos canais radiculares em condições semelhantes às da fase pré-operatória. Os autores verificaram que preparos circulares foram obtidos em todos os terços dos canais radiculares. Porém, concluíram que a quantidade de dentina removida pelo sistema Hero 642 foi significativamente maior do que aquela obtida com os outros dois sistemas, não sendo observadas diferenças significativas entre o Grupo I e III. Segundo os autores, esse fato é justificado em virtude dos instrumentos Hero 642 possuírem

secção transversal em tripla hélice com ângulo de ataque positivo e ausência de superfície radial, diferentemente dos outros sistemas estudados.

Iqbal et al.<sup>19</sup>, em 2004, compararam o transporte apical e a perda do comprimento de trabalho produzido com o uso de dois sistemas rotatórios para o preparo biomecânico. Foram utilizados 40 canais radiculares méso-vestibulares de molares inferiores inseridos em blocos acrílicos e acoplados a um sistema de plataforma radiográfica que mantinha fixa a distância e o posicionamento do conjunto composto por feixe de raios X, dente e sensor do sistema radiográfico digital. Os dentes foram divididos em dois grupos segundo o sistema empregado para instrumentação. O grupo I foi preparado com o sistema Profile, tendo como instrumento apical final #35/0,06. O grupo II foi instrumentado com o sistema Protaper, tendo como instrumento apical final F3. Assim, imagens foram obtidas antes e após o preparo dos canais radiculares, tendo em seu interior os instrumentos inicial e final, respectivamente, sendo com auxílio de um *software*, sobrepostas para mensuração da distância entre o eixo central dos instrumentos a zero, um, dois e quatro milímetros do comprimento de trabalho. Ficou demonstrado que ambos os sistemas produziram resultados semelhantes com mínimo transporte do canal radicular e perda do comprimento de trabalho. Porém, o grau de transporte exibido pelo sistema Protaper foi, em geral, menor do que aquele do sistema Profile. Assim, os autores concluíram que a capacidade dos instrumentos rotatórios manterem o preparo centrado no eixo original do canal radicular não mantém relação com a presença de superfície radial uma vez que os instrumentos Protaper não apresentam essa configuração.

Schäfer, Vlassis<sup>41</sup>, em 2004, compararam a modelagem de canais radiculares empregando instrumentos Protaper ou Race. Foram utilizados 96 canais radiculares simulados em blocos de resina, com diâmetro anatômico #15 e 13 milímetros de comprimento de trabalho, sendo a porção reta correspondente a cinco milímetros e possuindo 28° ou 35° de ângulo de curvatura. Os blocos foram divididos em dois grupos, sendo que cada um continha 24 espécimes com 28° e 24 espécimes com 35° preparados com um dos sistemas testados. A instrumentação consistiu em uma seqüência coroa-ápice, tendo para o grupo I o instrumento apical de maior diâmetro o F3 e para o grupo II #35/0,02. Imagens antes e após a instrumentação foram obtidas com auxílio de uma câmera digital com ampliação de 40 vezes, sendo posteriormente arquivadas em computador. Por meio da sobreposição dessas imagens, a quantidade de resina removida e a modificação na configuração dos canais radiculares simulados foram determinadas para as faces externa e interna, com auxílio de um *software*, estabelecendo 20 pontos de referência distribuídos entre as distâncias de um e dez milímetros do ápice simulado. Os autores verificaram que o sistema Race manteve a curvatura original dos canais radiculares de forma mais adequada, mostrando menor retificação e maior centralização do preparo biomecânico, especialmente em canais radiculares com 35° de curvatura. Por outro lado, o sistema Protaper mostrou tendência em causar desvios em direção à face externa da curvatura na região apical. Segundo os autores, a característica de conicidade invertida, apresentada pelas limas de acabamento do sistema Protaper, melhoram a resistência mecânica do instrumento, porém, diminuem a flexibilidade de suas pontas, fazendo com que

estas tendam a retornar à sua conformação original, atuando predominantemente na face externa da curvatura apical durante o preparo biomecânico. Assim, haveria maior probabilidade da ocorrência de desvios no trajeto original do canal radicular e algumas porções deste permaneceriam não instrumentadas.

Schäfer, Vlassis<sup>42</sup>, em 2004, compararam a eficácia de dois sistemas rotatórios na limpeza e modelagem de canais radiculares curvos. Foram empregados 48 canais radiculares de molares, com ângulo de curvatura variando entre 25° e 35°, divididos igualmente em dois grupos, segundo o sistema mecanizado empregado na instrumentação. O grupo I foi preparado com auxílio do sistema Protaper, tendo como instrumento apical de maior diâmetro o F3. O grupo II foi preparado com o sistema Race, tendo como instrumento apical final o #35/0,02. Os espécimes foram radiografados antes e após o preparo biomecânico, contendo em seu interior os instrumentos inicial e final respectivamente, visando avaliar a modificação no ângulo de curvatura original dos canais radiculares. Para padronização das incidências radiográficas, os dentes foram inseridos em bases de silicone adaptadas a suportes de resina acrílica, onde o filme radiográfico foi posicionado. O aparelho de raios X foi mantido perpendicular à base acrílica com a distância entre eles fixada. Após o preparo biomecânico, todos os canais radiculares foram seccionados longitudinalmente e preparados para análise, em microscopia eletrônica de varredura, quanto à ocorrência de debris e formação de *smear layer*. A condição de limpeza foi avaliada nos terços cervical, médio e apical separadamente, sendo atribuídos valores de um a cinco. Os autores verificaram que o uso dos instrumentos Race resultou em transporte

significativamente menor dos canais radiculares. Em ambos os grupos, áreas parcialmente instrumentadas, com a ocorrência de debris, foram encontradas em todos os terços radiculares. Porém, o uso do sistema Race resultou em uma quantidade significativamente menor de debris remanescente. Não houve diferença estatística significante entre os sistemas quanto à produção de *smear layer*. Os autores mencionam que a diferença na capacidade de remoção de debris pode ser atribuída ao diâmetro final do preparo apical, que foi diferente para os grupos.

Paqué et al.<sup>33</sup>, em 2005, avaliaram diversos parâmetros envolvidos no preparo mecanizado de canais radiculares executado com sistemas rotatórios de níquel-titânio. A amostra foi constituída por 50 raízes mesiais de molares inferiores, portadoras de dois canais radiculares cada uma, com ângulos de curvatura semelhantes. Após a abertura coronária e odontometria, os dentes foram incluídos em blocos de resina acrílica seccionados horizontalmente a três, seis e nove milímetros do ápice radicular. Os segmentos foram estabilizados por um sistema de mufla, que permitia sua remoção e reposicionamento de forma ordenada. A partir disso, as secções foram fotografadas, possibilitando a comparação do diâmetro dos canais radiculares antes e após os procedimentos, para avaliação da forma final obtida com o preparo biomecânico e a porcentagem de áreas não tocadas pelos instrumentos. Previamente à instrumentação, também se executou uma exposição radiográfica com instrumento de diâmetro #15 inserido nos canais radiculares e, no pós-operatório com instrumentos #20 ou #25. As radiografias foram digitalizadas, arquivadas em formato JPEG e com o uso do

programa Adobe Photoshop 6.0, ampliadas e sobrepostas, permitindo que o grau de retificação dos canais radiculares fosse mensurado a partir da diferença angular existente entre as pontas dos instrumentos. Os dentes foram divididos em dois grupos segundo o sistema rotatório utilizado para a instrumentação. O grupo I foi instrumentado com o sistema Protaper tendo como instrumento apical de maior diâmetro F3. O grupo II foi instrumentado com o sistema Race, tendo como instrumento apical final #30/0,04. Após a instrumentação, as secções foram removidas da mufla e liberadas da resina acrílica, para análise em microscopia eletrônica de varredura quanto à limpeza promovida pelos sistemas rotatórios, tendo por parâmetro a presença de debris e *smear layer*. Para cada um dos segmentos, foram atribuídos valores de um a cinco referentes a esses achados. Os autores verificaram que o sistema Race produziu preparos circulares de forma similar em todas as secções estudadas, enquanto o Protaper apresentou esta forma mais significativamente nos terços cervical e médio em relação ao apical. O sistema Protaper mostrou, ainda, maior remoção dentinária na porção cervical dos canais radiculares em relação ao sistema Race. Segundo os autores, isto se deve ao aumento de conicidade existente nos instrumentos daquele sistema rotatório, que pode chegar a 0,19 mm/mm, enquanto nos instrumentos Race é de no máximo 0,10 mm/mm. Também foi notado que ambos os sistemas mantiveram a curvatura original dos canais radiculares de forma adequada, sendo que a diferença de conicidade não influenciou nesta característica. Os autores concluíram que nenhum dos dois sistemas estudados pôde limpar de forma aceitável todas as paredes dos canais radiculares, sendo os piores resultados obtidos na porção apical

destes, salientando a importância de irrigação adicional para completa desinfecção do sistema de canais radiculares e do uso de uma substância quelante para aumentar o grau de remoção de *smear layer*.

Rangel et al.<sup>36</sup>, em 2005, avaliaram a modelagem de canais radiculares instrumentados com o sistema Race. Foram utilizados 40 canais radiculares simulados em blocos de resina, com diâmetro anatômico #15. Os blocos foram divididos em quatro grupos numericamente equivalentes. Os canais radiculares apresentavam 20° ou 40° de ângulo de curvatura e 08 ou 12 milímetros de segmento reto. Imagens dos blocos antes e após o preparo biomecânico foram obtidas com auxílio de uma câmera fotográfica digital conectada a um computador. Com auxílio de um *software*, foram demarcados quatro pontos ao longo dos canais radiculares e, por sobreposição de imagens, verificado o possível transporte do seu eixo central e a ocorrência de erros de procedimento. Os canais radiculares foram preparados tendo como instrumento apical de maior diâmetro #40/0,02, com os instrumentos sendo acionados em *pecking motion*. Os autores verificaram que em 82% dos casos o comprimento de trabalho foi mantido e erros de procedimento ou fratura dos instrumentos não foram encontrados. Porém, foi notada uma tendência de maior desgaste da face externa do canal radicular com a ampliação apical adotada no estudo.

Guelzow et al.<sup>13</sup>, em 2005, avaliaram a instrumentação de canais radiculares curvos realizada com diferentes sistemas de rotação contínua ou com uma técnica manual. Para isso, utilizaram 147 raízes mesiais de molares inferiores, com ângulos de curvatura inferiores a 10°, contidos entre 10° e 25° ou

superiores a 25°, igualmente distribuídas em sete grupos e inseridas em um sistema de mufla acoplado a uma plataforma radiográfica. A manutenção da curvatura original dos canais radiculares foi determinada a partir de radiografias realizadas antes e após o preparo biomecânico, aferindo a variação angular existente entre a ponta dos instrumentos inicial e final. Com esse objetivo, as radiografias obtidas foram digitalizadas e arquivadas em formato JPEG, para análise em *software*. Os dentes foram divididos igualmente em grupos, segundo o sistema empregado na instrumentação, sendo utilizados FlexMaster, Great Taper, K<sup>3</sup>, Hero 642, Race e Protaper, além de uma técnica manual. Para os sistemas de rotação contínua a técnica empregada foi coroa-ápice e para o grupo manual foi seriada, associando limas tipo K a limas tipo Hedström. Para os sistemas Great Taper e K<sup>3</sup>, o instrumento apical final foi o #30/0,04. Para os sistemas FlexMaster, Hero 642 e Race foi o #30/0,02 e para o Protaper o F3. Após o preparo biomecânico, os dentes foram seccionados horizontalmente a três, seis e nove milímetros do ápice radicular, sendo as secções avaliadas sob microscopia óptica e fotografadas, permitindo a avaliação da regularidade dos preparos. Os autores verificaram que todos os sistemas testados, assim como a técnica manual, promoveram bons resultados quanto à manutenção da curvatura original dos canais radiculares, mesmo nos de curvatura mais severa. Também, a maioria dos espécimes mostrou preparos com forma circular, sem diferenças estatísticas entre os sistemas rotatórios e a técnica manual, embora o sistema Protaper tenha criado diâmetros mais regulares. Os autores concluíram que o resultado do tratamento endodôntico foi significativamente afetado pelas características do caso clínico,

mas não pela escolha do sistema rotatório, uma vez que todos mostraram respeitar a anatomia original dos canais radiculares, com segurança de uso.

Yoshimine et al.<sup>58</sup>, em 2005, compararam as características morfológicas do preparo biomecânico de canais radiculares com dupla curvatura executado com três sistemas rotatórios. Utilizaram 30 canais radiculares simulados em resina, divididos em três grupos. O grupo I foi preparado com o sistema Protaper, o grupo II com o sistema Race e o Grupo III com o sistema K<sup>3</sup>. Em todos eles foi empregada técnica de preparo coroa-ápice, tendo como instrumento apical de maior diâmetro o F3 para o grupo I e o #30/0,06 para os grupos II e III. Imagens dos canais radiculares simulados antes e após a instrumentação foram obtidas com auxílio de um microscópio conectado a uma câmera fotográfica, permitindo a comparação das imagens com a aplicação de um *software*. Dois níveis foram estabelecidos para análise do preparo biomecânico, um correspondendo ao nível da curvatura cervical e outro ao da curvatura apical. A partir disso, as características da modelagem foram avaliadas pela mensuração da área de resina removida das paredes do canal radicular original e pela extensão do transporte apical. Os autores verificaram que os instrumentos Protaper mostraram maior remoção de material das paredes dos canais radiculares, especialmente na face interna de ambas as curvaturas. Quanto ao transporte apical, os grupos II e III não indicaram a ocorrência de desvios. Entretanto, no grupo I com o uso dos instrumentos F2 e F3 houve maior tendência à formação de irregularidades e iatrogenias apicais. Segundo os autores, essas ocorrências devem-se ao aumento de conicidade que os instrumentos do sistema Protaper apresentam na transição

entre os instrumentos modeladores e de acabamento, tornando estes pouco flexíveis. Assim, concluíram que no preparo apical de canais radiculares com curvaturas complexas devem ser empregados sistemas rotatórios com menor conicidade e maior flexibilidade, como os pertencentes aos sistemas Race e K<sup>3</sup>. Todavia, sugerem que em virtude da praticidade do sistema Protaper, este poderia ser associado a outros sistemas rotatórios para evitar o transporte apical.

Schirmeister et al.<sup>44</sup>, em 2006, compararam a instrumentação de canais radiculares empregando diferentes sistemas de rotação contínua ou uma técnica manual. Foram utilizados 150 canais radiculares curvos simulados em blocos de resina, com 20° de curvatura e superfície interna pigmentada. Os sistemas rotatórios testados foram FlexMaster, Great Taper, Profile, Protaper e Race. Nesses grupos foi empregada técnica coroa-ápice tendo como instrumento apical de maior diâmetro #30/0,04 para o sistema Great Taper e Profile, #30/0,02 para o Race e FlexMaster, e F3 para o Protaper. A técnica manual utilizada foi seriada, com limas tipo Hedström agindo em movimentos de limagem circunferencial e com instrumento apical de maior diâmetro #30/0,02. Após o preparo biomecânico, comparando as imagens iniciais e finais, com auxílio de um *software*, foi avaliada a ocorrência de porções não instrumentadas e de erros de procedimento nos canais radiculares. Os autores verificaram que as limas Race mostraram menor quantidade de paredes não preparadas e menor perda de comprimento, com diferença estatística significativa em relação aos demais sistemas testados. Segundo eles, o desenho desses instrumentos, com variação no ângulo helicoidal na lâmina ativa, pareceu prevenir o bloqueio do canal radicular. Além disso,

comparado aos instrumentos de acabamento do sistema Protaper, as limas Race, destinadas ao preparo apical, apresentaram maior flexibilidade em virtude da menor massa metálica contida na sua secção transversal. Isto justificaria, então, uma maior centralização dos preparos obtidos com esses instrumentos, assim como a maior incidência de erros de procedimento verificada com o uso do sistema Protaper. O sistema Profile mostrou as maiores áreas não preparadas, com diferença estatística significativa em relação aos outros sistemas, possivelmente, segundo os autores, devido à presença de ângulo de ataque neutro e da superfície radial presente nesses instrumentos.

Uyanik et al.<sup>51</sup>, em 2006, avaliaram diversos parâmetros no preparo de canais radiculares realizado com três sistemas rotatórios. Foram empregadas 30 raízes mesiais de molares inferiores com dois canais radiculares completamente separados em cada uma delas, tendo ângulo de curvatura variando entre 20° e 30°. Obtiveram-se imagens antes e após o preparo com auxílio de tomografia computadorizada, tendo 14 planos de análise para cada canal radicular, igualmente distribuídos entre a região de furca e a distância de um milímetro do ápice radicular. As raízes foram divididas em três grupos segundo o sistema rotatório empregado para instrumentação, Hero Shaper, Protaper ou Race. Os autores verificaram que o sistema Protaper removeu significativamente mais dentina em relação ao sistema Hero Shaper. Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre Hero Shaper e Race e entre Protaper e Race. Da mesma forma, não houve diferença entre os sistemas, em qualquer um dos planos estudados, quanto ao aumento de área da secção transversal dos canais radiculares

e quanto ao transporte do eixo central dos canais radiculares nos níveis apical e médio. Apenas ao nível cervical o sistema Race apresentou maior transporte em relação aos demais, provavelmente, segundo os autores, em virtude dos instrumentos Pré-Race, indicados para o preparo cervical, serem confeccionados em liga metálica de aço inox. Os autores concluíram que embora todos os sistemas testados tenham mostrado preparos aceitáveis, as técnicas recomendadas pelos fabricantes nem sempre se constituíram na melhor opção para todos os padrões anatômicos.

Al-Sudani, Al-Shabrani<sup>1</sup>, em 2006, compararam a capacidade de três sistemas rotatórios de níquel-titânio em manter centralizado o eixo axial de canais radiculares após o preparo biomecânico. Os autores empregaram 60 canais radiculares mesiais de molares inferiores, com graus de curvatura contidos entre 15° e 40°. Os dentes foram inicialmente submetidos à abertura coronária e aplainamento da superfície oclusal, estabelecendo, assim, referencial coronário estável e comprimento de trabalho semelhante para todos os elementos dentais. A seguir, foram confeccionados blocos acrílicos nos quais os elementos dentais foram incluídos e posteriormente seccionados a cinco e oito milímetros do forame apical. As secções obtidas eram acondicionadas em um sistema de mufla, permitindo sua remoção e reposicionamento para que fossem scaneadas antes e após o preparo biomecânico. As imagens obtidas foram sobrepostas com auxílio de um *software*, sendo assim analisadas a centralização dos preparos e a direção do transporte dos canais radiculares. Os dentes foram divididos em três grupos numericamente iguais, segundo o sistema rotatório empregado. Foram utilizados

os sistemas Profile, K<sup>3</sup> e Race em técnica coroa-ápice, tendo como último instrumento empregado para o preparo apical o #30/0,06 em todos os grupos. Os autores verificaram que embora todos os sistemas estudados tenham produzido algum grau de transporte, o sistema Profile apresentou tendência em manter os canais radiculares mais centrados em ambos os níveis estudados, cervical e médio. Também foi notado que todos os sistemas moveram o canal radicular em direção à região de furca, sendo que o sistema Profile mostrou o menor transporte em ambos os níveis. Segundo os autores, essa diferença de performance pode ser atribuída aos diferentes *designs* encontrados nos sistemas rotatórios. Concluíram que tendo por base os parâmetros do estudo, o sistema Profile apresentou melhor comportamento para todas as variáveis estudadas.

Javaberi, Javaberi<sup>20</sup>, em 2007, compararam o transporte apical causado por três sistemas rotatórios de níquel-titânio com diferentes *designs* e conicidades. Os autores utilizaram 60 canais radiculares méso-vestibulares de molares superiores com ângulo de curvatura variando entre 25° e 35°. Os dentes foram acoplados a uma plataforma radiográfica, permitindo a padronização geométrica na obtenção das imagens antes e após o preparo biomecânico. Depois de realizada a abertura coronária e estabelecido o comprimento de trabalho, as amostras foram divididas em três grupos numericamente equivalentes, segundo o sistema rotatório empregado. O Grupo I foi instrumentado com o sistema Hero 642, tendo como instrumento apical de maior diâmetro #30/0,06. No grupo II foi empregado o sistema Race, tendo como último instrumento para o preparo apical o #25/0,04. No grupo III foi usado o sistema Protaper, finalizando o preparo biomecânico com

o instrumento F3. As radiografias pré e pós instrumentação foram digitalizadas, importadas para o programa Adobe Photoshop e posteriormente transferidas ao *software* AutoCad 2000 para análise do transporte do canal radicular, por meio da mensuração da distância e variação angular existente entre a ponta dos instrumentos inicial e final. Os autores verificaram que o sistema Protaper demonstrou maiores modificações na curvatura dos canais radiculares, indicando tendência a retificá-los, especialmente após a utilização do instrumento F3. Tal achado, segundo eles, pôde ser justificado pelo aumento de conicidade encontrada nos instrumentos de acabamento deste sistema. Por outro lado, os sistemas Race e Hero 642 não mostraram indicação de desvio em seus espécimes. Os autores concluíram que na modelagem do terço apical de canais radiculares com anatomia complexa o sistema Protaper deveria ser associado a outros sistemas de menor conicidade e maior flexibilidade, evitando o transporte apical.

## **2.2 Preparo biomecânico de canais radiculares ovalados com sistemas rotatórios**

Rödig et al.<sup>38</sup>, em 2002, compararam o preparo biomecânico realizado com três sistemas de rotação contínua em canais radiculares ovalados, utilizando 60 raízes distais de molares inferiores incluídas em blocos acrílicos seccionados transversalmente a três, seis e nove milímetros do ápice radicular. As secções foram acondicionadas em um sistema de mufla que permitia a remoção e reposicionamento dos segmentos de forma ordenada. Assim, cada secção dental pôde ser fotografada antes e após o preparo dos canais radiculares para análise das

alterações na sua morfologia. Os dentes foram divididos em três grupos segundo o sistema utilizado para instrumentação. No grupo I utilizou-se o sistema Profile, em técnica coroa-ápice, tendo como instrumento apical de maior diâmetro #45/0,04. No grupo II utilizou-se o sistema Quantec SC, também em técnica coroa-ápice, tendo como instrumento apical final #45/0,02. No grupo III as raízes foram instrumentadas com sistema Lightspeed em técnica biescalonada, tendo como instrumento apical final #47,5 com escalonamento regressivo programado até o instrumento #70. A seguir, as secções foram removidas da mufla e liberadas da resina acrílica, sendo divididas em porção vestibular e lingual para análise em microscopia eletrônica de varredura. Para cada um dos segmentos, vestibular e lingual, foram atribuídos valores de um a cinco referentes à presença de debris e *smear layer*. A sobreposição de imagens das secções transversais, antes e após a instrumentação, revelou que os três sistemas rotatórios mostraram melhores resultados na modelagem do terço apical, com poucas porções não preparadas nas paredes vestibular e lingual. Segundo os autores, isto se deve ao fato de que a maioria dos canais radiculares ovalados torna-se mais circular no terço apical. Nos terços cervical e médio, os preparos mostraram-se irregulares em relação à anatomia original dos canais radiculares, apresentando característica mais circular e não incluindo, portanto, toda sua área anatômica. Ainda segundo os autores, este achado pode ser esclarecido pela flexibilidade dos sistemas rotatórios, que não permitiu que estes fossem pressionados lateralmente, resultando em um movimento ineficiente de limagem no sentido vestibulo-lingual. Em relação à limpeza dos canais radiculares, verificou-se que o uso de nenhum dos sistemas

resultou em completa ausência de debris ou remoção de *smear layer*, sendo que estes permaneceram compactados nas porções não preparadas dos canais radiculares. Os autores argumentam que a instrumentação de canais radiculares ovalados poderia ser complementada por técnicas de irrigação ultrassônica, para adequada remoção de debris e com a aplicação de um agente quelante como o EDTA, para remoção da *smear layer*.

Barbizam et al.<sup>3</sup>, em 2002, avaliaram a limpeza do terço apical de canais radiculares ovalados promovida por instrumentação rotatória ou manual. Foram utilizados 20 incisivos inferiores com achatamento mésio-distal e portadores de apenas um canal radicular. Após as fases de abertura coronária, odontometria e pré-alargamento com limas tipo K #15, os dentes foram divididos em dois grupos segundo a técnica de instrumentação. No grupo I utilizou-se técnica rotatória em sentido coroa-ápice com sistema Profile, tendo como instrumento apical de maior diâmetro #40/0,04. No grupo II foi empregada técnica manual, também em sentido coroa-ápice, com instrumentos tipo K, tendo como instrumento apical final #40/0,02. A seguir, o terço apical de cada dente foi seccionado e submetido a processamento histológico, sendo corado em hematoxilina e eosina. As secções foram examinadas sob microscopia óptica e registradas digitalmente. Uma grade foi sobreposta às imagens obtidas para avaliar a área total do canal radicular e a área com permanência de debris. Os autores concluíram que embora nenhuma das técnicas usadas tenha sido capaz de limpar completamente os canais radiculares, a técnica manual foi significativamente mais efetiva. Segundo eles, isso ocorreu em razão de que os instrumentos rotatórios testados não podem ser pressionados

contra as paredes dentinárias vestibular e lingual, em virtude da superelasticidade exibida pela liga de níquel-titânio, limitando sua área de ação às porções mesial e distal durante a instrumentação de canais radiculares ovalados.

Weiger et al.<sup>53</sup>, em 2002, compararam a eficiência de diferentes técnicas de preparo biomecânico em canais radiculares ovalados, empregando instrumentos acionados manualmente ou em rotação contínua, onde 45 raízes distais de molares inferiores e 30 incisivos inferiores portadores de apenas um canal radicular constituíram a amostra. Determinou-se o comprimento de cada uma das raízes que, a seguir, foram incluídas em um molde cilíndrico contendo material resinoso, obtendo-se, então, um bloco para cada dente. Os blocos foram seccionados a meio milímetro da junção entre o terço cervical e médio e a meio milímetro da junção entre o terço médio e apical. As secções transversais, em um total de 150, foram fotografadas antes e após o preparo com auxílio de um microscópio óptico. O preparo biomecânico dos canais radiculares consistiu no uso de brocas Gates Glliden #1 e #3, na porção cervical, e do sistema rotatótrio Lightspeed até os diâmetros #57,5 para molares inferiores e #52,5 para incisivos inferiores, no preparo apical. A partir da técnica utilizada para preparo do terço médio, os dentes foram, então, divididos em três grupos. No grupo I utilizou-se escalonamento regressivo programado com sistema Lightspeed até instrumento de diâmetro #100. No grupo II, instrumentos Hero #20/0,06 e #30/0,06 com movimentos de limagem circumferencial. No grupo III, limas tipo Hedström #40 e #50, com cinemática semelhante aquela do grupo II. Por sobreposição das imagens das secções transversais, antes e após o preparo, as áreas anatômica e

cirúrgica dos canais radiculares foram demarcadas e analisadas. Os autores observaram que, anteriormente ao preparo, a maioria dos canais radiculares demonstrou formato ovalado. Detectaram que o preparo das paredes dentinárias no terço médio foi insuficiente com todas as técnicas, porém, houve um preparo significativamente mais eficaz nos grupos II e III em relação ao I. Entretanto, não foi detectada diferença significativa entre os grupos II e III. Também observaram que no terço apical, as porções dentinárias preparadas foram maiores do que nas secções mais coronárias, fato explicado, segundo os autores, pelo fato de canais radiculares ovalados tenderem a apresentar secções mais circulares e de menor diâmetro próximo ao término apical. Os autores concluíram que nenhuma das técnicas foi capaz de instrumentar completamente todas as paredes dentinárias e, portanto, novos instrumentos e técnicas seriam necessários para adequada modelagem de canais radiculares ovalados.

Iqbal et al.<sup>18</sup>, em 2004, estudaram *in vitro* a instrumentação de canais radiculares ovalados empregando instrumentos de níquel-titânio isoladamente ou em associação com limas tipo Hedström modificadas ou não. Os autores usaram 48 pré-molares, portadores de um único canal radicular, que foram divididos em três grupos. No grupo I executou-se preparo biomecânico em sentido coroa-ápice com sistema Profile, tendo como instrumento apical final #35/0,04. No grupo II a instrumentação, semelhante ao grupo I, foi complementada com uso de limas Hedström modificadas com cinemática de imagem circunferencial, empregadas até o diâmetro #70 no comprimento real de trabalho. No grupo III a instrumentação foi similar a do grupo II, porém valendo-se de limas Hedström

convencionais. A modificação aplicada às limas Hedström consistiu na remoção, por desgaste, de duas superfícies cortantes das limas. Durante a instrumentação, as faces cortantes foram direcionadas às paredes dentinárias vestibular e lingual dos canais radiculares. A seguir, as raízes foram seccionadas a um e a três milímetros do comprimento de trabalho, com auxílio de pontas diamantadas. O espaço do canal radicular foi fotografado digitalmente e as imagens arquivadas em computador. Utilizando um *software*, foi possível quantificar e comparar a área real instrumentada com aquela hipoteticamente ideal. Verificou-se que a um milímetro a porcentagem de área instrumentada no grupo II foi significativamente maior do que a dos grupos I e III. Entretanto, neste nível, não houve diferença estatística significativa entre os grupos I e III. Este fato, segundo os autores, pode ser justificado pelo maior diâmetro dos canais radiculares ao nível de três milímetros, permitindo que limas Hedström não modificadas tivessem melhor acesso às paredes vestibular e lingual dos canais radiculares, fato não verificado ao nível de um milímetro, onde somente as limas Hedström modificadas teriam acesso adequado, promovendo melhor instrumentação. Também foi observado que o uso de instrumentos Profile associados a limas Hedström modificadas obteve uma porcentagem significativamente maior de área instrumentada aos níveis de um e três milímetros, em relação ao emprego do sistema rotatório isoladamente. Assim, os autores concluíram que a associação de instrumentos Profile a limas tipo Hedström modificadas foi mais efetiva na instrumentação de canais radiculares ovalados em ambos os níveis estudados.

Zmener et al.<sup>60</sup>, em 2005, compararam a limpeza de canais radiculares ovalados instrumentados com sistemas de rotação contínua, alternada ou por uma técnica manual. Os autores empregaram 45 pré-molares com canais radiculares únicos divididos em três grupos numericamente equivalentes. No grupo I, os espécimes foram instrumentados com o sistema oscilatório Endo EZE, empregando as limas preconizadas pelo fabricante para o preparo dos terços cervical e médio em movimentos de limagem circunferencial. Neste grupo o preparo apical foi realizado com instrumentos manuais ofertados pelo sistema, tendo como instrumento apical de maior diâmetro o #30/0,025. O grupo II foi instrumentado com sistema de rotação contínua Profile, em técnica coroa-ápice, aplicando aos instrumentos cinemática de *pecking motion*. O instrumento apical final foi o #30/0,06. No grupo III foi empregada instrumentação manual, realizada com limas Flexofile, em técnica ápice-coroa e movimentos de limagem circunferencial. O instrumento apical final foi o #30/0,02, com escalonamento regressivo executado até o #60/0,02. Ao final da instrumentação, cada canal radicular era irrigado com solução de EDTA a 17%, seguido por solução de hipoclorito de sódio a 5,25%. Os dentes eram, então, seccionados longitudinalmente e cada uma das hemiseções analisadas sob microscopia eletrônica de varredura aos níveis de um, cinco e dez milímetros do comprimento real de trabalho. A seguir, uma grade quadrangular era sobreposta às imagens obtidas e valores de um a três eram atribuídos às imagens a partir da área total coberta por debris e *smear layer*. Os autores verificaram que em todos os níveis analisados o preparo biomecânico realizado com o sistema oscilatório produziu

significativamente menos debris e *smear layer* nas paredes dos canais radiculares em comparação com o sistema de rotação contínua e a técnica manual. Segundo eles, o sistema de rotação contínua Profile foi menos eficiente em limpar completamente o canal radicular, deixando muitas áreas não tocadas, especialmente a cinco e dez milímetros do comprimento de trabalho. Este achado foi explicado em razão dos instrumentos desse sistema não poderem ser satisfatoriamente pressionados de encontro às paredes dentinárias, tendendo a formar preparos circulares em canais radiculares ovalados. Também mencionam que devido à rigidez e ao tipo de movimento instituído com os instrumentos do sistema Endo EZE, as limas puderam ser forçados de encontro às áreas polares dos canais radiculares, sendo mais eficientes em manter sua anatomia original pela remoção seletiva de estrutura dentinária. Ainda segundo os autores, outra possível explicação para reduzida eficiência do sistema de rotação contínua foi a configuração plana da superfície radial, responsável por obstruir os túbulos dentinários com debris, dificultando sua posterior remoção pelas soluções auxiliares. Em relação à instrumentação manual, os resultados sugerem que esta não foi totalmente eficiente na limpeza dos canais radiculares, possivelmente em razão dos instrumentos não terem sido forçados suficientemente contra as paredes dentinárias vestibular e lingual, deixando nestas áreas debris e *smear layer*. Os autores concluíram que embora melhor instrumentação tenha sido obtida com o sistema oscilatório, nenhuma das técnicas limpou completamente os canais radiculares.

Rüttermanann et al.<sup>39</sup>, em 2007, avaliaram o preparo biomecânico de canais radiculares ovalados, nos terços cervical e médio, realizado com sistema de rotação contínua ou de rotação alternada. Os autores empregaram 55 elementos dentais, incluindo pré-molares e incisivos inferiores. Após a verificação da patência dos canais radiculares e remoção da porção coronária dos dentes, as raízes dentárias foram inseridas em modelos de resina acrílica, acondicionadas em sistema de mufla e seccionadas horizontalmente em três porções de comprimento equivalente. Cada secção foi fotografada, antes e após o preparo biomecânico, com auxílio de microscópio óptico. Os três milímetros cervicais dos canais radiculares foram preparados com brocas Gates Glidden #3, #2 e #1. A seguir os espécimes foram divididos em dois grupos, um contendo 27 unidades e outro 28 unidades. O grupo I foi instrumentado com o sistema rotatório FlexMaster, tendo como último instrumento o #25/0,04 ou #20/0,04 em função do diâmetro inicial dos canais radiculares. Para este grupo, todos os instrumentos foram acionados em movimentos de limagem circunferencial. O grupo II foi preparado com o sistema oscilatório Endo EZE, utilizando os instrumentos específicos do sistema e cinemática semelhante à empregada no grupo I. A partir da sobreposição das imagens obtidas, foram analisados em *software* os parâmetros de centralização do canal radicular e o montante de áreas não preparadas após a instrumentação. A limpeza obtida no terço médio dos canais radiculares também foi avaliada, seccionando longitudinalmente as raízes e examinando as porções mesial e distal sob microscopia eletrônica de varredura. Foram atribuídos valores de um a cinco quanto à presença de debris e *smear layer*. Os autores não encontraram diferença

estatística significativa entre os grupos quanto aos parâmetros avaliados, verificando a ocorrência de canais radiculares preparados com aspecto circular ou direcionados apenas a uma das regiões polares, independentemente do sistema mecânico utilizado. Segundo eles, isso ocorreu em razão da geometria oval apresentada pelos canais radiculares, concluindo que essa configuração anatômica representa dificuldade para o completo debridamento e desinfecção e que nenhum dos sistemas testados foi capaz de preparar completamente os canais radiculares.

Grande et al.<sup>12</sup>, em 2007, avaliaram as modificações na morfologia de canais radiculares ovalados utilizando instrumentos de níquel-titânio acionados por um sistema de rotação contínua ou de aço inox acionados em rotação recíproca. Os autores empregaram 34 pré-molares inferiores que foram incluídos em blocos acrílicos acondicionados em um sistema de mufla, sendo posteriormente seccionados a três, sete e onze milímetros do ápice radicular, representando o terço apical, médio e cervical respectivamente. Cada secção foi digitalizada antes e após o preparo biomecânico com uma resolução de 4800 dpi. A partir dessas imagens, foram realizadas mensurações dos diâmetros dos canais radiculares nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual. Os dentes foram divididos em dois grupos, numericamente equivalentes, de acordo com o sistema utilizado para o preparo. O grupo I empregou o sistema oscilatório Endo EZE, valendo-se dos instrumentos *Shaping Files* para preparo dos terços cervical e médio, acionados em movimento de limagem circunferencial e tendo como instrumento apical de maior diâmetro #40/0,02. O grupo II empregou o sistema de rotação contínua Protaper, valendo-se somente do instrumento SX para preparo

cervical, acionado em movimentos laterais de limagem, e tendo como instrumento apical de maior diâmetro o F3. Os autores verificaram que, no terço cervical, o aumento do diâmetro vestibulo-lingual foi maior para o grupo I, enquanto no terço médio o aumento no diâmetro mesio-distal foi maior no grupo II. Segundo eles, tal fato pode ser atribuído ao movimento executado com os instrumentos, especialmente com os *Finishing Files* do sistema Protaper, que por se manterem centrados no canal radicular, tiveram pouco ou nenhum contato com algumas porções das paredes dentinárias vestibular e lingual. Neste sentido, os dados mostraram que particularmente no terço médio, os instrumentos de níquel-titânio acionados em rotação contínua não mantiveram contato com todas as paredes dentinárias, não alterando assim o diâmetro vestibulo-lingual dos elementos dentais, porém causando modificação da anatomia no sentido mesio-distal, com algumas áreas mostrando modelagem em formato circular, característica da ação exclusiva de alargamento por rotação contínua. Além disso, com o uso do Endo EZE a proporção entre os diâmetros vestibulo-lingual e mesio-distal permaneceu praticamente inalterada, com maior remoção de tecidos duros em áreas de maior espessura, o que reduz, segundo os autores, o risco de enfraquecimento desnecessário do elemento dental. Tal achado pôde ser atribuído às propriedades metalúrgicas da liga de aço inox, que permitiu um direcionamento seletivo dos instrumentos no interior do canal radicular. Não foram encontradas diferenças estatísticas significantes quanto ao desgaste produzido pelos sistemas no terço apical. Os autores concluíram ser necessária a investigação dos efeitos de

instrumentos rotatórios quando usados em movimentos de imagem circunferencial em canais radiculares ovalados.

### **3 Proposição**

Analisar radiograficamente a modelagem de canais radiculares ovalados realizada com três sistemas rotatórios de níquel-titânio de diferentes designs e acionados em movimentos de pecking motion ou brushing motion.

## 4 Material e método

Foram obtidos 60 incisivos inferiores junto ao Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, com o protocolo desta pesquisa tendo sido analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da referida instituição (Anexo 1). Para seleção dos dentes utilizados, duas radiografias preliminares foram executadas, sendo uma no sentido méso-distal e outra no vestibulo-lingual. Inicialmente foram adotados como critérios para inclusão dos espécimes no estudo a presença de apenas um canal radicular, rizogênese completa e ausência de calcificações ou reabsorção interna.

A seguir, nas imagens radiográficas, com base em mensurações executadas, em *software*, nos terços cervical e médio dos canais radiculares, os dentes que apresentaram proporção entre os diâmetros vestibulo-lingual e méso-distal igual ou superior a 2:1, em ambos os níveis, foram considerados ovalados e incluídos no estudo.

Realizou-se a abertura coronária dos elementos dentais, utilizando pontas diamantadas esféricas 1012 HL (KG Sorensen, São Paulo, Brasil), sendo a forma de contorno estabelecida com broca Endo Z (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), ambas acionadas por turbina de alta rotação sob irrigação abundante.

Os dentes foram inseridos em uma cuba plástica contendo solução de hipoclorito de sódio a 5,25% durante 24 horas. Após esse período, procedeu-se a exploração inicial com lima tipo K #15 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), verificando a patência dos canais radiculares e removendo eventuais

remanescentes pulpares. Cada canal radicular era, então, irrigado com dois mililitros (ml) de solução salina e seco por aspiração.

A seguir, os dentes foram inseridos em blocos de resina acrílica autopolimerizável incolor (Clássico, São Paulo, Brasil) – (Figura 1) para posteriormente serem acoplados a uma plataforma radiográfica, visando a padronização na execução das radiografias periapicais.



FIGURA 1 - Bloco acrílico contendo o elemento dental.

A confecção destes blocos foi realizada a partir de um orifício quadrangular, criado na base da própria plataforma radiográfica. Para que fosse viável os dentes serem radiografados em sentido vestibulo-lingual e méso-distal, este orifício possuía formato quadrangular, sendo ligeiramente expansivo, permitindo que cada bloco se adaptasse, sem folgas, em ambas as posições e pudessem ser removidos e recolocados, reproduzindo seu posicionamento inicial.

Durante a confecção dos blocos, com o objetivo de impedir a infiltração de resina acrílica através do forame apical, o ápice radicular de cada um dos dentes foi vedado com material restaurador temporário fotopolimerizável (Bioplic-Biodinâmica, Ibiporã, Brasil). Também tiveram a junção amelocementária circundada por um fio ortodôntico de secção transversal redonda com 0,012 polegadas de diâmetro (Morelli, Sorocaba, Brasil), visando estabelecer radiograficamente um referencial coronário para posterior demarcação de área em *software*. Na seqüência, foi vertida resina acrílica no orifício criado na base da plataforma radiográfica de modo a cobrir apenas a porção radicular dos dentes, aguardando-se sua polimerização final e obtendo-se, assim, um bloco para cada elemento dental.

Um meio de contraste radiológico (Pielograf 76 %-Justesa Imagem do Brasil, Rio de Janeiro, Brasil) – (Figura 2) foi empregado para preenchimento dos canais radiculares, proporcionando a visualização mais adequada destes nas películas radiográficas. Esta solução contrastante tem como princípio ativo a associação entre diatrizoatos de sódio e meglumina, contendo 370 miligramas de iodo por mililitro de solução.



FIGURA 2 - Meio de contraste radiológico.

Os canais radiculares foram preenchidos por injeção passiva de pequenos volumes desse meio de contraste, com auxílio de seringa plástica de cinco mililitros e agulha de Gauge 30 (SybronEndo, Orange, E.U.A).

Cada espécime foi, então, radiografado antes do preparo biomecânico em sentido vestibulo-lingual e méso-distal.

Para obtenção das radiografias utilizou-se o aparelho GE 1000 (General Electric, Milwaukee, E.U.A) trabalhando com 70 Kilovolts, 10 miliamperes, tempo de exposição de 0,25 segundos e distância foco-filme de 40 centímetros. Os filmes

radiográficos empregados foram os de sensibilidade F, representados pelo modelo Insight (Eastman Kodak Company, Rochester, E.U.A).

O conjunto radiográfico, composto por aparelho de raios X, dente e filme, teve a padronização de posicionamento e distância assegurada pelo sistema de plataforma radiográfica (Figuras 3 e 4).

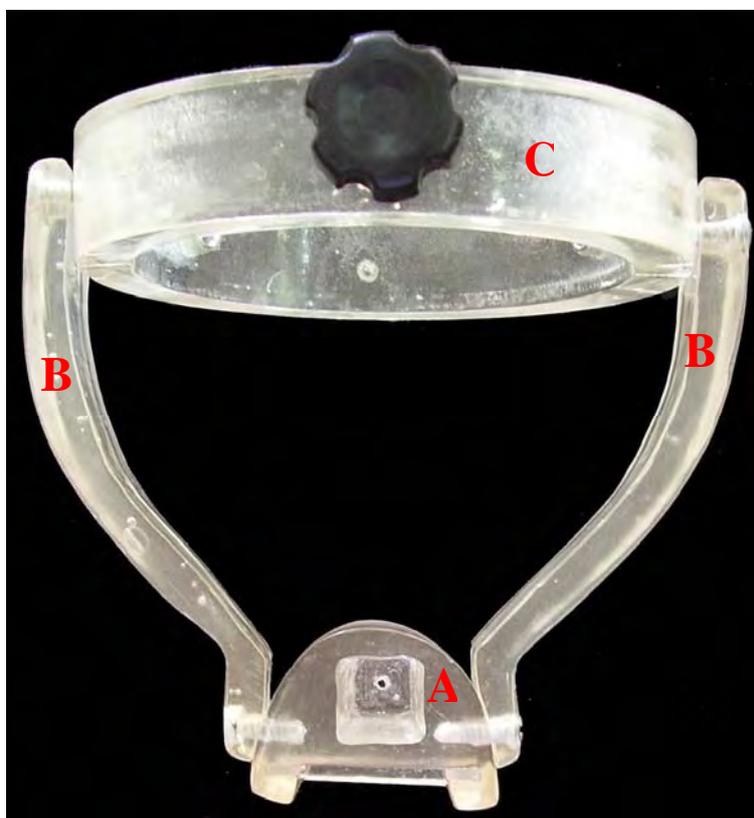


FIGURA 3 - Plataforma radiográfica. Vista superior.

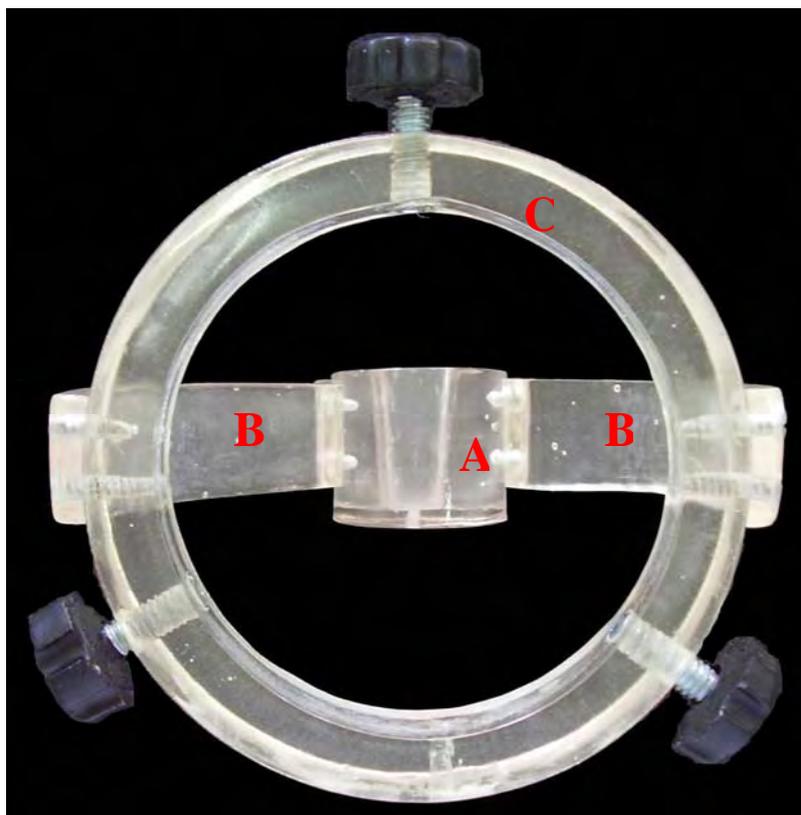


FIGURA 4 - Plataforma radiográfica. Vista anterior.

Esse dispositivo era composto pelos blocos acrílicos, contendo os elementos dentais, inseridos em uma base (A) unida por duas hastes (B) a um conector circunferencial (C), responsável pela fixação de todo o conjunto ao cilindro de raios X mediante três parafusos igualmente distribuídos sobre sua superfície. Na base acrílica, foi criada uma canaleta para inserção da película radiográfica, permitindo que esta fosse posicionada de modo mais paralelo e aproximado possível ao eixo longitudinal do dente radiografado.

Após a obtenção das imagens radiográficas pré-operatórias, o meio de contraste foi removido do interior dos canais radiculares por irrigação-aspiração com 5 mililitros de solução fisiológica em cada espécime.

Para instrumentação dos canais radiculares, os dentes foram divididos aleatoriamente em três grupos, perfazendo 20 dentes para cada um deles, e instrumentados com uso dos sistemas de rotação contínua Protaper Universal (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), Race (FKG Dentaire, Lachaux de Fonds, Suíça) e K<sup>3</sup> (SybronEndo, Orange, E.U.A), representando os grupos I, II e III respectivamente.

Os instrumentos foram acionados por contra ângulo com fator de redução de velocidade 16:1 acoplado ao motor elétrico X-Smart (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), conferindo velocidade constante de 300 rotações por minuto. Estabeleceram-se torques de 2 Newtons . centímetro (N.cm) para os instrumentos destinados ao preparo biomecânico dos terços cervical e médio e de 1 N.cm para aqueles que atuaram no preparo biomecânico do terço apical. O tempo de permanência para cada um dos instrumentos no interior do canal radicular esteve contido em um intervalo entre cinco e dez segundos, tendo sido utilizados para o preparo de cinco canais radiculares antes de seu descarte.

A técnica de preparo instituída foi coroa-ápice sem pressão, sendo considerada completa quando o último instrumento empregado para o preparo apical alcançava o comprimento real de trabalho. Nos grupos I e II, os instrumentos destinados ao preparo dos terços cervical e médio foram submetidos à cinemática de introdução seguida por tração com pressão lateral de encontro às paredes dentinárias vestibular e lingual, de forma a atuarem em limagem simultaneamente ao movimento de rotação contínua (*brushing motion*). Em ambos os grupos, os instrumentos destinados ao preparo do terço apical foram

submetidos exclusivamente à cinemática de progressão e recuo lineares, com pequena amplitude de movimentos, sem que permanecessem rotacionando em uma mesma profundidade (*pecking motion*).

No grupo III a cinemática instituída, a todos os instrumentos, foi de *pecking motion*.

No grupo I utilizaram-se os instrumentos S1 e SX, inseridos passivamente no canal radicular e, seqüencialmente, S1, S2, F1, F2 e F3 até o comprimento real de trabalho. No grupo II os instrumentos #40/0,10; #35/0,08 e #25/0,06 para o preparo dos terços cervical e médio dos canais radiculares e #25/0,04; #30/0,04 e #30/0,06 para o preparo do terço apical. De forma similar, no grupo III os instrumentos #25/0,10; #25/0,08 e #25/0,06 para o preparo dos dois terços coronários e #25/0,04; #30/0,04 e #30/0,06 para o preparo do terço apical.

Em todos os grupos o limite apical de instrumentação adotado correspondeu a um milímetro aquém do ápice radiográfico.

A cada troca de instrumento era realizada irrigação, aspiração e inundação do canal radicular, com dois mililitros de solução salina, auxiliada por seringa plástica e ponta irrigadora Gauge 30 (SybronEndo, Orange, E.U.A), sendo a patência apical mantida com uso de uma lima tipo K #15 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Após o término da instrumentação, o meio de contraste radiográfico foi novamente inserido nos canais radiculares e os dentes radiografados nos sentidos vestibulo-lingual e mesio-distal, conforme descrito previamente.

Posteriormente à exposição radiográfica, os filmes periapicais foram processados automaticamente na processadora Dent-X 9000 (Dent-X, Elmsford, E.U.A) com tempo total de cinco minutos. A seguir, foram digitalizados por meio de um scanner de plataforma modelo SnapScan 1236 (Agfa-Gevaert, Mortsel, Bélgica), com resolução de captura de 2400 *dots per inch* (pontos por polegada-dpi). O posicionamento dos filmes radiográficos no scanner foi padronizado com auxílio de uma máscara de edição confeccionada para tal finalidade. Durante a digitalização das radiografias, uma régua milimetrada (Ultradent Products, South Jordan, E.U.A) foi mantida lateralmente ao filme, para que se pudesse identificar nas imagens obtidas o limite apical de instrumentação, assim como o limite entre o terço cervical e médio e entre este e o apical no canal radicular. As imagens resultantes foram arquivadas no programa Adobe Photoshop 7.0 (Adobe Systems, San Jose, E.U.A) em formato *Tagged Image file format* (TIFF).

Desta forma, as imagens radiográficas, obtidas no pré e pós-operatório, em sentido mésio-distal e vestibulo-lingual, foram importadas para o programa *Image Tool 3.0* (Domínio Público, San Antonio, E.U.A) para que a morfologia dos canais radiculares antes e após o preparo biomecânico fosse analisada. Após a calibração do *software*, era executada a demarcação de cada um dos terços dos canais radiculares nas imagens radiográficas visualizadas em monitor de 17 polegadas com resolução de 1024 x 768 pixels e escala de ampliação equivalente a 100% do tamanho original.

A partir disso, foi avaliado o aumento percentual de área dos canais radiculares nos terços cervical, médio e apical resultante em cada grupo

experimental, nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual. Também se avaliou, por terços dos canais radiculares, a eventual modificação na proporção original existente entre as áreas vestibulo-lingual e méso-distal, como resultado do preparo biomecânico.

Os dados obtidos foram tabulados (Anexos 2 a 19) e submetidos à análise estatística, sendo realizados testes que demonstraram a relação desses resultados com os sistemas de instrumentação empregados, usando nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ).

## 5 Resultado

### 5.1 Relação entre áreas iniciais, por terço e por grupo, nas dimensões méso-distal e vestibulo-lingual

A Tabela 1 mostra, em milímetros quadrados ( $\text{mm}^2$ ) as medidas médias das áreas iniciais (anterior ao preparo biomecânico), por terço e por grupo, nas dimensões méso-distal e vestibulo-lingual. A partir destes dados, realizou-se análise estatística para comparação entre os grupos em relação a cada um dos terços dos canais radiculares, em ambas as dimensões, representada nas tabelas 2 a 7, por meio do teste de Análise de Variância (ANOVA). Havendo um valor de  $p$  (nível de probabilidade) menor que 0,05, considerou-se que houve diferença estatística significativa em pelo menos um dos grupos. A partir disso, realizou-se o teste de Tukey para comparação aos pares, permitindo a afirmativa de que a média de área de um determinado terço em um dos grupos era diferente em relação ao mesmo terço em outro.

Tabela 1 - Medidas médias das áreas iniciais, em mm<sup>2</sup>, por grupo e por terço, em ambas as dimensões

DIMENSÃO	GRUPO	TERÇO		
		Cervical	Médio	Apical
Mésio-Distal	I	3,53	2,01	1,27
	II	3,38	1,87	1,15
	III	2,98	1,82	1,07
Vestíbulo-Lingual	I	6,21	3,87	1,63
	II	5,80	3,04	1,28
	III	4,87	3,12	1,28

Tabela 2 - Análise de Variância para a área inicial dos canais radiculares, por grupo, para o terço cervical, na dimensão mésio-distal

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Grupo	2	1,59	1,39	0,25
Resíduo	57	1,14		
Total	59	2,73		

Tabela 3 - Análise de Variância para a área inicial dos canais radiculares, por grupo, para o terço médio, na dimensão méso-distal

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Grupo	2	0,21	0,98	0,37
Resíduo	57	0,21		
Total	59	0,42		

Tabela 4 - Análise de Variância para a área inicial dos canais radiculares, por grupo, para o terço apical, na dimensão méso-distal

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Grupo	2	0,20	2,32	0,10
Resíduo	57	0,08		
Total	59	0,28		

Verifica-se que, em todos os terços, na dimensão méso-distal, os três grupos podem ser considerados homogêneos, por não haver diferença estatística significativa entre as médias.

Tabela 5 - Análise de Variância para a área inicial dos canais radiculares, por grupo, para o terço cervical, na dimensão vestibulo-lingual

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Grupo	2	9,46	2,13	0,12
Resíduo	57	4,43		
Total	59	13,89		

Tabela 6 - Análise de Variância para a área inicial dos canais radiculares, por grupo, para o terço médio, na dimensão vestibulo-lingual

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Grupo	2	4,15	1,41	0,25
Resíduo	57	2,94		
Total	59	7,09		

Tabela 7 - Análise de Variância para a área inicial dos canais radiculares, por grupo, para o terço apical, na dimensão vestibulo-lingual

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Grupo	2	0,81	2,98	0,06
Resíduo	57	0,27		
Total	59	1,08		

Verifica-se que, em todos os terços, na dimensão vestibulo-lingual, os três grupos podem ser considerados homogêneos, por não haver diferença estatística significativa entre as médias.

## 5.2 Percentual de aumento de área

O percentual de aumento de área refere-se ao quanto, em percentagem, a área inicial de cada terço dos canais radiculares, em cada um dos grupos, aumentou após o preparo biomecânico, nas dimensões mesio-distal e vestibulo-lingual, considerando a área inicial com sendo 100%.

Chega-se a esse percentual pela fórmula:

$$Aumento = \frac{\hat{Área}_{Final} - \hat{Área}_{Inicial}}{\hat{Área}_{Inicial}}$$

Verificou-se a possibilidade de algum dos sistemas rotatórios ter causado maior variação que outro, neste parâmetro estudado, por meio do teste de Análise de Variância (ANOVA). Havendo um valor de  $p$  (nível de probabilidade) menor que 0,05, considerou-se que houve diferença estatística significativa em pelo menos um dos grupos. A partir disso, realizou-se o teste de Tukey para comparação aos pares, permitindo a afirmativa de que um determinado grupo apresentou aumento de área superior a outro. A análise estatística está representada nas Tabelas 8 a 16.

### 5.2.1 Dimensão médio-distal

#### 5.2.1.1 Terço cervical

Tabela 8 - Análise de Variância para a percentagem de aumento de área na dimensão médio-distal do terço cervical

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Tratamento	2	0,31	3,83	0,02
Resíduo	57	0,08		
Total	59	0,39		

Verifica-se que a Análise de Variância apresentou diferença estatística significativa entre os grupos.

Tabela 9 - Teste de Tukey para a percentagem de aumento de área na dimensão méso-distal do terço cervical nos três grupos

Tratamento	Média	Grupo I	Grupo II	Grupo III
Grupo I	51,5%	--x--	0,19	0,59
Grupo II	67,4%		--x--	0,02
Grupo III	42,6%			--x--

A Tabela 9 mostra que o aumento percentual de área do grupo II (67,4%) foi maior somente em relação ao do grupo III (42,6%), não havendo diferença estatística significativa entre os outros grupos.

### 5.2.1.2 Terço médio

Tabela 10 - Análise de Variância para a percentagem de aumento de área na dimensão méso-distal do terço médio

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Tratamento	2	0,37	3,19	0,04
Resíduo	57	0,11		
Total	59	0,49		

Verifica-se que a Análise de Variância apresentou diferença estatística significativa entre os grupos.

Tabela 11 - Teste de Tukey para a percentagem de aumento de área na dimensão méso-distal do terço médio nos três grupos

Tratamento	Média	Grupo I	Grupo II	Grupo III
Grupo I	58,9%	--x--	0,12	0,94
Grupo II	80,7%		--x--	<b>0,05</b>
Grupo III	55,3%			--x--

A Tabela 11 mostra que embora, estatisticamente, o aumento percentual de área do grupo II (80,7%) não possa ser considerado maior em relação ao do grupo III (55,3%), foi notado que o valor de  $p$  pôde ser considerado como limítrofe nesta condição. Deve-se considerar aqui, que a análise estatística intenciona permitir inferências válidas a uma população a partir de uma amostra. Neste sentido, parece razoável considerar que uma amostra maior poderia acentuar a diferença estatística indicada pela análise. Assim, optou-se por considerar tal valor de  $p$ , como significativo, em razão da sua extrema proximidade com o valor de significância estabelecido para o estudo e pela inerente limitação numérica de unidades constituintes da amostra.

### 5.2.1.3 Terço apical

Tabela 12 - Análise de Variância para a percentagem de aumento de área na dimensão méso-distal do terço apical

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Tratamento	2	0,17	1,40	0,25
Resíduo	57	0,12		
Total	59	0,29		

Verifica-se que a Análise de Variância não apresentou diferença estatística significativa entre os grupos.

### 5.2.2 Dimensão vestibulo-lingual

#### 5.2.2.1 Terço cervical

Tabela 13 - Análise de Variância para a percentagem de aumento de área na dimensão vestibulo-lingual do terço cervical

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Tratamento	2	0,12	1,11	0,33
Resíduo	57	0,11		
Total	59	0,23		

Verifica-se que a Análise de Variância não apresentou diferença estatística significativa entre os grupos.

### 5.2.2.2 Terço médio

Tabela 14 - Análise de Variância para a percentagem de aumento de área na dimensão vestibulo-lingual do terço médio

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Tratamento	2	0,33	4,50	0,01
Resíduo	57	0,07		
Total	59	0,40		

Verifica-se que a Análise de Variância apresentou diferença estatística significativa entre os grupos.

Tabela 15 - Teste de Tukey para a percentagem de aumento de área na dimensão vestibulo-lingual do terço médio nos três grupos

Tratamento	Média	Grupo I	Grupo II	Grupo III
Grupo I	18,8%	--x--	0,01	0,46
Grupo II	44,4%		--x--	0,18
Grupo III	29,0%			--x--

A Tabela 15 mostra que o aumento percentual de área do grupo II (44,4%) foi maior somente em relação ao do grupo I (18,8%), não havendo diferença estatística significativa entre os outros grupos.

### 5.2.2.3 Terço apical

Tabela 16 - Análise de Variância para a percentagem de aumento de área na dimensão vestibulo-lingual do terço apical

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Tratamento	2	0,12	0,93	0,39
Resíduo	57	0,13		
Total	59	0,25		

Verifica-se que a análise de variância não apresentou diferença estatística significativa entre os grupos.

Os Gráficos 1 e 2 representam a análise estatística contida nas Tabelas 8 a 16. Em síntese, o grupo II (Race) apresentou maior aumento percentual de área em ambas as dimensões e em todos os terços dos canais radiculares. Entretanto, com base na análise estatística, pode-se afirmar que a diferença no aumento de área foi significativa somente para os terços cervical e médio, em sentido mésio-distal, entre os grupos II e III e para o terço médio, em sentido vestibulo-lingual, entre os grupos II e I.

As Figuras 5 e 6 mostram o preparo biomecânico obtido com o sistema Protaper Universal em sentido mésio-distal e vestibulo-lingual, respectivamente.

As Figuras 7 e 8 mostram o preparo biomecânico obtido com o sistema Race em sentido mésio-distal e vestibulo-lingual, respectivamente.

As Figuras 9 e 10 mostram o preparo biomecânico obtido com o sistema K<sup>3</sup> em sentido mésio-distal e vestibulo-lingual, respectivamente.

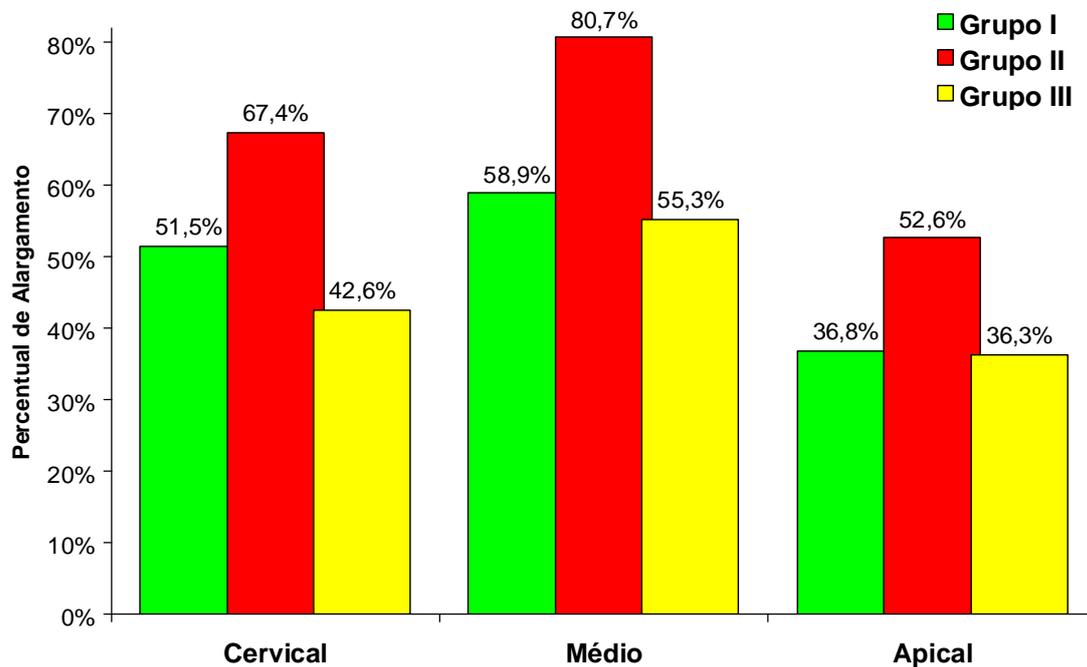


GRÁFICO 1 - Médias do aumento percentual de área na dimensão méσιο-distal, por terços e por grupo.

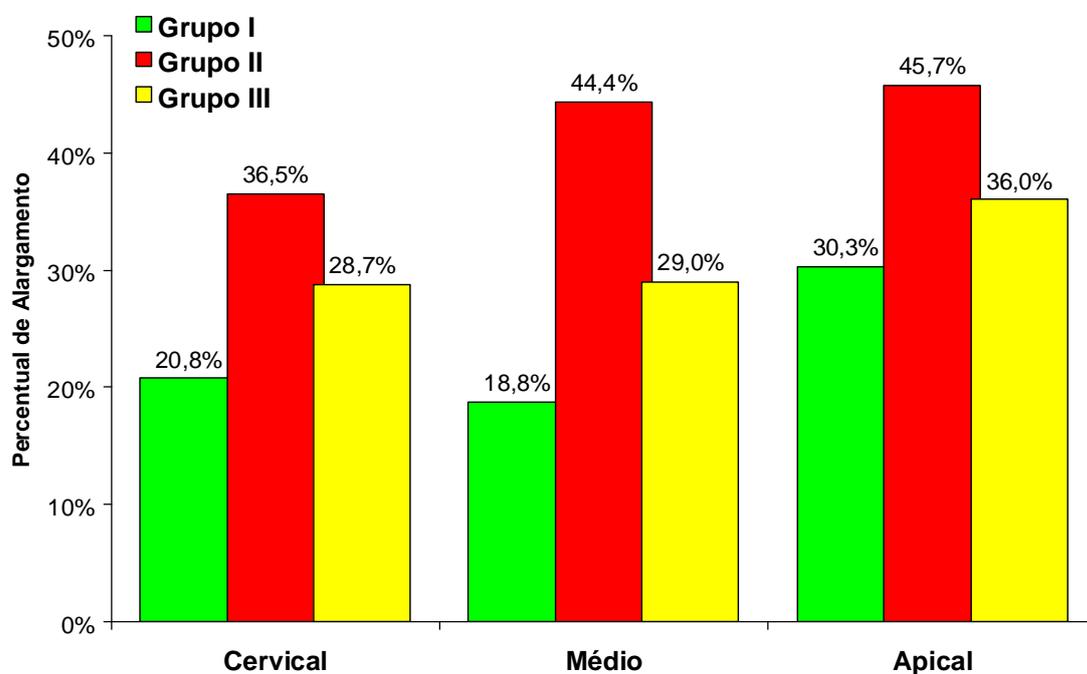


GRÁFICO 2 - Médias do aumento percentual de área na dimensão vestibulo-lingual, por terços e por grupo.

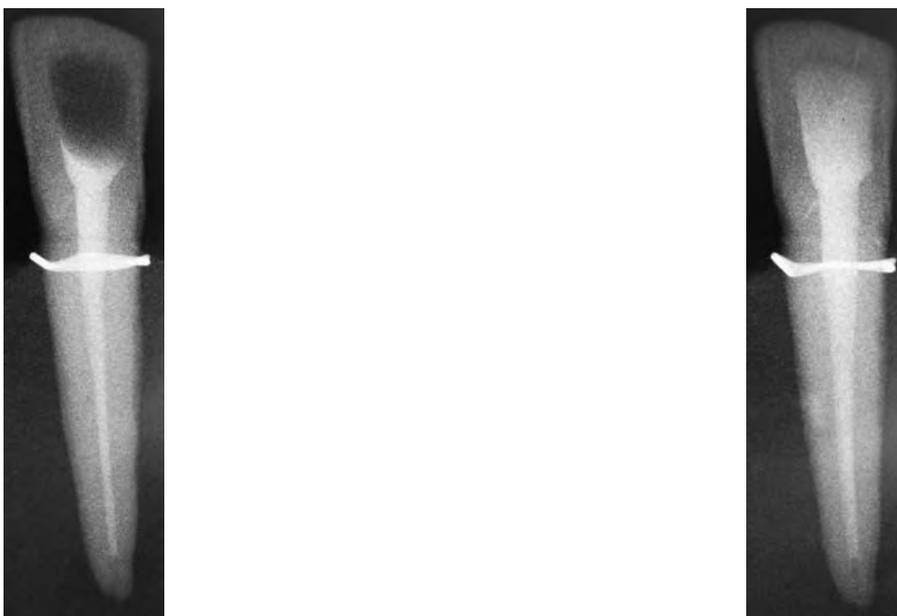


FIGURA 5. Preparo biomecânico com sistema Protaper Universal, sentido méso-distal.



FIGURA 6. Preparo biomecânico com sistema Protaper Universal, sentido vestibulo-lingual.



FIGURA 7. Preparo biomecânico com sistema Race, sentido mesio-distal.

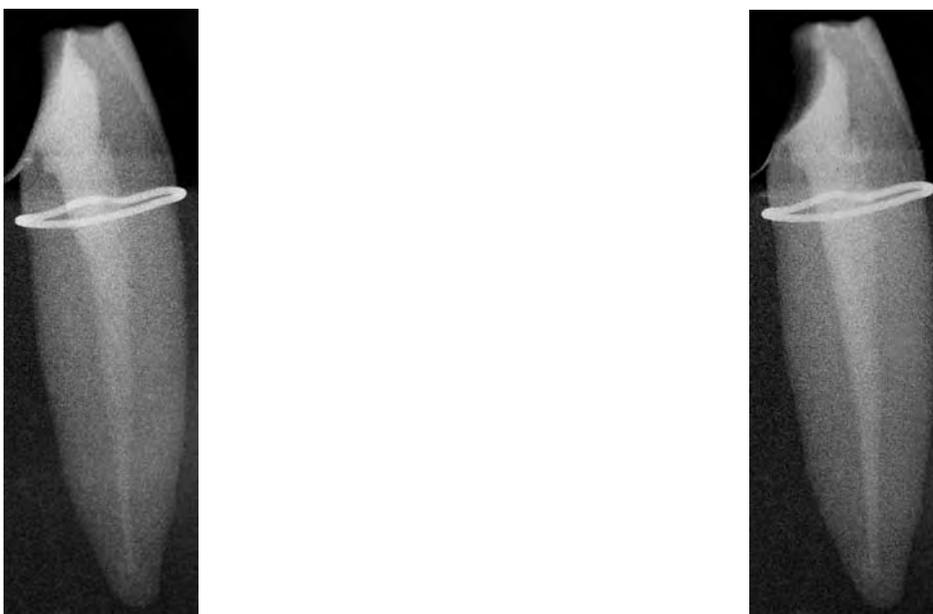


FIGURA 8. Preparo biomecânico com sistema Race, sentido vestibulo-lingual.



FIGURA 9. Preparo biomecânico com sistema K<sup>3</sup>, sentido méso-distal.



FIGURA 10. Preparo biomecânico com sistema K<sup>3</sup>, sentido vestibulo-lingual.

### 5.3 Proporcionalidade entre as áreas vestibulo-lingual / méso-distal após o preparo biomecânico

Objetivou-se com esta análise verificar a hipótese de que algum dos sistemas rotatórios tenha aumentado as áreas vestibulo-lingual e méso-distal das unidades amostrais de forma proporcional, mantendo a proporção espacial original dos canais radiculares.

A proporcionalidade foi obtida por meio da fórmula:

$$\frac{VL_{Final}/MD_{Final}}{VL_{Inicial}/MD_{Inicial}}$$

A Tabela 17 e o Gráfico 3 mostram a média dos valores de proporcionalidade entre as áreas vestibulo-lingual e méso-distal, Final / Inicial dos canais radiculares, por grupo e por terço.

A partir destes dados, realizou-se análise estatística para comparação entre grupos e, entre cada terço dentro dos grupos, por meio do teste de Análise de Variância (ANOVA). Havendo um valor de  $p$  (nível de probabilidade) menor que 0,05, considerou-se que houve diferença estatística significativa em pelo menos um dos grupos e/ou terços. A partir disso, realizou-se o teste de Tukey para comparação aos pares, permitindo a afirmativa de que a manutenção de proporcionalidade em um determinado grupo ou terço era diferente de outro.

Tabela 17 - Média dos valores de proporcionalidade entre as áreas vestibulo-lingual / médio-distal, Pós/Antes dos canais radiculares, por grupo e por terço

Tratamento	Cervical	Médio	Apical
Grupo I	0,81	0,76	0,96
Grupo II	0,82	0,82	1,00
Grupo III	0,91	0,83	1,02

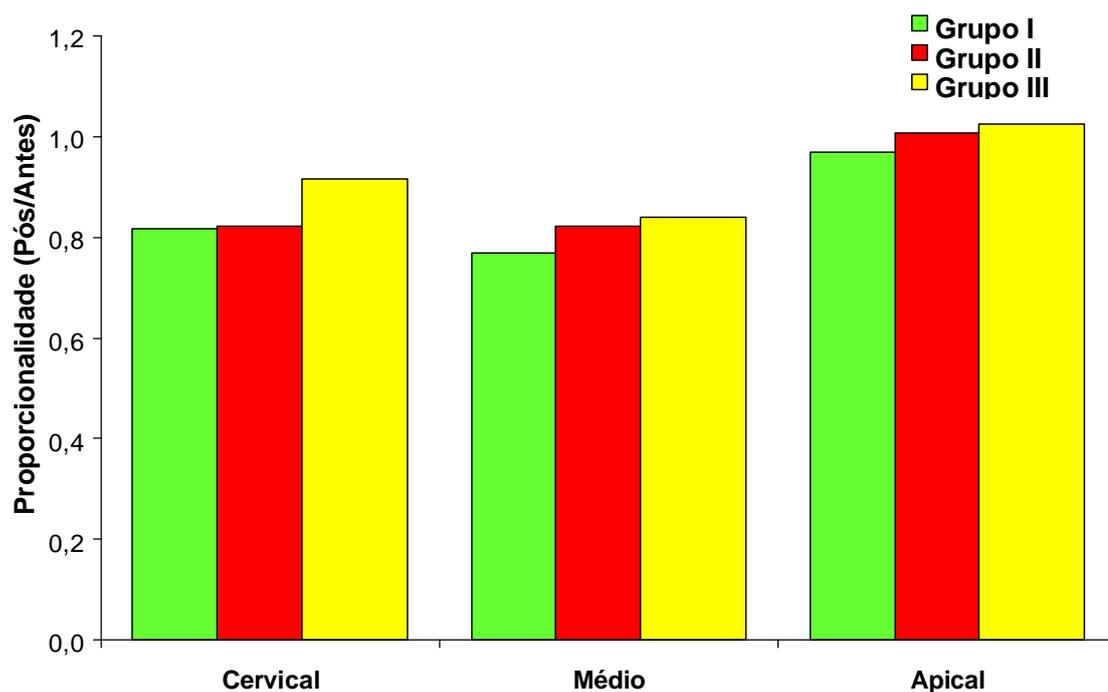


GRÁFICO 3 - Média dos valores de proporcionalidade entre as áreas vestibulo-lingual / médio-distal, Final / Inicial dos canais radiculares, por grupo e por terço.

Tabela 18 - Teste de Análise de Variância para proporção vestibulo-lingual / méso-distal, Final / Inicial dos canais radiculares, por grupo e por terço

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Grupo	2	0,08	1,66	0,19
Terço	2	0,60	12,10	0,00
Resíduo	171	0,04		
Total	179	0,74		

Verifica-se que não houve diferença estatística significativa entre os grupos, mas somente entre terços.

Tabela 19 - Teste de Análise de Variância para proporção vestibulo-lingual / méso-distal, Final / Inicial dos canais radiculares, por terço para o grupo I

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Terço	2	0,217	5,85	0,00
Resíduo	57	0,03		
Total	59	0,25		

Verifica-se que houve diferença estatística significativa entre os terços.

Tabela 20 - Teste de Tukey para proporcionalidade entre as áreas vestibulo-lingual / méso-distal, Final / Inicial dos canais radiculares, por terço, para o grupo I

Terços	$\frac{VL/MD_{FINAL}}{VL/MD_{INICIAL}}$	Cervical	Médio	Apical
Cervical	0,81	--x--	0,69	--x--
Médio	0,76	--x--	--x--	--x--
Apical	0,96	0,04	0,00	--x--

Verifica-se que, para o grupo I, o terço apical manteve de forma estatisticamente superior a proporção vestibulo-lingual / méso-distal, após o preparo biomecânico.

Tabela 21 - Teste de Análise de Variância para proporção vestibulo-lingual / méso-distal, Final / Inicial do preparo biomecânico, por terço para o grupo II

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Terço	2	0,23	3,70	0,03
Resíduo	57	0,06		
Total	59	0,29		

Verifica-se que houve diferença estatística significativa entre os terços.

Tabela 22 - Teste de Tukey para proporcionalidade entre as áreas vestibulo-lingual / méso-distal, Final / Inicial dos canais radiculares, por terço, para o grupo II

Terços	$\frac{VL/MD_{FINAL}}{VL/MD_{INICIAL}}$	Cervical	Médio	Apical
Cervical	0,82	--x--	0,99	--x--
Médio	0,82	--x--	--x--	--x--
Apical	1,00	0,05	0,05	--x--

Verifica-se que embora estatisticamente a variação na proporcionalidade existente no grupo II não possa ser considerada significativa para nenhum dos terços, foi notado que os valores de  $p$  puderam ser considerados como limítrofes nesta condição. Deve-se considerar aqui, que a análise estatística busca permitir inferências válidas a uma população a partir de uma amostra. Neste sentido, parece razoável considerar que uma amostra maior poderia acentuar as diferenças estatísticas indicadas pela análise. Assim, optou-se por considerar tais valores de  $p$ , como significantes, em razão da sua extrema proximidade com o valor de significância estabelecido para o estudo e pela inerente limitação de unidades constituintes da amostra no estudo.

Tabela 23 - Teste de Análise de Variância para proporção vestibulo-lingual / méso-distal, Final / Inicial dos canais radiculares, por terço para o grupo III

<i>Causa da Variação</i>	<i>Gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Terço	2	0,17	3,49	0,03
Resíduo	57	0,04		
Total	59	0,22		

Verifica-se que houve diferença estatística significativa entre os terços.

Tabela 24 - Teste de Tukey para proporcionalidade entre as áreas vestibulo-lingual / méso-distal, Final / Inicial dos canais radiculares, por terço, para o grupo III

Terços	$\frac{VL/MD_{FINAL}}{VL/MD_{INICIAL}}$	Cervical	Médio	Apical
Cervical	0,91	--x--	0,53	--x--
Médio	0,83	--x--	--x--	--x--
Apical	1,02	0,27	0,03	--x--

Verifica-se que no grupo III a proporção vestibulo-lingual / méso-distal, manteve-se melhor no terço apical em relação ao terço médio, após o preparo biomecânico.

#### 5.4 Correlação entre áreas inicial e final, para os terços cervical e médio, na dimensão vestibulo-lingual.

Realizou-se teste de associação entre variáveis, área inicial e final dos canais radiculares, com a finalidade de verificar a eventual correlação e influência de uma sobre a outra. Optou-se pela análise nos terços cervical e médio, na dimensão vestibulo-lingual, em razão das porções mais ovaladas dos canais radiculares estarem localizadas nestas regiões. Os Gráficos 4 e 5 mostram a dispersão entre as áreas inicial e final, na dimensão vestibulo-lingual, para os terços cervical e médio respectivamente. A Tabela 25 mostra o teste estatístico para as variáveis.

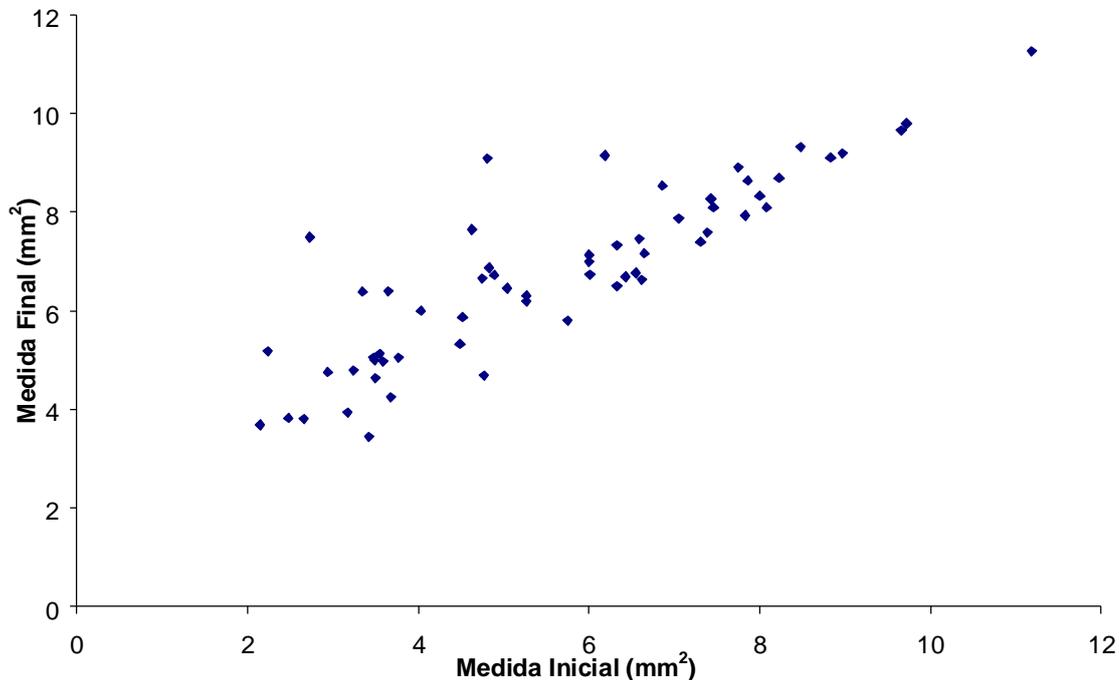


GRÁFICO 4 - Dispersão entre as áreas inicial e final, para o terço cervical, na dimensão vestibulo-lingual.

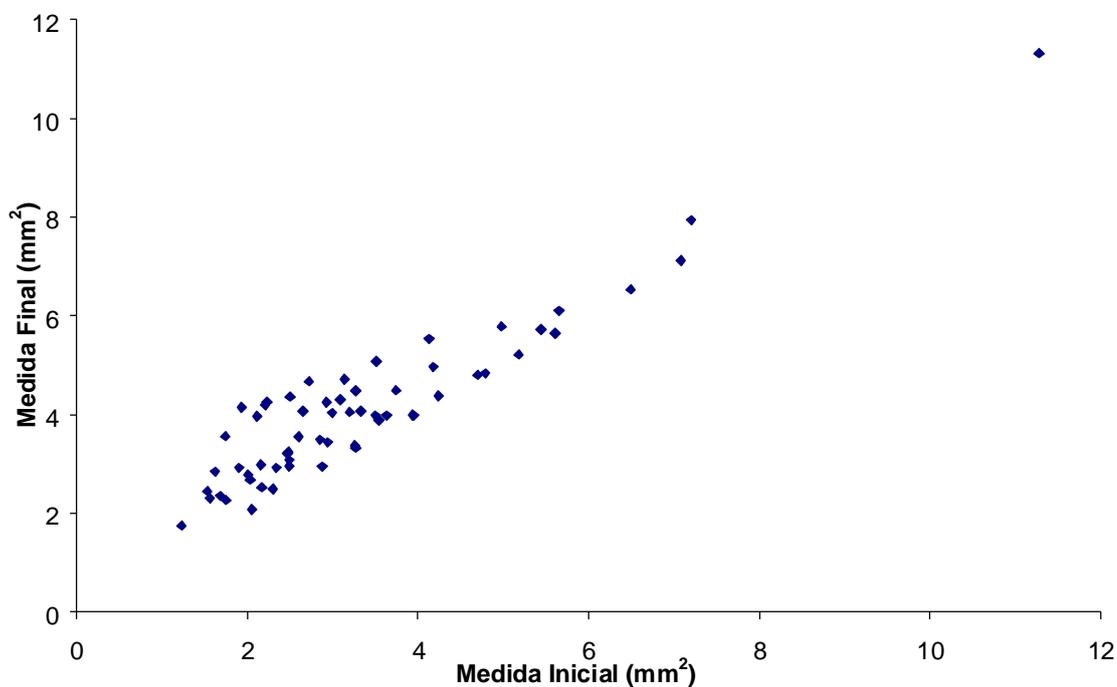


GRÁFICO 5 - Dispersão entre as áreas inicial e final, para o terço médio, na dimensão vestibulo-lingual.

Pode-se observar a formação de uma reta diagonal ascendente, a partir da qual cada unidade amostral do estudo estabelece uma relação. As unidades amostrais que estão mais próximas dessa reta seguem um padrão de variação (aumento) de área, no qual a área final apresenta pequeno aumento em relação à área inicial. De forma contrária, quanto maior a distância das unidades amostrais em relação à reta, tanto maior o aumento verificado em relação à área inicial.

Entretanto, a medida que a área inicial aumenta (eixo das abscissas) há diminuição no número de unidades amostrais que se distanciam da reta diagonal ascendente. A partir desta constatação, pode-se inferir que, para ambos os terços

analisados, quanto maior a área inicial, menor o aumento proporcionado pelo preparo biomecânico instituído, em valores absolutos, ou seja, as áreas inicial e final foram semelhantes.

Tabela 25 - Teste estatístico para as variáveis, Área Inicial e Área Final ( $\text{mm}^2$ ), na dimensão vestibulo-lingual, para os terços cervical e médio

Dimensão	Terço	N	$r_{(X;Y)}$	$R^2$	t	
Vestíbulo-Lingual	Cervical	60	0,87	0,76	13,79	0,00
	Médio	60	0,93	0,87	20,21	0,00

Verifica-se que os valores de ambos os coeficientes de correlação ( $r$ ) são elevados, 87% e 93% para os terços cervical e médio, respectivamente, e que essa correlação foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ), indicando comportamento semelhante entre as variáveis.

Nota-se ainda, que os valores de ambos os coeficientes de determinação também são elevados, 76% e 87% para os terços cervical e médio, respectivamente, indicando que essas percentagens de variabilidade para as áreas finais podem ser atribuídas exclusivamente às medidas das áreas iniciais dos terços radiculares.

## **6 Discussão**

### **6.1 Da metodologia**

#### **6.1.1 Método de avaliação**

A avaliação da eficiência de instrumentos e técnicas na modelagem de canais radiculares ovalados tem sido realizada principalmente pela análise de secções transversais de dentes inseridos em blocos acrílicos e acondicionados em sistema de mufla<sup>12,38,39,53,55</sup>.

Esta técnica permite a remoção e reposicionamento de forma ordenada dos segmentos para que sejam fotografados e as imagens, antes e após o preparo biomecânico, comparadas<sup>7</sup>. Entretanto, tem como desvantagens ser um método invasivo, causando a destruição do elemento dental, além de permitir a análise apenas em pontos pré-determinados pelo seccionamento dos espécimes<sup>10,37</sup>.

Diferentemente, técnicas radiográficas avançadas como a microtomografia computadorizada, possibilitam a reconstrução tridimensional dos tecidos dentários antes e após o tratamento endodôntico, permitindo o cálculo de volume e área da cavidade pulpar, sem a necessidade de seccionamento dental<sup>32</sup>. Também viabilizam a obtenção de secções transversais do dente estudado em qualquer orientação<sup>10</sup>. Porém, o alto custo do equipamento, a necessidade de pessoal técnico especializado para sua manipulação e o tempo requerido para obtenção da imagem, tornam o procedimento pouco prático<sup>5,12,37</sup>.

Recentemente, para a análise da modelagem de canais radiculares ovalados, alguns trabalhos têm sugerido metodologias radiográficas que proporcionam confiabilidade de resultados, mantêm a integridade do elemento

dental, consomem pouco tempo em sua execução e têm baixo custo operacional<sup>21,30</sup>.

### **6.1.2 Seleção da amostra**

A composição da amostra neste estudo foi baseada em critérios anatômicos e radiográficos.

A escolha por incisivos inferiores deve-se ao característico achatamento radicular em sentido méso-distal apresentado por esse grupo dental, configurando canais radiculares com aspecto ovalado, sobretudo nos terços cervical e médio<sup>22,28,56</sup> com extensões no sentido vestibular e lingual difíceis de serem completamente preparadas por técnicas manuais ou mecanizadas<sup>3,39,53-55</sup>.

Consequentemente, a seleção dos dentes foi realizada a partir de exposições radiográficas executadas no sentido méso-distal e vestibulo-lingual, excluindo inicialmente os espécimes que apresentavam condições que limitassem e/ou dificultassem a execução do preparo biomecânico.

Desta forma, não foram incluídos na amostra dentes possuidores de dois canais radiculares, rizogênese incompleta ou que tivessem sua morfologia alterada por calcificações pulpares ou reabsorção interna. A seguir, os diâmetros vestibulo-lingual e méso-distal nos terços cervical e médio dos canais radiculares foram mensurados com o software *Image Tool 3.0*.

O objetivo dessas medições foi selecionar dentes nos quais os diâmetros dos canais radiculares no sentido vestibulo-lingual, fossem equivalentes ou superiores ao dobro daqueles aferidos no sentido méso-distal, para o mesmo nível

analisado, caracterizando os espécimes como anatomicamente ovalados<sup>35,38,39,53,54,56</sup>.

### **6.1.3 Preparo da amostra**

A adequação da amostra para obtenção de imagens radiográficas, antes e após o preparo biomecânico, envolveu a inserção dos elementos dentais em blocos acrílicos e o uso de um meio de contraste radiográfico no interior dos canais radiculares.

A execução destas etapas teve início após a abertura coronária, com a imersão dos dentes previamente selecionados em solução de hipoclorito de sódio a 5,25% durante 24 horas, seguida pela exploração dos canais radiculares empregando lima tipo K #15, para verificar a patência e remover eventuais remanescentes pulpares que poderiam dificultar a difusão da solução contrastante, empregada posteriormente.

Outros recursos têm sido mencionados na literatura para essa finalidade, como a imersão dos dentes em solução aquosa de papaína, seguida por incubação a 37° por duas semanas<sup>17</sup> ou a imersão dos dentes por 15 a 20 minutos em solução de perborato de sódio aquecida<sup>50</sup>. Também foram descritas a imersão dos dentes em solução de hipoclorito de sódio a 0,5% por 48 horas<sup>46</sup>, em solução a 2,5% por um mês<sup>27</sup> e em solução a 5% por 20 minutos<sup>26</sup>.

Ainda foram relatadas a irrigação dos canais radiculares com solução de hipoclorito de sódio a 2,5%, seguida por agitação mecânica com instrumentos

manuais<sup>31</sup> ou a inserção de hipoclorito de sódio a 5,25% por meio de um sistema de vácuo durante um período de 90 minutos em cada elemento dental<sup>14,29</sup>.

Nota-se que as técnicas descritas na literatura envolvem o uso de sistemas a vácuo<sup>14,29</sup>, longo consumo de tempo<sup>17,27,29</sup> ou substâncias de acessibilidade mais complexa que o hipoclorito de sódio<sup>50</sup>.

Nesta pesquisa, a solução de hipoclorito de sódio a 5,25% foi escolhida por ser mais efetiva na dissolução dos tecidos necróticos em relação às aquelas menos concentradas a 0,5%, 1% e 2,5%<sup>15</sup>.

A escolha por um instrumento de pequeno calibre para exploração inicial justifica-se pela minimização de eventuais modificações na anatomia original dos canais radiculares que possam ser causadas por esta manobra, uma vez que o estudo envolve a comparação entre a morfologia antes e após o preparo biomecânico. Assim, a opção por esta técnica para remoção de possíveis fragmentos pulpares se configurou em um procedimento rápido, eficiente e de baixo custo.

Após essa fase inicial, os dentes foram inseridos em blocos de resina acrílica confeccionados em um orifício quadrangular existente na base da plataforma radiográfica, permitindo a obtenção de imagens em sentido vestibulo-lingual e méso-distal.

Para confecção dos blocos acrílicos, o ápice radicular de cada dente era previamente vedado com material resinoso temporário fotopolimerizável, evitando que a resina acrílica, passando através do forame apical, obstruísse parte do canal radicular, dificultando os procedimentos de preparo biomecânico<sup>12</sup>.

Em razão da necessidade de um referencial coronário e apical, para posterior delimitação da área dos canais radiculares nas imagens radiográficas, o limite amelocementário de cada dente foi circundado com um fio ortodôntico. Este, por ser metálico, possui alta radiopacidade e, portanto, foi adotado como referencial coronário nas imagens obtidas.

Como referencial apical foi estabelecido o limite apical de instrumentação, determinado a um milímetro aquém do ápice radiográfico. Para localização desse ponto nas imagens radiográficas foi utilizada, durante o processo de digitalização, uma régua milimetrada posicionada lateralmente à película.

A seguir, um meio de contraste radiológico foi injetado no interior dos canais radiculares, para que melhores condições de delimitação da cavidade pulpar pudessem ser estabelecidas, minimizando a subjetividade desta fase.

Neste sentido, o uso dos meios de contraste tem se mostrado como valorosa colaboração na melhoria das condições de avaliação radiográfica do sistema de canais radiculares, por permitir maior visualização de detalhes anatômicos<sup>31,46</sup>.

Os meios de contraste radiográfico geralmente são constituídos por elementos de elevado peso molecular, capazes de absorver maior quantidade de raios X que os tecidos adjacentes, melhorando assim, a definição de estruturas nos métodos de diagnóstico por imagem<sup>57</sup>.

Entretanto, as técnicas envolvendo a utilização de meios de contraste radiográfico intracanal no estudo da anatomia interna de dentes humanos, ou das

características do preparo biomecânico de canais radiculares, têm mostrado ampla diversidade em termos das diferentes substâncias empregadas e dos métodos de introdução destas na cavidade pulpar.

Entre as substâncias usadas estão materiais de moldagem impregnados por chumbo<sup>4</sup>, mercúrio<sup>27</sup>, meios de contraste iodados<sup>16,17,21,23,24,26,31,40,46,49,50</sup> e associações entre meios de contraste iodado e limalha de prata ou sulfato de bário<sup>14,29,52</sup>.

A seleção do meio de contraste nessa pesquisa foi fundamentada nos critérios de adequada radiopacidade, fluidez, baixa toxicidade, estabilidade química, facilidade na remoção do canal radicular e baixo custo.

Essas características representam adequadas condições para observação de detalhes da anatomia interna dental, melhor inserção da substância no sistema de canais radiculares, além de estabelecer parâmetros de segurança e acessibilidade para execução da pesquisa. Neste sentido, evidenciou-se, na análise da literatura, a predominância dos compostos iodados abrangendo essas qualidades de maneira satisfatória, quando utilizados para avaliação da modelagem de canais radiculares<sup>21,23,24,29,49</sup>.

Geralmente, esses compostos são meios de contraste de uso médico, utilizados no diagnóstico por imagem do sistema cardiovascular e/ou renal<sup>40</sup>. São representados pelos diatrizoatos, iotalamato, iopamidol e ioexol.

Os diatrizoatos são sais de iodo associados a moléculas de alta solubilidade, sendo capazes de formar soluções radiopacas quimicamente

estáveis<sup>40</sup>. Sua utilização para avaliação da modelagem de canais radiculares está sedimentada em outros trabalhos<sup>21,23,24,49</sup>.

Assim, o meio de contraste utilizado nesta pesquisa foi o Pielograf 76, constituído por uma associação entre diatrizoatos de sódio e meglumina.

Na sua formulação o diatrizoato de sódio representa 10% do conteúdo total em uma relação peso/volume e o diatrizoato de meglumina 66%.

Quanto à forma de introdução destas soluções radiopacas no canal radicular, existem dois métodos utilizados: inserção por sistema de vácuo ou injeção passiva. No sistema de vácuo, cada dente é individualmente conectado, por meio de sua porção coronária, a um recipiente contendo o meio de contraste e, por sua porção radicular, a um frasco coletor onde há uma bomba a vácuo. Assim, pressão no sentido coroa-ápice é exercida preenchendo o canal radicular com a solução<sup>29</sup>.

Quando comparada a introdução passiva ao sistema de preenchimento a vácuo, este não demonstrou proporcionar diferenças significantes na avaliação da anatomia dos canais radiculares, havendo detalhamento anatômico similar nas imagens radiográficas, excetuando-se pela detecção dos canais laterais<sup>31</sup>.

O sistema de vácuo também necessita de equipamentos especiais, o que eleva o custo da técnica. Além disso, em razão dos dentes estarem incluídos em blocos acrílicos, o seu uso tornar-se-ia dificultado.

#### **6.1.4 Procedimentos radiográficos**

Em razão deste estudo envolver a comparação entre imagens radiográficas, foi necessário utilizar mecanismos que assegurassem sua reprodutibilidade qualitativa antes e após o preparo biomecânico dos canais radiculares.

A reprodução da qualidade de imagens radiográficas está associada à padronização dos fatores de exposição, ao tipo de filme e processamento radiográfico utilizados, além da manutenção do correto posicionamento geométrico entre os elementos do conjunto radiográfico<sup>57</sup>.

Os fatores de exposição radiográfica, miliamperagem/tempo de exposição e quilovoltagem, representam, respectivamente, controles primários para a densidade e contraste da imagem obtida<sup>57</sup>. Nesta pesquisa, os fatores de exposição tiveram seus valores determinados a partir do estudo-piloto, sendo padronizados para todos os elementos dentais em todas as fases do experimento.

Foram utilizados filmes de sensibilidade F, que permitem a redução do tempo de exposição em 20% sem detrimento à eficácia de diagnóstico<sup>45,48</sup>, buscando reproduzir condições clínicas de proteção aos efeitos deletérios dos raios X. O processamento das películas foi automatizado, padronizando as condições de tempo e temperatura às quais elas foram expostas nas soluções químicas.

Também, a correta disposição entre o feixe de raios X, objeto radiografado e filme radiográfico, é responsável pelo controle do grau de distorção na imagem resultante. Desta forma, para padronização do

posicionamento e das distâncias entre os elementos do conjunto radiográfico, durante as exposições, utilizou-se um sistema de plataforma radiográfica semelhante ao sugerido por Sydney et al.<sup>47</sup>, com distância foco-filme de 40 centímetros, seguindo as orientações para técnica do paralelismo<sup>57</sup>.

A canaleta, confeccionada na porção posterior da base da plataforma nas exatas dimensões do filme radiográfico, permitiu que este fosse posicionado de forma paralela e aproximada em relação ao dente radiografado.

#### **6.1.5 Preparo biomecânico do canal radicular**

A escolha dos sistemas de rotação contínua, empregados nesta pesquisa, foi baseada nas diferenças de *design* existentes entre eles, que se refletiram nas distintas cinemáticas aplicadas aos instrumentos.

Os instrumentos do sistema Protaper Universal apresentam conicidades variáveis ao longo da sua haste helicoidal. São em número de oito, sendo três modeladores, denominados *Shaping Files*, e cinco de acabamento, as *Finishing Files*. Os instrumentos modeladores, SX, S1 e S2 e de acabamento F1 e F2 possuem secção transversal triangular convexa, enquanto F3, F4 e F5 apresentam secção transversal triangular modificada pela confecção de sulcos, visando aumentar a flexibilidade desses instrumentos. Todos possuem como características três arestas laterais de corte com vértice agudo, ausência de superfície radial, ângulo de ataque negativo, ângulo helicoidal variável entre 30° e 35°, ponta cônica lisa de extremo arredondado e aumento da profundidade do canal helicoidal de D<sub>0</sub> para D<sub>14</sub>.

Os instrumentos modeladores possuem conicidade crescente ao longo da haste helicoidal, sendo empregados para o preparo dos terços cervical e médio dos canais radiculares. Apresentam valores em  $D_0$  de 0,17 mm (S1), 0,19 mm (SX) e 0,20 mm (S2). Os instrumentos de acabamento possuem conicidade decrescente, sendo empregados para dilatar o diâmetro apical, sem sofrerem interferências dos outros dois terços. Apresentam valores em  $D_0$  de 0,20 mm (F1), 0,25 mm (F2) e 0,30 mm (F3)<sup>25</sup>.

No sistema Race (*Reamer with alternating cutting edges*) os instrumentos têm conicidade constante ao longo da haste helicoidal na ordem de 0,02 mm/mm, 0,04 mm/mm ou 0,06 mm/mm. Possuem secção transversal triangular com três arestas laterais de corte com vértice agudo, ausência de superfície radial, ângulo de ataque negativo, ângulo helicoidal variável entre 25° e 30°, ponta cônica lisa com extremo arredondado e aumento da profundidade do canal helicoidal de  $D_0$  para  $D_{16}$ .

Também são disponibilizados instrumentos destinados ao alargamento cervical, denominados Pré-Race, com nove milímetros de comprimento de lâmina e 19 milímetros de corpo, confeccionados em aço inox. São apresentados com diâmetros e conicidades respectivas de #40/0,10 e #35/0,08. Neste sistema, as arestas de corte são dispostas alternadamente no eixo longitudinal do instrumento, tendo por objetivo minimizar o efeito de rosqueamento deste no interior do canal radicular<sup>25</sup>.

Os instrumentos do sistema K<sup>3</sup> possuem conicidade constante ao longo de sua haste helicoidal da ordem de 0,02 mm/mm, 0,04 mm/mm ou 0,06 mm/mm.

Apresentam secção transversal assimétrica com três arestas laterais de corte formadas pelo encontro da superfície radial e a superfície de ataque, ângulo de ataque positivo, ângulo helicoidal variável entre 31° e 43°, ponta cônica lisa de extremo arredondado e aumento de profundidade do canal helicoidal de  $D_0$  para  $D_{16}$ .

Das superfícies radiais, duas têm por objetivo conferir maior massa metálica na região de contato do instrumento com a dentina, otimizando a resistência à torção e o poder de corte. A terceira busca estabilizar e manter o instrumento centrado quando em movimento de rotação no interior do canal radicular, reduzindo a possibilidade de desvios do preparo.

O sistema também disponibiliza alargadores cervicais que, diferentemente dos demais instrumentos, têm secção transversal com duas arestas laterais de corte diametralmente opostas e ângulo helicoidal variável entre 20° e 30°. São também mais curtos, com dez milímetros de lâmina e 17 milímetros de corpo. São ofertados nos diâmetros e conicidades #25/0,12, #25/0,10 e #25/0,08<sup>25</sup>.

Nos grupos I (Protaper Universal) e II (Race), os instrumentos destinados ao preparo dos terços cervical e médio foram submetidos à cinemática de limagem (*brushing motion*) em direção às paredes dentinárias vestibular e lingual, objetivando incluir no preparo biomecânico a maior área anatômica possível, mantendo seu aspecto original. Nesses sistemas, a característica que permite a submissão dos instrumentos a movimentos de limagem de encontro às paredes do canal radicular é a presença de lâminas de corte em substituição à superfície radial<sup>6</sup>.

Outros trabalhos têm empregado os instrumentos modeladores do sistema Protaper<sup>12,44,58</sup> e os instrumentos Pré-Race<sup>58</sup> de forma semelhante.

Em ambos os grupos (I e II), os instrumentos destinados ao preparo do terço apical foram submetidos apenas à cinemática de progressão e recuo lineares, com pequena amplitude de movimentos (*pecking motion*), uma vez que os canais radiculares apresentam tendência a se tornarem mais circulares próximo ao ápice radicular<sup>56</sup>.

Portanto, foi proposta da metodologia desta pesquisa a utilização de três sistemas de rotação contínua com diferentes conceitos. O sistema Protaper Universal, que possui múltiplas conicidades ao longo de sua lâmina ativa, podendo ter os instrumentos acionados por limagem de encontro às paredes do canal radicular. O sistema Race que possui conicidades constantes em sua haste helicoidal, mas de maneira similar, também pode ter os instrumentos usados em movimentos de limagem e o sistema K<sup>3</sup>, que tem conicidades constantes na porção ativa e, em virtude de possuir superfície radial em sua estrutura, não pode ser satisfatoriamente submetido à limagem.

Apesar disso, a presença de ângulo de ataque positivo e ângulo helicoidal variável confere a este sistema melhor ação de corte das paredes dentinárias em relação a sistemas com superfície radial e ângulo de ataque neutro<sup>5</sup>.

A opção pelo uso desses sistemas também se tornou pertinente na medida em que, até o momento, a literatura não menciona a utilização deles no preparo de canais radiculares ovalados. Outros trabalhos descrevem o uso dos sistemas

rotatórios Profile<sup>3,18,38,60</sup>, Lightspeed<sup>38,53</sup>, Quantec<sup>38</sup>, Hero 642<sup>53</sup>, Mtwo<sup>35</sup> e FlexMaster<sup>39</sup>.

Embora Grande et al.<sup>12</sup> já tenham usado o sistema Protaper, fizeram uso apenas do instrumento SX para o preparo cervical, tendo como modelo de estudo raízes distais de molares inferiores.

Para que houvesse padronização nos critérios de uso dos sistemas rotatórios, os parâmetros, velocidade, torque, tempo de utilização e número de canais radiculares preparados antes do descarte dos instrumentos, foram controlados.

As velocidades de trabalho recomendadas para o sistema Protaper Universal estão estabelecidas entre 250 e 350 rotações por minuto (rpm), para o sistema Race entre 300 e 600 rpm e para o sistema K<sup>3</sup> entre 200 e 300 rpm<sup>13</sup>. Assim, nesta pesquisa a velocidade de 300 rpm foi adotada, por representar a menor velocidade de acionamento comum aos três sistemas testados.

Maior valor de torque foi adotado para os instrumentos destinados ao preparo biomecânico dos terços cervical e médio, em razão destes possuírem maior diâmetro em suas secções transversais, requerendo, portanto, maiores valores de torque para um corte dentinário seguro e eficaz<sup>6</sup>. Além disso, aos instrumentos utilizados para o preparo biomecânico do terço apical, um menor valor de torque confere maior segurança, minimizando o risco de fratura por torção<sup>25</sup>.

O tempo de permanência no interior dos canais radiculares, para todos os instrumentos de cada um dos sistemas rotatórios foi semelhante, possibilitando um tempo de ação também similar a eles.

O número de utilizações de cada instrumento, antes de seu descarte, foi estabelecido com base no estudo de Plotino et al.<sup>35</sup>. Os resultados desta pesquisa sugerem que instrumentos rotatórios podem ser usados com segurança em movimentos de limagem para o preparo biomecânico de um número elevado de espécimes (10 canais radiculares). Apesar disso, instrumentos de maior diâmetro podem ter o número de utilizações reduzido em até 19%, na dependência do aumento dos valores de D0 e da conicidade<sup>35</sup>. Por esta razão, optou-se em utilizar cada instrumento para o preparo biomecânico de somente cinco canais radiculares antes de sua substituição.

O preparo biomecânico foi considerado completo quando o último instrumento empregado para o preparo apical alcançava o comprimento real de trabalho. No grupo I o instrumento apical máximo foi o F3 e nos grupos II e III foi o #30/0,06. Embora o sistema Protaper Universal disponibilize diâmetros maiores, em F4 e F5, devido a sua grande conicidade, havia maior probabilidade de que o uso destes instrumentos ocasionasse desgaste excessivo das paredes mesial e distal ou perfurações laterais, sendo essa conduta discordante aos princípios básicos do preparo de canais radiculares.

Também, considera-se que, para fins de comparação entre diferentes técnicas de preparo é importante que se tenha um diâmetro apical similar adotado para todos os grupos experimentais<sup>5,51</sup>.

Neste contexto, sabe-se que o instrumento F3 possui valor de  $D_0$  equivalente a 0,30 mm, com conicidade de 0,09 mm/mm entre  $D_0$  e  $D_3$ , 0,07 mm/mm entre  $D_4$  e  $D_5$  e 0,05 mm/mm entre  $D_6$  e  $D_{14}$ <sup>25</sup>. Assim, foi mantida a equivalência do valor de  $D_0$  para todos os grupos e estabelecida uma maior padronização da conicidade em relação à adotada com o sistema Protaper Universal.

#### **6.1.6 Digitalização e análise**

Para possibilitar a análise das variações morfológicas resultantes do preparo biomecânico, os filmes radiográficos foram digitalizados em um scanner de plataforma.

O método pelo qual a imagem radiográfica digital é obtida a partir de filmes radiográficos convencionais, processados quimicamente e submetidos a um processo de digitalização com o uso de scanners, é denominado de método digital indireto.

Oferece como vantagens a possibilidade de captação da imagem em diferentes resoluções, além de possuir menor custo de equipamento, visto que ainda é menos oneroso adquirir um scanner, com requisitos para digitalização de películas radiográficas, do que um sistema digital direto<sup>2</sup>.

Entretanto, para imagens obtidas desta forma a capacidade de visualização e interpretação depende da qualidade de conversão entre o meio físico e o digital<sup>2</sup>.

Assim, no método indireto, diversos fatores podem afetar a qualidade final da imagem, como a manutenção da área e do posicionamento de digitalização para todos os filmes radiográficos<sup>9</sup>, a resolução de captura utilizada, a resolução de exibição do monitor e a iluminação do ambiente onde as imagens serão analisadas<sup>2</sup>.

Nesta pesquisa foi utilizada uma máscara de edição confeccionada nas dimensões do filme radiográfico e fixada ao scanner para que o posicionamento dos filmes na superfície de digitalização fosse mantido constante e o contraste obtido na imagem digitalizada fosse otimizado<sup>2</sup>. Uma régua milimetrada foi posicionada lateralmente à película durante a digitalização para permitir posterior identificação das linhas demarcatórias entre os terços cervical e médio e entre este e o apical, assim como do limite apical de instrumentação.

De forma semelhante, buscando melhoria nas condições de análise das imagens digitais, utilizou-se elevada resolução de captura e de exibição, além de ampliação no monitor e visualização sem interferência de luz ambiental.

Para o arquivamento das imagens, o padrão de compressão TIFF foi escolhido no programa *Adobe Photoshop 7.0*, por ser considerado um método de compressão sem perdas de informação. Desta forma, tornou-se viável a visualização da imagem original após o processo de descompressão, minimizando a perda de dados que poderia interferir na sua qualidade final.

Com auxílio das ferramentas disponibilizadas pelo programa *Image tool 3.0*, foi executada a demarcação e mensuração da área de cada um dos terços dos canais radiculares, antes e após o preparo biomecânico, nos sentidos vestibulo-

lingual e méso-distal. A partir destes dados, analisou-se o aumento percentual de área nos terços cervical, médio e apical, resultante de cada preparo, em ambos os sentidos, para cada um dos grupos e a eventual modificação da proporção existente entre as áreas vestibulo-lingual e méso-distal, após o preparo biomecânico.

## 6.2 Dos resultados

Os resultados desta pesquisa demonstraram que o grupo II (Race) promoveu maior percentual de aumento de área, no sentido méso-distal, em comparação ao grupo III ( $K^3$ ), para os terços cervical e médio.

Em relação ao terço cervical, este resultado pode ser atribuído à diferença existente nos valores de  $D_0$ , nas conicidades e nos comprimentos dos instrumentos empregados na ampliação desta região anatômica. Tais características individuais fazem com que, em termos geométricos, esses instrumentos se apresentem como elementos cônicos, tendo diâmetros finais semelhantes, porém com formas distintas de distribuição das suas massas metálicas entre a ponta e o término da parte ativa.

Assim, os resultados sugerem que os instrumentos modeladores (Protaper Universal) produziram desgaste dentinário em sentido méso-distal, no terço cervical, semelhante aos Pré-Race, devido à grande massa metálica existente na porção terminal da sua parte ativa. Entretanto, o mesmo não foi verificado para os alargadores de orifício ( $K^3$ ), que apresentam conicidades constantes e menores valores de  $D_0$ , quando comparados aos instrumentos Pré-Race.

Outro fator que possivelmente exerceu influência sobre a diferença obtida no aumento de área promovido pelos sistemas rotatórios, em sentido mésio-distal, foi a presença da lâmina de corte no sistema Race em substituição à superfície radial do sistema K<sup>3</sup>, configurando uma ação de corte mais ostensiva no preparo biomecânico do grupo II.

Deve-se considerar que respeitadas as diferenças de metodologia e proposição, os resultados desta pesquisa são concordantes com aqueles enunciados por outros autores<sup>5,11</sup> que encontraram maior quantidade de dentina removida em canais radiculares instrumentados com sistemas rotatórios que não apresentam superfície radial em relação aqueles nos quais se utilizou o sistema K<sup>3</sup>.

Também se pode concluir que, em sentido vestibulo-lingual, o grupo II (Race) promoveu maior percentual de aumento de área, em comparação ao grupo I (Protaper Universal), para o terço médio.

Este resultado pode estar relacionado à pequena massa metálica das porções apical e média da lâmina dos instrumentos modeladores (Protaper Universal), que associada ao baixo módulo de elasticidade encontrado na liga metálica de níquel-titânio, os torna bastante flexíveis, minimizando ou restringindo a efetividade da limagem realizada no sentido vestibulo-lingual com esses instrumentos<sup>12</sup>. Baseado no estudo de Weiger et al.<sup>53</sup>, no qual instrumentos #30/0,06, acionados em *brushing motion*, resultaram em modelagem mais adequada do terço médio dos canais radiculares, em relação aquela obtida com instrumentos rotatórios acionados em *pecking motion*, pode-se sustentar a hipótese

de que instrumentos com maior massa metálica tornam-se menos flexíveis, favorecendo a limagem em direção às áreas polares.

Desta forma, deve ser considerada a análise, em estudos futuros, da modelagem de canais radiculares ovalados produzida por seqüências técnicas diferentes daquelas utilizadas neste trabalho, empregando instrumentos de maior valor de  $D_0$  e elevada conicidade, como #30/0,06, para o preparo do terço médio, em razão destes possuírem secção transversal metálica de maior diâmetro, o que os torna potencialmente mais efetivos na limagem das regiões intermediárias do canal radicular.

Neste sentido, também é razoável argumentar que a atuação do instrumento #25/0,06 (Race), no terço médio, em sentido vestibulo-lingual, tenha apresentado alguma efetividade, ainda que não se possa afirmar que o desgaste dentinário produzido foi superior em relação ao observado no grupo III. Esta afirmativa parece coerente, pois embora o instrumento utilizado no grupo III para o preparo do terço médio também seja um instrumento #25/0,06, a forma distinta de acionamento dos sistemas possivelmente tenha se refletido na diferença percentual de aumento de área entre os grupos II e III.

Como análise geral nota-se que o grupo II mostrou maiores percentagens de ampliação em ambas as dimensões e em todos os terços dos canais radiculares. Este dado deve ser interpretado com cautela, uma vez que não há, necessariamente, relação diretamente proporcional entre a ampliação do canal radicular e a modelagem mais adequada deste, na medida em que ampliações demasiadas podem predispor ao enfraquecimento desnecessário da estrutura

dentária e mesmo a perfurações laterais, especialmente na dimensão méso-distal<sup>3,18,22,28,53,54</sup>.

Neste contexto, deve-se mencionar que em nenhum dos grupos estudados o aumento de área promovido pelos sistemas rotatórios, em ambos os sentidos, pareceu minimizar demasiadamente a estrutura dentinária. Entretanto, esta informação necessita de comprovação científica que estabeleça critérios seguros quanto ao limite transversal de ampliação, concordantes com os princípios de limpeza e modelagem.

Foi também escopo desta pesquisa analisar a ocorrência de possíveis alterações, após o preparo biomecânico, na proporcionalidade inicial existente entre as áreas vestibulo-lingual e méso-distal nos canais radiculares.

Dos resultados obtidos para este parâmetro, pode-se deduzir que nenhum dos sistemas rotatórios manteve a relação espacial original entre as dimensões vestibulo-lingual e méso-distal de forma mais adequada do que outro. Assim, algum grau de modificação da anatomia original dos canais radiculares foi verificado em todos os grupos, independentemente dos diferentes *designs* e da cinemática instituída aos instrumentos.

Entretanto, quando analisada a variação de proporcionalidade entre os terços radiculares, percebe-se que houve melhor manutenção de proporção para o terço apical em relação aos terços cervical e médio, nos grupos I e II. Para o grupo III, esta proporção se manteve mais estável para o terço apical em relação ao terço médio.

Este resultado, em conformidade com outros autores<sup>12,38,53</sup>, indica que a relação entre as dimensões vestibulo-lingual e méso-distal é mais difícil de ser mantida, nos terços cervical e médio de canais radiculares ovalados, quando comparada ao terço apical. Esta limitação deve-se a uma associação de fatores que induz ao desgaste mais acentuado da dimensão méso-distal nos dois terços coronários dos canais radiculares. Tais fatores correspondem às características anatômicas dos terços cervical e médio, com maior proximidade das paredes dentinárias mesial e distal e maior distanciamento das paredes vestibular e lingual<sup>22,28,56</sup>, ao formato cônico dos instrumentos<sup>18</sup> e à dificuldade apresentada pelos sistemas rotatórios em executarem adequadamente o movimento de limagem em direção às áreas polares<sup>12,38,39,53,60</sup>.

Assim, pode-se admitir que, a despeito das diferenças de conicidade, valor de  $D_0$  e liga metálica constituinte, o movimento de limagem realizado com os instrumentos modeladores (Protaper Universal) e Pré-Race foi ineficiente para compensar o desgaste méso-distal, ocasionado por ambos. Todavia, no terço apical a proporção entre as dimensões mantém-se de forma mais adequada em razão do aspecto mais circular que canais radiculares tendem a apresentar nesta região, pela diminuição no distanciamento das paredes dentinárias vestibular e lingual<sup>22,28,56</sup>.

Deve-se ressaltar ainda, que a área inicial dos terços cervical e médio, na dimensão vestibulo-lingual, representou fator decisivo para a variabilidade das áreas finais destas regiões.

Observou-se que 76% e 87% da variabilidade da área final, para os terços cervical e médio respectivamente, pode ser atribuída exclusivamente à área inicial dessas regiões. Também, para ambos os terços, uma maior área inicial resultou em menor aumento proporcionado pelo preparo biomecânico instituído.

A partir desses dados, pode-se sugerir que em regiões anatômicas, como o terço radicular médio, nas quais o controle sobre os instrumentos é menos eficiente, uma adequada modelagem torna-se ainda mais dependente da configuração anatômica dos canais radiculares.

## **7 Conclusão**

A anatomia dos canais radiculares e o *design* dos sistemas rotatórios exerceram maior influência sobre a modelagem no preparo biomecânico do que a cinemática instituída aos instrumentos.

## 8 Referências\*

1. Al-Sudani D, Al-Shabrani S. A comparison of the canal centering ability of Profile, K3, and Race nickel titanium rotary systems. *J Endod.* 2006;32:1198-201.
2. Attaelmanan A, Borg E, Grondahl HG. Digitisation and display of intra-oral films. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000;29:97-102.
3. Barbizam JVB, Fariniuk LF, Marchesan MA, Pécora JD, Souza Neto M. Effectiveness of manual and rotary instrumentation techniques for cleaning flattened root canals. *J Endod.* 2002;28:365-6.
4. Barker BCW, Lockett BC, Parsons KC. The demonstration of root canal anatomy. *Aust Dent J.* 1969;18:37-41.
5. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36:288-95.
6. Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using Protaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod.* 2003;29:567-75.
7. Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod.* 1987;13:243-5.
8. Calberson FLG, Deroose CAJG, Hommez GMG, De Moor RJG. Shaping ability of Protaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J.* 2004;37:613-23.
9. Chen SK, Hollender L. Digitizing of radiographs with a flatbed scanner. *J Dent.* 1995;23:205-8.
10. Dowker SEP, Davis GR, Elliott JC. X-ray microtomography nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997;83:510-6.
11. González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM. A comparison of Profile, Hero 642 and K3 instrumentation systems in teeth using digital imaging analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97:112-5.

---

\* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

12. Grande NM, Plotino G, Butti A, Messina F, Pameijer CH, Somma F. Cross sectional analysis of root canals prepared with NiTi rotary instruments and stainless steel reciprocating files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103:120-6.
13. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J.* 2005;38:743-52.
14. Gullickson DC, Montgomery S. The study of root canal morphology using a digital image processing technique. *J Endod.* 1987;13:158-63.
15. Hand RE, Smith ML, Harrison JW. Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite. *J Endod.* 1978;4:60-4.
16. Hasselgren G, Strömberg T. The use of iodine as a contrast medium in endodontic therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1976;41:785-8.
17. Hession RW. Endodontic morphology an alternative method of study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1977;44:456-62.
18. Iqbal MK, Karabucak B, Brown M, Menegazzo E. Effect of modified Hedström files on instrumentation area produced by Profile instruments in oval canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;98:493-8.
19. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S. Comparison of apical transportation between Profile and Protaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2004;37:359-64.
20. Javaberi HH, Javaberi GH. A comparison of three Ni-Ti rotary instruments in apical transportation. *J Endod.* 2007;33:284-6.
21. Katz A, Tamse A. A combined radiographic and computerized scanning method to evaluate remaining dentine thickness in mandibular incisors after various intracanal procedures. *Int Endod J.* 2003;36:682-6.
22. Kekeres K, Tronstad L. Morphometric observations on root canals of human anterior teeth. *J Endod.* 1977;3:24-9.

23. Lim KC, Webber J. The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. *Int Endod J.* 1985;18:233-9.
24. Littman SH. Evaluation of root canal debridement by use of a radiopaque medium. *J Endod.* 1977;3:135-8.
25. Lopes HP, Siqueira Jr. JF. *Endodontia: biologia e técnica.* 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004.
26. Lowman JV, Burke RS, Pelleu GB. Patent accessory canals: incidence in molar furcation region. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1973;36:580-4.
27. Luiten DJ, Morgan LA, Baumgartner JC, Marshall JG. A comparison of four instrumentation technique on apical canal transportation. *J Endod.* 1995;21:26-32.
28. Mauger MJ, Schindler WG, Walker WA. An evaluation of canal morphology at different levels of root resection in mandibular incisors. *J Endod.* 1998;24:607-9.
29. Mayo CV, Montgomery S, Del Rio C. A computerized method for evaluating root canal morphology. *J Endod.* 1986;12:2-7.
30. Mikrogeorgis G, Molyvdas I, Lyroudia K, Nikolaidis N, Pitas I. A new methodology for the comparative study of the root canal instrumentation techniques based on digital radiographic image processing and analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101:125-31.
31. Naoum HJ, Love RM, Chandler NP, Herbison P. Effect of X-ray beam angulation and intraradicular contrast medium on radiographic interpretation of lower first molar root canal anatomy. *Int Endod J.* 2003;36:12-9.
32. Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod.* 1995;21:561-8.
33. Paqué F, Musch U, Hülsmann M. Comparison of root canal preparation using Race and Protaper rotary NiTi instruments. *Int Endod J.* 2005;38:8-16.
34. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. Protaper rotary canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 2003;36:86-92.

35. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi instruments. *Int Endod J.* 2007;40:45-51.
36. Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer P. Shaping ability of Race rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *J Endod.* 2005;31:460-3.
37. Rhodes JS, Ford TRP, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J.* 1999;32:165-70.
38. Rödiger T, Hülsmann M, Mühge M, Schäfers F. Quality of preparation of oval distal root canals in mandibular molars using nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2002;35:919-28.
39. Rüttermann S, Virtej A, Janda R, Raab WHM. Preparation of the coronal and middle third of oval root canals with a rotary or an oscillating system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104:852-6.
40. Scarfe WC, Fana CR, Farman AG. Radiographic detection of accessory/lateral canals: use of Radiovisiography and hypaque. *J Endod.* 1995;21:185-90.
41. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: Protaper versus Race. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J.* 2004;37:229-38.
42. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: Protaper versus Race. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2004;37:239-48.
43. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269-96.
44. Schirrmeister JF, Strohl C, Altenburger MJ, Wrbas KT, Hellwig E. Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101:807-13.
45. Sheaffer JC, Eleazer PD, Scheetz JP, Clark SJ, Farman A. A comparison of D, E and F-speed conventional intraoral radiographic films in endodontic measurement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;93:337-40.

46. Shearer AC, Wasti F, Wilson NHF. The use of a radiopaque contrast medium in endodontic radiography. *Int Endod J.* 1996;29:95-8.
47. Sydney GB, Batista A, De Melo LL. The radiographic platform: a new method to evaluate root canal preparation in vitro. *J Endod.* 1991;17:570-2.
48. Syriopoulos K, Velders XL, Sanderink GCH, Van der Stelt PF. Sensitometric and clinical evaluation of a new F-speed dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol.* 2001;30:40-4.
49. Tang MPF, Stock CJR. An in vitro method for comparing the effects of different root canal preparation techniques on the shape of curved root canals. *Int Endod J.* 1989;22:49-54.
50. Thomas RP, Moule AJ, Bryant R. Root canal morphology of maxillary permanent first molar teeth at various ages. *Int Endod J.* 1993;26:257-67.
51. Uyanik MO, Cebreli ZC, Mocan BO, Dagli FT. Comparative evaluation of three nickel-titanium instrumentation systems in human teeth using computed tomography. *J Endod.* 2006;32:668-71.
52. Veltri M, Mollo A, Pini PP, Ghelli LF, Balleri P. In vitro comparison of shaping abilities of Protaper and GT rotay files. *J Endod.* 2004;30:163-6.
53. Weiger R, Elayouti A, Löst C. Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals. *J Endod.* 2002;28:580-3.
54. Wu MK, Wesselink PR. A primary observation on the preparation and obturation of oval canals. *Int Endod J.* 2001;34:137-41.
55. Wu MK, Van der Sluis LWM, Wesselink PR. The capability of two hand instrumentation techniques to remove the inner layer of dentine in oval canals. *Int Endod J.* 2003;36:218-24.
56. Wu MK, R'Oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extend of long oval canals in the apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89:739-43.
57. Wuermann AH, Manson-Hing LR. *Dental Radiology.* 3<sup>a</sup> ed. Saint Louis: Mosby Company; 1977.
58. Yoshimine Y, Ono M, Akamine A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated s-shaped canals. *J Endod.* 2005;31:373-5.

59. Yun HH, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95:228-33.
60. Zmener O, Pameijer CH, Banegas G. Effectiveness in cleaning oval-shaped root canals using Anatomic Endodontic Technology, Profile and manual instrumentation: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J.* 2005;38:356-63.

## ANEXOS

### Anexo 1 - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
CÂMPUS DE ARARAQUARA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



Rua Humaitá, 1680 - 14801-903 Araraquara-SP - FONE: 0xx16 33016434 - FAX: 0xx16 33016433

Araraquara, 28 de outubro de 2007.

Ofício CEP-FO/CAR. n° 198/2007

Prezado Senhor:

O CEP reunido em 27 de novembro de 2007, procedeu a análise do Relatório Parcial do projeto de pesquisa intitulado **"ANÁLISE RADIOGRÁFICA DA MODELAGEM DE CANAIS RADICULARES OVALADOS REALIZADA COM SISTEMAS ROTATÓRIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO"**, de sua responsabilidade e, considerou-o **APROVADO**, bem como as solicitações de alteração no título, no número de sujeitos da pesquisa e na metodologia.

Atenciosamente

**Prof.ª Dra. Mírian Aparecida Onofre**  
Coordenador do CEP-FO/CAR.

Ilmo. Sr.  
**Prof. Dr. MARCELO GONÇALVES**  
DD. Pesquisador Responsável

## Anexo 2 - Grupo I. Dimensão mésio-distal. Medidas de área do terço cervical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	2,30	3,43	1,13	49,1%
2	3,29	4,92	1,63	49,5%
3	2,84	5,52	2,68	94,4%
4	2,95	3,94	0,99	33,6%
5	4,69	6,19	1,50	32,0%
6	1,86	3,21	1,35	72,6%
7	2,23	3,85	1,62	72,6%
8	3,88	6,09	2,21	57,0%
9	3,62	5,10	1,48	40,9%
10	2,25	4,02	1,77	78,7%
11	4,45	6,99	2,54	57,1%
12	4,89	5,80	0,91	18,6%
13	3,55	6,58	3,03	85,4%
14	3,12	4,52	1,40	44,9%
15	6,20	7,64	1,44	23,2%
16	3,06	4,70	1,64	53,6%
17	3,38	4,99	1,61	47,6%
18	5,77	6,83	1,06	18,4%
19	4,24	4,65	0,41	9,7%
20	2,08	3,97	1,89	90,9%

## Anexo 3 - Grupo I. Dimensão mésio-distal. Medidas de área do terço médio

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	1,44	2,25	0,81	56,3%
2	2,67	3,07	0,40	15,0%
3	2,14	3,42	1,28	59,8%
4	1,60	2,22	0,62	38,8%
5	2,05	3,53	1,48	72,2%
6	1,38	2,30	0,92	66,7%
7	1,18	1,97	0,79	66,9%
8	2,49	3,89	1,40	56,2%
9	2,17	3,64	1,47	67,7%
10	1,31	2,90	1,59	121,4%
11	2,47	4,33	1,86	75,3%
12	1,87	3,25	1,38	73,8%
13	2,46	4,47	2,01	81,7%
14	1,95	3,32	1,37	70,3%
15	2,87	3,72	0,85	29,6%
16	2,11	2,72	0,61	28,9%
17	1,80	3,36	1,56	86,7%
18	3,10	3,78	0,68	21,9%
19	2,02	2,12	0,10	5,0%
20	1,30	2,39	1,09	83,8%

## Anexo 4 - Grupo I. Dimensão méso-distal. Medidas de área do terço apical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	0,92	1,19	0,27	29,3%
2	1,32	1,64	0,32	24,2%
3	1,12	1,48	0,36	32,1%
4	1,03	1,39	0,36	35,0%
5	1,47	1,99	0,52	35,4%
6	0,69	1,25	0,56	81,2%
7	0,93	1,21	0,28	30,1%
8	1,74	2,09	0,35	20,1%
9	1,52	2,09	0,57	37,5%
10	0,66	1,44	0,78	118,2%
11	1,46	2,33	0,87	59,6%
12	1,62	1,74	0,12	7,4%
13	1,21	2,34	1,13	93,4%
14	1,46	1,65	0,19	13,0%
15	1,57	1,77	0,20	12,7%
16	1,26	1,68	0,42	33,3%
17	1,14	1,62	0,48	42,1%
18	2,00	2,16	0,16	8,0%
19	1,32	1,42	0,10	7,6%
20	1,01	1,17	0,16	15,8%

## Anexo 5 - Grupo I. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço cervical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	3,59	4,97	1,38	38,4%
2	7,05	7,87	0,82	11,6%
3	6,43	6,69	0,26	4,0%
4	3,24	4,79	1,55	47,8%
5	5,04	6,46	1,42	28,2%
6	3,68	4,25	0,57	15,5%
7	6,62	6,63	0,01	0,2%
8	8,83	9,11	0,28	3,2%
9	6,00	6,99	0,99	16,5%
10	8,48	9,32	0,84	9,9%
11	7,46	8,10	0,64	8,6%
12	6,59	7,46	0,87	13,2%
13	6,19	9,15	2,96	47,8%
14	6,00	7,13	1,13	18,8%
15	11,19	11,26	0,07	0,6%
16	7,43	8,27	0,84	11,3%
17	5,27	6,31	1,04	19,7%
18	4,63	7,65	3,02	65,2%
19	8,08	8,10	0,02	0,2%
20	2,48	3,83	1,35	54,4%

## Anexo 6 - Grupo I. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço médio

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	2,30	2,49	0,19	8,3%
2	2,85	3,49	0,64	22,5%
3	4,24	4,38	0,14	3,3%
4	2,17	2,53	0,36	16,6%
5	4,98	5,78	0,80	16,1%
6	1,75	2,27	0,52	29,7%
7	2,34	2,93	0,59	25,2%
8	5,65	6,11	0,46	8,1%
9	7,20	7,94	0,74	10,3%
10	3,54	3,89	0,35	9,9%
11	3,09	4,30	1,21	39,2%
12	4,18	4,97	0,79	18,9%
13	3,51	5,08	1,57	44,7%
14	3,26	3,37	0,11	3,4%
15	11,28	11,32	0,04	0,4%
16	2,99	4,04	1,05	35,1%
17	3,94	3,99	0,05	1,3%
18	3,74	4,49	0,75	20,1%
19	2,88	2,95	0,07	2,4%
20	1,53	2,45	0,92	60,1%

## Anexo 7 - Grupo I. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço apical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	1,35	1,49	0,14	10,4%
2	1,59	1,70	0,11	6,9%
3	2,00	2,16	0,16	8,0%
4	0,87	0,89	0,02	2,3%
5	2,15	2,62	0,47	21,9%
6	0,59	1,35	0,76	128,8%
7	1,40	1,60	0,20	14,3%
8	1,40	1,41	0,01	0,7%
9	2,42	2,50	0,08	3,3%
10	2,31	2,68	0,37	16,0%
11	1,14	2,16	1,02	89,5%
12	1,82	2,08	0,26	14,3%
13	1,50	2,38	0,88	58,7%
14	1,77	2,18	0,41	23,2%
15	3,90	4,33	0,43	11,0%
16	1,47	2,03	0,56	38,1%
17	1,15	1,67	0,52	45,2%
18	1,81	2,52	0,71	39,2%
19	1,09	1,13	0,04	3,7%
20	0,95	1,62	0,67	70,5%

## Anexo 8 - Grupo II. Dimensão méso-distal. Medidas de área do terço cervical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	2,46	5,36	2,90	117,9%
2	2,41	5,12	2,71	112,4%
3	1,66	3,36	1,70	102,4%
4	4,30	5,31	1,01	23,5%
5	3,84	6,07	2,23	58,1%
6	3,01	4,77	1,76	58,5%
7	5,53	5,68	0,15	2,7%
8	3,42	5,74	2,32	67,8%
9	2,76	5,72	2,96	107,2%
10	2,60	5,04	2,44	93,8%
11	3,50	5,83	2,33	66,6%
12	3,10	5,69	2,59	83,5%
13	5,34	5,55	0,21	3,9%
14	5,90	6,51	0,61	10,3%
15	2,52	4,74	2,22	88,1%
16	4,17	6,78	2,61	62,6%
17	2,96	5,01	2,05	69,3%
18	2,82	5,34	2,52	89,4%
19	3,42	5,20	1,78	52,0%
20	2,05	3,64	1,59	77,6%

## Anexo 9 - Grupo II. Dimensão méso-distal. Medidas de área do terço médio

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	1,92	3,84	1,92	100,0%
2	1,50	3,24	1,74	116,0%
3	1,13	2,63	1,50	132,7%
4	1,83	2,62	0,79	43,2%
5	2,38	3,61	1,23	51,7%
6	1,87	2,77	0,90	48,1%
7	2,62	3,41	0,79	30,2%
8	1,79	3,73	1,94	108,4%
9	1,46	2,60	1,14	78,1%
10	1,55	2,91	1,36	87,7%
11	1,73	2,95	1,22	70,5%
12	1,39	4,19	2,80	201,4%
13	2,45	3,11	0,66	26,9%
14	2,55	3,48	0,93	36,5%
15	2,26	3,44	1,18	52,2%
16	2,06	3,81	1,75	85,0%
17	1,88	3,39	1,51	80,3%
18	1,43	3,65	2,22	155,2%
19	2,09	3,07	0,98	46,9%
20	1,57	2,55	0,98	62,4%

## Anexo 10 - Grupo II. Dimensão méσιο-distal. Medidas de área do terço apical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	1,41	2,00	0,59	41,8%
2	1,10	1,75	0,65	59,1%
3	0,60	1,80	1,20	200,0%
4	1,09	1,19	0,10	9,2%
5	1,44	1,77	0,33	22,9%
6	1,06	1,48	0,42	39,6%
7	1,23	1,80	0,57	46,3%
8	1,06	2,25	1,19	112,3%
9	1,19	1,30	0,11	9,2%
10	1,09	1,80	0,71	65,1%
11	1,24	1,68	0,44	35,5%
12	1,12	2,13	1,01	90,2%
13	1,24	1,43	0,19	15,3%
14	1,60	1,68	0,08	5,0%
15	1,10	1,51	0,41	37,3%
16	1,36	1,82	0,46	33,8%
17	1,18	1,54	0,36	30,5%
18	1,00	2,09	1,09	109,0%
19	1,14	1,51	0,37	32,5%
20	0,86	1,36	0,50	58,1%

## Anexo 11 - Grupo II. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço cervical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	2,24	5,18	2,94	131,3%
2	3,65	6,40	2,75	75,3%
3	4,83	6,87	2,04	42,2%
4	7,31	7,40	0,09	1,2%
5	6,55	6,77	0,22	3,4%
6	5,27	6,19	0,92	17,5%
7	7,39	7,59	0,20	2,7%
8	7,83	7,93	0,10	1,3%
9	8,00	8,33	0,33	4,1%
10	4,75	6,66	1,91	40,2%
11	7,86	8,64	0,78	9,9%
12	2,73	7,49	4,76	174,4%
13	8,97	9,19	0,22	2,5%
14	9,66	9,66	0,00	0,0%
15	3,77	5,05	1,28	34,0%
16	6,86	8,54	1,68	24,5%
17	4,03	6,00	1,97	48,9%
18	3,35	6,39	3,04	90,7%
19	6,65	7,17	0,52	7,8%
20	4,49	5,33	0,84	18,7%

## Anexo 12 - Grupo II. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço médio

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	1,93	4,15	2,22	115,0%
2	2,65	4,07	1,42	53,6%
3	2,72	4,67	1,95	71,7%
4	2,94	3,44	0,50	17,0%
5	4,70	4,80	0,10	2,1%
6	2,48	3,25	0,77	31,0%
7	3,50	3,98	0,48	13,7%
8	4,13	5,54	1,41	34,1%
9	3,95	3,98	0,03	0,8%
10	2,23	4,26	2,03	91,0%
11	3,33	4,07	0,74	22,2%
12	2,50	4,36	1,86	74,4%
13	5,44	5,73	0,29	5,3%
14	3,27	4,48	1,21	37,0%
15	2,21	4,19	1,98	89,6%
16	3,20	4,05	0,85	26,6%
17	2,11	3,97	1,86	88,2%
18	2,60	3,55	0,95	36,5%
19	2,93	4,25	1,32	45,1%
20	2,03	2,68	0,65	32,0%

## Anexo 13 - Grupo II. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço apical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	0,86	2,35	1,49	173,3%
2	1,20	1,72	0,52	43,3%
3	1,44	1,96	0,52	36,1%
4	1,31	1,35	0,04	3,1%
5	1,50	1,70	0,20	13,3%
6	0,77	1,52	0,75	97,4%
7	1,03	1,62	0,59	57,3%
8	1,37	2,14	0,77	56,2%
9	1,12	1,50	0,38	33,9%
10	1,20	2,08	0,88	73,3%
11	1,57	1,66	0,09	5,7%
12	1,45	2,25	0,80	55,2%
13	1,63	1,78	0,15	9,2%
14	1,42	1,84	0,42	29,6%
15	1,17	1,46	0,29	24,8%
16	1,39	1,96	0,57	41,0%
17	1,30	2,26	0,96	73,8%
18	1,50	1,83	0,33	22,0%
19	1,34	1,78	0,44	32,8%
20	1,12	1,49	0,37	33,0%

## Anexo 14 - Grupo III. Dimensão méso-distal. Medidas de área do terço cervical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	3,59	4,59	1,00	27,9%
2	2,93	5,40	2,47	84,3%
3	3,23	4,66	1,43	44,3%
4	3,46	3,59	0,13	3,8%
5	2,42	3,93	1,51	62,4%
6	1,49	2,50	1,01	67,8%
7	3,24	3,91	0,67	20,7%
8	3,09	3,47	0,38	12,3%
9	2,61	3,39	0,78	29,9%
10	2,72	4,05	1,33	48,9%
11	3,01	3,64	0,63	20,9%
12	3,50	3,73	0,23	6,6%
13	5,15	6,37	1,22	23,7%
14	2,34	3,78	1,44	61,5%
15	3,62	4,49	0,87	24,0%
16	2,34	4,06	1,72	73,5%
17	2,24	3,93	1,69	75,4%
18	1,99	3,05	1,06	53,3%
19	3,27	4,54	1,27	38,8%
20	3,52	6,04	2,52	71,6%

## Anexo 15 - Grupo III. Dimensão méso-distal. Medidas de área do terço médio

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	2,12	2,96	0,84	39,6%
2	1,81	3,29	1,48	81,8%
3	1,72	2,75	1,03	59,9%
4	1,69	2,36	0,67	39,6%
5	1,46	2,69	1,23	84,2%
6	1,00	1,68	0,68	68,0%
7	1,87	2,41	0,54	28,9%
8	1,73	2,69	0,96	55,5%
9	1,87	2,54	0,67	35,8%
10	1,71	3,59	1,88	109,9%
11	2,00	2,33	0,33	16,5%
12	2,29	2,41	0,12	5,2%
13	2,95	3,53	0,58	19,7%
14	1,57	2,60	1,03	65,6%
15	1,79	3,23	1,44	80,4%
16	1,68	2,72	1,04	61,9%
17	1,48	2,36	0,88	59,5%
18	1,38	2,47	1,09	79,0%
19	2,22	3,04	0,82	36,9%
20	2,08	3,69	1,61	77,4%

## Anexo 16 - Grupo III. Dimensão méso-distal. Medidas de área do terço apical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	0,74	1,40	0,66	89,2%
2	1,20	1,45	0,25	20,8%
3	0,99	1,38	0,39	39,4%
4	0,86	1,25	0,39	45,3%
5	0,96	1,34	0,38	39,6%
6	0,49	0,86	0,37	75,5%
7	1,28	1,60	0,32	25,0%
8	1,14	1,55	0,41	36,0%
9	0,90	1,26	0,36	40,0%
10	1,18	1,29	0,11	9,3%
11	1,16	1,33	0,17	14,7%
12	1,21	1,24	0,03	2,5%
13	1,74	2,16	0,42	24,1%
14	0,91	1,19	0,28	30,8%
15	1,20	1,44	0,24	20,0%
16	0,98	1,73	0,75	76,5%
17	1,01	1,12	0,11	10,9%
18	0,63	1,12	0,49	77,8%
19	1,66	1,74	0,08	4,8%
20	1,26	1,81	0,55	43,7%

## Anexo 17 - Grupo III. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço cervical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	6,33	7,33	1,00	15,8%
2	4,81	9,09	4,28	89,0%
3	7,75	8,91	1,16	15,0%
4	6,01	6,73	0,72	12,0%
5	3,49	5,00	1,51	43,3%
6	2,15	3,69	1,54	71,6%
7	3,17	3,94	0,77	24,3%
8	3,55	5,13	1,58	44,5%
9	3,50	4,64	1,14	32,6%
10	3,48	5,05	1,57	45,1%
11	4,52	5,87	1,35	29,9%
12	8,23	8,69	0,46	5,6%
13	9,72	9,80	0,08	0,8%
14	2,66	3,81	1,15	43,2%
15	6,33	6,50	0,17	2,7%
16	2,94	4,76	1,82	61,9%
17	4,77	4,85	0,08	1,7%
18	3,42	3,45	0,03	0,9%
19	5,75	5,80	0,05	0,9%
20	4,89	6,72	1,83	37,4%

## Anexo 18 - Grupo III. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço médio

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	5,61	5,65	0,04	0,7%
2	1,74	3,56	1,82	104,6%
3	4,79	4,84	0,05	1,0%
4	3,63	3,98	0,35	9,6%
5	2,01	2,79	0,78	38,8%
6	1,23	1,75	0,52	42,3%
7	2,49	3,08	0,59	23,7%
8	1,68	2,36	0,68	40,5%
9	1,90	2,92	1,02	53,7%
10	2,16	2,98	0,82	38,0%
11	3,27	3,33	0,06	1,8%
12	7,08	7,12	0,04	0,6%
13	6,49	6,53	0,04	0,6%
14	1,56	2,30	0,74	47,4%
15	2,47	3,21	0,74	30,0%
16	1,62	2,85	1,23	75,9%
17	2,49	2,96	0,47	18,9%
18	2,05	2,08	0,03	1,5%
19	5,18	5,22	0,04	0,8%
20	3,14	4,72	1,58	50,3%

## Anexo 19 - Grupo III. Dimensão vestibulo-lingual. Medidas de área do terço apical

DENTE	INICIAL (mm <sup>2</sup> )	FINAL (mm <sup>2</sup> )	DIFERENÇA	
			(mm <sup>2</sup> )	%
1	1,16	1,51	0,35	30,2%
2	1,03	1,93	0,90	87,4%
3	1,26	1,71	0,45	35,7%
4	1,53	1,73	0,20	13,1%
5	1,13	1,27	0,14	12,4%
6	0,54	1,04	0,50	92,6%
7	1,55	1,64	0,09	5,8%
8	0,72	1,47	0,75	104,2%
9	1,01	1,23	0,22	21,8%
10	0,82	1,63	0,81	98,8%
11	1,64	1,92	0,28	17,1%
12	1,97	2,01	0,04	2,0%
13	2,63	2,67	0,04	1,5%
14	1,03	1,38	0,35	34,0%
15	1,20	1,41	0,21	17,5%
16	0,92	1,60	0,68	73,9%
17	0,91	1,37	0,46	50,5%
18	1,22	1,25	0,03	2,5%
19	1,82	1,88	0,06	3,3%
20	1,67	1,94	0,27	16,2%

Autorizo a reprodução deste trabalho.  
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 17 de março de 2008.

HUGO RICARDO CROTI