

**BIBLIOTECA DIGITAL DE TESES E DISSERTAÇÕES  
UNESP**

RESSALVA

Alertamos para ausência de capa e folha de rosto, não incluídas pelo autor no arquivo original.

Camargo, José Maurício Paradella de  
Avaliação da eficácia das instrumentações rotatórias  
(sistema Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile série 29) em  
canais radiculares curvos simulados/ José Maurício Paradella  
de Camargo. - - Araraquara : [s.n.], 2000.  
215 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual  
Paulista., Faculdade de Odontologia.  
Orientador: Prof<sup>o</sup> Dr. Roberto Miranda Esberard

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

## **DADOS CURRICULARES**

### **JOSÉ MAURÍCIO PARADELLA DE CAMARGO**

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

# Dedico este trabalho:

Aos meus pais **José Roberto e Maria**

**Stella**, pela luta , pelo apoio e sacrifício para a conclusão dos meus ideais. Agradeço pela formação que me ensinaram, na minha conduta, nos meus valores morais e no meu caráter.

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

dedicação.

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

# Agradecimentos

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

Ao meu orientador **Prof. Dr. Roberto  
Miranda Esberard**, pela dedicação, por sua orientação e  
paciência em desenvolver meu espírito científico e pela amizade e  
confiança depositada em mim e ao trabalho.

Ao **Prof. Dr. Mário Roberto  
Leonardo**, Coordenador do Curso de Pós-Graduação, pela  
amizade, exemplo de dedicação aos seus alunos, nunca se furtando em  
transmitir o máximo de seus conhecimentos, amor e entusiasmo no ensino  
da Endodontia.

Ao **Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo**, pela confiança, me ajudando a ingressar na carreira docente, pelo exemplo de profissional e de caráter no qual procuro me inspirar.

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

Ao **Prof. Dr. Jayme Maurício Leal**, ser humano maravilhoso, desprovido de vaidades, um exemplo como Mestre ensinando o caminho correto, permitindo que seu aprendiz cresça, e talvez um dia possa refletir a imagem daquele que o ensinou. Obrigado pelo incentivo e sobretudo da amizade.

À **Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Leonor de Castro Monteiro Loffredo**, pelos ensinamentos, planejamento e análise estatística.

Aos colegas de Pós Graduação em Endodontia, **Fábio, José Carlos, Devanir, Marco Aurélio, Cléber, Alessandra** e **Daniela**, pela amizade e convívio.

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

À **D. Emília, D. Ivone** e **Sr. Pedro**, funcionários da Disciplina de Endodontia, por serem sempre atenciosos e carinhosos.

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

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

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

Aos meus irmãos, **José Roberto, Maria Cristina** e **Lucy Maria** por participarem e incentivarem a minha vida profissional.

À **Célia** e **Lenira**, secretárias do Departamento de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, sempre amigas e solícitas.



Ao **José Aparecido Alves**, funcionário da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pela ajuda na confecção de parte do material.

Aos amigos **Luiz Villela, Lorenza Singi Pereira e Sandra Maria Baumgarther**, pelo apoio e amizade.

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

# Sumário

1- INTRODUÇÃO.....	11
2- REVISÃO DA LITERATURA.....	23
3- PROPOSIÇÃO.....	90
4- MATERIAL E MÉTODO.....	92
4.1- Confeção dos blocos de resina e dos canais radiculares artificiais.....	93
4.2- Formação dos grupos experimentais.....	97
4.3- Obtenção das imagens antes da instrumentação.....	98
4.4- Análise das imagens antes da instrumentação.....	100
4.5- Seqüência técnica de instrumentação dos canais artificiais.....	106
4.5.1- Seqüência técnica de instrumentação do Grupo I (Flare-Quantec LX).....	109
4.5.2- Seqüência técnica de instrumentação do Grupo II (Orifice Shapers-Profile).....	110
4.5.3- Seqüência técnica de instrumentação do Grupo III (Coronal Shapers-Pow-R).....	111
4.5.4- Seqüência técnica de instrumentação do Grupo IV (Orifice Shapers-Profile série 29).....	112
4.6- Análise das imagens após a instrumentação.....	113
4.7- Planejamento estatístico.....	115
4.8- Interpretação dos resultados.....	115
5- RESULTADO.....	116
5.1- Desgastes segundo a parede do canal radicular simulado.....	117
5.2- Ampliação do canal simulado nos diferentes níveis.....	131

5.2.1- Ao nível de 1 milímetro do ápice.....	132
5.2.2- Ao nível de 3 milímetros do ápice.....	134
5.2.3- Ao nível de 5 milímetros do ápice.....	136
5.2.4- Ao nível de 7 milímetros do ápice.....	138
5.2.5- Ao nível de 12 milímetros do ápice.....	140
5.2.6- Ao nível de 16 milímetros do ápice.....	142
5.3- Interpretação gráfica dos achados estatísticos.....	143
5.4- Interpretação interativa e comparativa entre os resultados obtidos das análises dos desgastes das paredes e da ampliação dos canais radiculares artificiais entre os grupos experimentais nos diferentes níveis de observação	145
<b>6- DISCUSSÃO.....</b>	<b>146</b>
6.1- Discussão da metodologia.....	147
6.1.1- Modelo de estudo: blocos de acrílico “versus” dentes naturais.....	147
6.1.2- Os grupos experimentais: considerações sobre as características dos instrumentos rotatórios utilizados neste estudo.....	149
6.1.3- Análise das imagens digitalizadas antes e após a instrumentação.....	154
6.2- Discussão dos resultados estatísticos.....	156
6.2.1- Ampliação do canal radicular simulado.....	156
6.2.2- Desgastes das paredes do canal radicular simulado.....	159
6.3- Considerações finais.....	161
<b>7- CONCLUSÃO.....</b>	<b>164</b>
<b>8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>169</b>
Anexos.....	191
Resumo.....	213
Abstract.....	214

# 1- Introdução

A terapia endodôntica é dividida didaticamente em fases, sendo, todas elas interdependentes e de igual importância na condução do tratamento dos canais radiculares. Entretanto, dentre elas, o preparo biomecânico é aquele que tem merecido especial atenção tanto dos pesquisadores quanto dos clínicos, por ser uma das fases onde o tempo consumido para sua realização e as dificuldades encontradas, levam muitas vezes a acidentes operatórios e conseqüentemente ao insucesso. Soma-se ainda o fato de que, se esta etapa não for corretamente executada, as seguintes como a desinfecção e obturação também poderão ser comprometidas no sucesso do tratamento endodôntico.

Segundo Leonardo & Leal,<sup>51</sup> o preparo biomecânico consiste em se procurar obter um acesso direto e franco às proximidades da união CDC (Cemento-Dentina-Canal), preparando o canal dentinário, “campo de ação do endodontista”, para receber uma fácil, perfeita e hermética obturação. É considerado por muitos autores, como sendo a fase mais importante do tratamento endodôntico.<sup>7,27,51,59,73,75,76,93,95</sup>

Esta fase cirúrgica basicamente tem por finalidades:<sup>51</sup>

- remover a polpa coronária e radicular, restos pulpare ;

- prevenir a alteração de cor da coroa dental;
- planificar, o melhor possível, as curvaturas do canal radicular;
- preparar o “Batente Apical”;
- remover raspas de dentina e a camada residual (*smear layer*), resultantes da instrumentação do canal radicular;
- preservar a vitalidade dos tecidos vivos do sistema de canal radicular (nas biopulpectomias);
- diminuir a tensão superficial das paredes do canal radicular;
- remover mecânica e quimicamente as bactérias e seus produtos, reduzindo a microbiota do sistema de canais radiculares (nas necropulpectomias);
- alargar e alisar as paredes do canal dentinário, regularizando-as, atribuindo-lhes uma conformação cônica e, desta forma, preparando-as para uma fácil e perfeita obturação;

Didaticamente, dividimos os recursos para a execução do preparo biomecânico através dos seguintes meios: químicos (representado pelas soluções irrigadoras), físicos (ato de irrigar aspirar as soluções irrigadoras) e mecânicos (representado pelos instrumentos endodônticos e pelas técnicas de instrumentação).

Os meios mecânicos assumem, dentro desta fase, uma grande importância, pois é através da instrumentação, coadjuvada com soluções irrigadoras e com os atos de irrigar e aspirar as soluções, que iremos atingir as finalidades a que se propõe esta fase do tratamento endodôntico.

De acordo com Ingle,<sup>45</sup> o preparo adequado do sistema de canais radiculares e posteriormente uma obturação correta, é um fator importante no sucesso da terapia endodôntica.

Por outro lado, um dos objetivos fundamentais do preparo biomecânico dos canais radiculares é a obtenção da sua correta limpeza e desinfecção e, ao mesmo tempo obter uma adequada conformação final que permita a sua completa obturação.<sup>73</sup> Este objetivo é extremamente difícil quando se trata de canais radiculares muito atrésicos e curvos.

A conformação cônica atribuída ao canal radicular, também denominada por alguns autores por “modelagem”, é necessária para facilitar a obturação e é conseguida através do preparo biomecânico. A forma mais apropriada de se modelar o canal radicular para a obturação com guta-percha e cimento é a contínua forma cônica, desde o forame apical até a porção cervical com maior diâmetro (Schilder;<sup>73</sup> Bishop & Dummer).<sup>12</sup>

Em canais curvos é importante que o preparo cumpra seus objetivos de limpeza e modelagem, porém conservando a conformação original do mesmo, evitando-se acidentes como: o transporte do forame, a

formação de “zips”, degraus, perfurações e rasgos apicais. Essas deformações podem comprometer o sucesso, uma vez que a limpeza e desinfecção são menos eficientes e a obturação mais dificultada. A dificuldade de muitas técnicas em produzir um formato correto, tem recebido a atenção e estudos direcionados ao desenho do instrumento, na tentativa de reduzir o risco de irregularidades criadas no canal radicular (o instrumento endodôntico ideal deve ser flexível para permitir o acesso em toda extensão dos canais radiculares curvos, sendo resistente a fratura e com eficiência de corte) (Camps & Pertot).<sup>24</sup>

Até 1960, os instrumentos para o preparo dos canais radiculares eram fabricados em aço carbono e não possuíam uma padronização de diâmetros. Cada fabricante dava a sua lima ou alargador, o calibre que julgasse adequado. Eram identificados pela numeração de 1 a 12, indicativa apenas de aumento de diâmetro. Importante ressaltar as grandes dificuldades encontradas pelos profissionais da época para o preparo dos canais radiculares curvos e atresícos, além da pouca durabilidade desses instrumentos que sofriam forte oxidação e corrosão em contato com os agentes químicos coadjuvantes ao preparo biomecânico.<sup>27</sup>

Em 1961 Ingle,<sup>45</sup> propôs que os instrumentos endodônticos fossem construídos em aço inoxidável e fabricados dentro de normas de padronização, que incluíssem, dentre outras coisas, um aumento de calibre mais racional, o que, sem dúvida, tornaria a instrumentação dos canais

radiculares curvos mais rápida e segura. Foi uma grande evolução, aceita de imediato pela Associação Americana de Endodontia e posta em prática por todos os fabricantes de instrumentos do mundo, que passaram a ter seus produtos dentro das normas estabelecidas pela ANSI/ADA e ISO/FDI.

Nos últimos vinte anos, novos instrumentos endodônticos foram desenvolvidos e numerosas técnicas de instrumentação dos canais radiculares tem sido descritas, mas poucas atribuem aos mesmos a forma cônica em todos os terços.

Um elevado número de técnicas de preparo biomecânico tem sido descrito para prover a otimização no formato do terço apical (Ingle 1961;<sup>45</sup> Schilder 1974;<sup>73</sup> Abou-Rass 1980;<sup>2</sup> Goerig 1982;<sup>39</sup> Fava 1983;<sup>37</sup> Morgan & Montgomery 1984;<sup>62</sup> Roane 1985;<sup>66</sup> Saunders 1992<sup>70</sup>), mas infelizmente, as evidências clínicas, radiográficas e microscópicas sugerem que apesar dessas técnicas modernas terem melhorado o preparo final do canal, uma forma ideal ainda não foi consistentemente atingida (Al-Omari 1992).<sup>4,5</sup>

Os instrumentos de aço inoxidável podem induzir a deformações em canais radiculares curvos, incluindo “zips” (Weine)<sup>95</sup> e rasgos ou trepanações nas “áreas de risco” ressaltadas por Abou-Rass.<sup>2</sup> A prevalência e severidade dessas deformações foram reduzidas com o desenvolvimento de novos desenhos dos instrumentos, com ênfase particular na configuração da ponta e forma da secção transversal (Roane)<sup>66</sup>



e variação da conicidade (McSpadden).<sup>57</sup> Assim, está claro que todos os instrumentos de aço inoxidável têm a propensão de criar iatrogenias, provavelmente como resultado da inerente falta de flexibilidade, o que é confundido com o desenho do instrumento e a forma do canal (Eldeeb).<sup>34</sup> Na maioria das circunstâncias, o uso de limas de aço inoxidável em canais curvos e atresiados é dificultado, e o alargamento do terço apical reduz-se a pequenos diâmetros dificultando a obturação.

Para que se pudesse evitar ou minimizar a ocorrência dos acidentes causados pela instrumentação manual, com limas de aço inoxidável, utilizadas em canais radiculares atresiados e curvos, Clem<sup>27</sup> propôs que os instrumentos de menor calibre e maior flexibilidade fossem usados em todo o comprimento de trabalho, e os de maior calibre e menor flexibilidade, empregados em ordem crescente de diâmetros e com comprimentos inferiores ao de trabalho, aumentando progressivamente o diâmetro dos mesmos, à medida que o preparo era executado na direção coronária do canal radicular. Surgiu assim, a instrumentação escalonada a qual diminuiu significativamente as iatrogenias, até então observadas principalmente no preparo dos canais radiculares curvos.

O princípio do escalonamento ou seja, a necessidade de uma maior conicidade do canal, passou a reger o aprimoramento das técnicas de instrumentação. Diversos trabalhos demonstraram a

superioridade da técnica escalonada, no sentido ápice-coroa sobre a seriada.<sup>2,28,39,62,63</sup>

Devido a grande variação anatômica do sistema de canais radiculares, novos instrumentos, aparelhos e técnicas têm sido desenvolvidos constantemente para:

- facilitar e aprimorar o trabalho do profissional e,
- minimizar os erros produzidos pelo preparo biomecânico visando, sempre, a melhoria do tratamento e o aumento da porcentagem de sucesso nos tratamentos endodônticos.

Preocupados em resolver problemas com o lançamento e manutenção das naves e satélites espaciais, a NASA (National Aeronautics and Space Administration- USA) desenvolveu uma nova liga metálica capaz de suportar torções, distorções, contrações, dilatações, mudanças de posição e atritos, a qual, devido a suas propriedades, começou a ser utilizada na fabricação das antenas dos satélites.

Constituída basicamente por níquel e titânio, em uma porcentagem aproximada de 55% de níquel e 45% de titânio por peso, esta nova liga foi introduzida na Odontologia através da Ortodontia, em razão de sua ultra flexibilidade, memória elástica e alto grau de resistência à fratura. Aproveitando as ótimas propriedades da liga de níquel e titânio, os instrumentos endodônticos surgiram em 1988, através de Walia et al..<sup>94</sup>

Com o avanço tecnológico da Odontologia e particularmente a Endodontia, essa nova liga metálica desenvolvida em níquel e titânio está sendo amplamente empregada na fabricação de limas, condensadores, compactadores e brocas de Gates Glidden.

A liga de níquel e titânio (NiTi) tem excelente flexibilidade e resistência ao estresse por fadiga (Andreasen & Hilleman, 1971).<sup>6</sup>

No momento, esta nova liga está sendo empregada na fabricação de limas, apresentando uma grande variedade, levando os professores, endodontistas e clínicos que realizam tratamento de canais radiculares, a uma enorme dúvida quanto a escolha da melhor, principalmente com o exagero de instrumentos e especulações das suas supostas vantagens.

Muitas questões são levantadas, como :

- o fato de possuírem memória elástica, não necessitariam de um pré curvamento?
- estas limas provocariam ou não deformações dos canais radiculares atresiados ou curvos, tanto quanto as de aço inoxidável?

Questiona-se, também :

- a sua flexibilidade em relação aos instrumentos construídos em aço inoxidável;

- se as limas de níquel e titânio, mais calibrosas, poderiam ser usadas, seqüencialmente, em canais radiculares atresiadados e curvos;
- se a longevidade de corte destas limas seria maior ou não, quando comparadas às limas construídas com aço inoxidável;
- se a eficiência de corte dos instrumentos de níquel e titânio seria menor quando comparada às limas de aço inoxidável;
- se estas limas, principalmente as oferecidas na versão movidas à motor, ofereceriam ou não, alto grau de resistência à fratura no momento do uso.

Concluindo, as propriedades dos instrumentos de níquel e titânio são discutíveis, havendo controvérsias no momento. As respostas a estes questionamentos e controvérsias começam agora a surgir, quer através de pesquisas “in vitro”, como também, as decorrentes da aplicação clínica destes instrumentos, elucidando as dúvidas quanto a este novo conceito de preparo dos canais radiculares.

Atualmente, novos “designs” das limas tem surgido através da usinagem das hastes metálicas de níquel e titânio, que originalmente são cilíndricas.

Os instrumentos usinados são menos efetivos do que os torcidos (Davies 1991).<sup>32</sup>

Os instrumentos idealizados para a instrumentação mecânica dos canais radiculares movidos a motor de torque elevado e baixa

velocidade, apresentam, na base da sua haste, um tipo de encaixe para que os mesmos possam ser usados em peça de mão de baixa rotação e velocidade constante. (150-350 r.p.m.).

Da mesma forma, a velocidade controlada para o uso destes instrumentos é muito importante pois, as variações de tensão decorrentes das alterações da velocidade podem tornar a liga susceptível à fratura.

As alterações nos “designs” da haste do instrumento de níquel e titânio, quando comparadas aos instrumentos convencionais representam conceitos revolucionários no preparo de canais radiculares atresiadados e curvos. Além disso, esses novos “designs” conferem ao instrumento a capacidade de carrear para fora a dentina e detritos desprendidos em sua ação de ampliação das paredes dos canais radiculares.<sup>57</sup>

Estas alterações fogem às normas de padronização e especificações nº 28 da ANSI/ADA (American National Standards Institute e American Dental Association) e também da ISO/FDI (International Organization for Standardization).

Quebrando estas regras de padronização, a conicidade (*Taper*) das novas limas de níquel e titânio acionadas a motor são diferentes das regulamentadas para as limas tipo Kerr e Hedströen. As novas limas de níquel e titânio acionadas à motor apresentam um aumento de conicidade da

parte ativa de 0,03 – 0,04 – 0,05 – ou 0,06 mm por milímetro de comprimento, mudando o padrão que é de 0,02 mm de aumento de conicidade das limas tipo Kerr e Hedströen.

Com essa nova concepção, essas limas, ao serem, acionadas a motor no interior do canal radicular, girando (360°) no sentido horário, com velocidade constante e em direção coroa/ápice (“crown-down”), irão promover a limpeza, a remoção do conteúdo séptico, dos restos orgânicos e das raspas de dentina para a câmara pulpar e, simultaneamente, irão determinar o escalonamento e o alargamento dos 2/3 coronários, promovendo o chamado “desgaste anti-curvatura”.

A literatura sobre o assunto não é tão rica, quanto àquela existente para os instrumentos de aço inoxidável, principalmente no que se refere à eficácia de corte e outras propriedades.

Existe grande interesse das indústrias de instrumentos endodônticos e dos cirurgiões dentistas na utilização de novas técnicas de instrumentação do canal radicular que trabalham com instrumentos de níquel e titânio acionados a motor, pois os benefícios econômicos e o ganho de tempo no preparo biomecânico são consideráveis (Esposito & Cunningham).<sup>35</sup>

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

melhor a sua atuação nas paredes dos canais radiculares curvos (Weine 1975,<sup>95</sup> Alodeh & Dummer 1989<sup>3</sup> e Briseño & Sonnabend 1991).<sup>18</sup>

## 2- Revisão da literatura

Neste capítulo, fez-se uma revisão sintética sobre as ligas de níquel e titânio, técnicas de instrumentação e avaliação de técnicas através de diferentes metodologias.

Schneider<sup>74</sup> (1971), introduziu uma nova metodologia para a classificação do grau de curvatura de diferentes dentes. De acordo com o grau de curvatura, os dentes foram classificados em reto (menos de cinco graus), moderado (de dez a vinte graus) e de severo (vinte e cinco a setenta graus). Os canais foram instrumentados com limas tipo Kerr em movimento de alargamento até duas a três limas após a inicial. Em seguida, a obturação foi efetuada com cones de prata e as raízes foram seccionadas a um e cinco milímetros do ápice. Os canais foram medidos no sentido mesio-distal e vestibulo-lingual, com o auxílio de um microscópio óptico. Os autores concluíram que os canais retos obtiveram um preparo mais redondo do que os canais curvos, em sua maioria a um milímetro do ápice.

Weine et al.,<sup>95</sup> em 1975, instrumentando canais radiculares simulados em blocos de resina e dentes extraídos, observaram as deformações possíveis de ocorrer durante a instrumentação dos canais. Foi demonstrado que toda lima, reta ou pré-curvada, tendia a tornar-se reta no



interior do canal radicular, desgastando as suas paredes convexas e determinando um desgaste com a forma de gota no ápice, o que foi denominado de “zip”. Observaram também, que a instrumentação nos blocos com canais simulados, resultaram em deformações das paredes semelhantes às observadas nos dentes extraídos, recomendando-os como modelo experimental.

Em 1980, Abou-Rass et al.,<sup>2</sup> preconizaram a denominada “instrumentação anti-curvatura” para o preparo de canais radiculares curvos e atresiadados. Segundo seus idealizadores, essa técnica de instrumentação do canal radicular deve ser mais direcionada para a região onde a parede da raiz é mais espessa, região esta denominada de “zona de segurança”. Neste sentido, a região onde a parede da raiz é mais delgada, “zona de perigo”, deve ser evitada. Assim, a instrumentação anti-curvatura deve ser realizada com o instrumento atuando mais na parede externa da curvatura do canal. Preconizaram também, a utilização de instrumentos endodônticos movidos a motor (“Peezo”) nos 3 milímetros iniciais da embocadura do canal, para facilitar esta operação. Desse modo, é menor o risco de perfurações ou desgaste acentuado de uma das paredes da raiz do dente.

O uso das brocas de Gates Glidden no preparo do terço cervical e médio dos canais radiculares, foi recomendado por Goerig et al.<sup>39</sup>

(1982). Segundo os autores, esta técnica propicia um acesso direto à região apical, eliminando as interferências dentinárias do terço coronário, tornando mais rápida e eficiente a instrumentação do terço apical. As soluções irrigadoras penetram mais profundamente, também ocorrendo uma redução da quantidade de tecido pulpar e microrganismos no terço apical. Os autores também recomendaram a técnica telescópica com recuo progressivo de 0,5 mm entre os instrumentos, para o preparo do terço apical das raízes.

Em 1985, Roane et al.,<sup>66</sup> preconizaram uma técnica de instrumentação de canais radiculares denominada “Técnica de forças balanceadas”. Segundo os autores, permite a instrumentação dos canais radiculares com severas curvaturas, sem comprometer os conceitos de alargamento e de diâmetro do canal radicular. Também preconizaram uma modificação da ponta ativa dos instrumentos endodônticos, tornando-os com a ponta inativa. Os autores afirmaram que a modificação na ponta ativa do instrumento, acompanhada pela utilização desta técnica, evita a ocorrência de falhas na instrumentação dos canais radiculares.

Lim & Webber,<sup>52</sup> em 1985, instrumentaram canais curvos artificiais em blocos de resina e em dentes extraídos, usando a técnica de instrumentação escalonada regressiva com limas tipo Kerr. As mensurações realizadas foram radiográficas e fotográficas. Constataram que não houve

diferença entre os blocos de resina e os dentes extraídos, concluindo pela validade do uso dos mesmos.

Uma metodologia de estudo da anatomia do canal radicular antes e após a instrumentação dos canais foi introduzida por Bramante et al.,<sup>16</sup> em 1987. A técnica consistiu em inserir o dente em resina acrílica, obtendo-se um bloco piramidal. Após a polimerização da resina foram feitas ranhuras transversais no bloco com auxílio de disco de carborundum. Em seguida, o bloco foi posicionado em um suporte de madeira, dentro do qual foi vazado gesso pedra, até a metade do bloco de resina. Antes da presa, ranhuras foram confeccionadas no gesso, obtendo a função de sulcos guias. Após a presa do gesso, este foi lubrificado e a outra metade do bloco de resina foi encoberta por uma nova camada de gesso pedra. Assim, foi possível confeccionar uma mufla, que após aberta, o bloco de resina foi removido. Em seguida, o bloco de resina foi seccionado em três partes e estas foram fotografadas de maneira padronizada. As secções foram novamente posicionadas na mufla e o canal foi instrumentado. Novas fotografias, das secções das raízes, foram tiradas após a instrumentação dos canais. Desta maneira, esta metodologia possibilitou comparar, com precisão, as alterações dos canais radiculares antes e após a instrumentação.

Walia et al.,<sup>94</sup> (1988), introduziram em Endodontia, as limas fabricadas com uma liga de níquel e titânio (Nitinol). Em seu estudo,

os autores compararam as limas de níquel e titânio de secção triangular número 15, com limas de aço inoxidável também de número 15, com a mesma secção triangular e fabricadas pelo mesmo processo. As limas foram avaliadas em três testes mecânicos, medindo-se o momento de dobra, de torção no sentido horário e de torção no sentido anti-horário. A metodologia seguiu a especificação número 28 da ANSI/ADA. As forças foram aplicadas a 3 mm da ponta do instrumento e as limas foram comparadas em relação à flexibilidade relativa e à resistência à fratura na torção. Antes dos testes, as limas foram fotografadas em um microscópio eletrônico para observar o efeito do processo de fabricação, e em seguida, após o teste de torção para comparar a morfologia da superfície da fratura. Os autores concluíram que em virtude de seus baixos valores da memória elástica, as limas de Nitinol apresentaram uma flexibilidade duas a três vezes maior do que as limas de aço inoxidável, além de serem superiores em relação à resistência à fratura, quando em torção no sentido horário ou anti-horário. Sugeriram ainda, que baseado nos resultados deste trabalho, as limas de Nitinol sejam promissoras para o preparo de canais radiculares curvos.

Swindle et al.,<sup>79</sup> em 1991, estudaram o efeito da ampliação na porção cervical dos canais radiculares no transporte deste no terço apical após a instrumentação pela técnica da força balanceada. Empregaram o método radiográfico de dupla exposição para avaliar o desvio apical e

constatarem que quanto antes for realizado o preparo cervical, mais fácil será a instrumentação, embora não houvesse diferença no transporte apical empregando ou não o preparo prévio da porção cervical do canal.

Briseño & Sonnabend<sup>17</sup> (1991), avaliaram a instrumentação em 180 canais simulados em blocos de resina transparente, com os instrumentos: Alargadores (Antaeos), Limas K (Antaeos), Limas Hedström (Antaeos), K-Flex (Kerr), Flexofile (Maillefer), S-Files (Svenska Dental Instruments), Burns Unifiles (Caulk), Flexicut (Antaeos) e Flex-R (Union Broach). Os canais artificiais foram corados e em seguida instrumentados com movimento semelhante ao da “Técnica de forças balanceadas”. Os blocos de resina foram fotografados antes e após a instrumentação, com exposição dupla e padronizada, de maneira que ao final, as duas imagens apresentavam-se superpostas nas fotografias, sem nenhuma distorção visual. Os dados deste trabalho, indicaram que independente do tipo de instrumento, nenhum deles foi capaz de reproduzir os resultados ideais. Entretanto, os resultados de todos os instrumentos foram clinicamente aceitáveis. Todos os instrumentos apresentaram características semelhantes em relação ao transporte de material apical e coronário.

Com a finalidade de estudar a eficácia de diferentes limas Al-Omari et al.,<sup>4</sup> (1992), realizaram um trabalho, utilizando 300 blocos de resina com canais simulados apresentando curvaturas de vários ângulos e

posições. Os instrumentos testados foram as limas K (Kerr), K-Flex (Kerr), Flexofile (Maillefer), Flex-R (Union Broach), Hedströen (Micro-Mega) e Unifile (Dentsply). Os canais foram instrumentados pela técnica “step-back”, com instrumentação anti-curvatura. A parte 1 deste trabalho, avalia a eficácia dos instrumentos em termos de tempo de preparo, fratura de instrumento, perda do comprimento de trabalho, perda do peso do bloco de acrílico e a lisura das paredes dos canais. Os resultados mostraram que as limas Hedströen foram as mais rápidas no preparo dos canais; as fraturas e deformações dos instrumentos foram mais frequentes com as limas Unifile; a perda do comprimento de trabalho ocorreu com todos instrumentos testados, sendo maior com as limas K, que também foram as que produziram menor perda de peso dos blocos de acrílico. Sob as condições deste estudo, os autores concluíram que as limas Flexofile, Flex-R e Hedströen parecem ser substancialmente mais eficazes que as limas K, K-Flex e Unifile.

Al-Omari et al.,<sup>5</sup> (1992), avaliaram a eficácia das limas K (Kerr), K-Flex (Kerr), Flexofile (Maillefer), Flex-R (Union Broach), Hedströen (Micro-Mega) e Unifile (Dentsply) em relação a prevalência de aberrações nos canais, quantidade e direção do transporte do canal e a forma final do mesmo. Um total de 60 blocos de resina com canais simulados apresentando diferentes comprimentos e graus de curvatura,

foram utilizados neste estudo. Os canais foram instrumentados pela técnica “Step-back”, com instrumentação anti-curvatura. Foram tiradas fotografias antes da instrumentação com cones de prata no interior dos canais. Após a instrumentação, as fotografias foram novamente tiradas, agora sem o cone de prata, seguindo o mesmo padrão das iniciais. As fotos foram superpostas e as diferenças foram medidas e analisadas. Os autores concluíram que o transporte de canais foi um achado constante com todos os instrumentos. Sob as condições deste trabalho, as formas dos canais produzidos com as limas Flexofile e Flex-R mostraram ser superiores as produzidas com as limas K, K-Flex, Hedströen e Unifile.

Em 1993, McSpadden,<sup>56</sup> apresentou um sistema composto de um motor (NT Matic) com contra-ângulos especiais que acoplam limas de níquel e titânio (NT Engine – conicidade 0,02 e McXim – conicidade variável) especialmente desenhadas para o preparo e obturação dos canais radiculares. O autor descreveu a seqüência técnica para o preparo biomecânico, citando, como vantagens, a economia de tempo, ausência de desvios, a eliminação de debris pela via coronária, a facilidade de preparo de canais curvos, redução de estresse do operador e a possibilidade de penetrar em canais calcificados. Neste artigo foi descrito também uma técnica de obturação dos canais radiculares com condensadores (NT Microflow) de níquel e titânio que emprega dois tipos de guta-percha, uma

que é denominada “phase I” (beta) mais rígida e a outra mais fluída denominada “phase II” (alfa), permitindo uma obturação rápida e que promove um selamento tridimensional do sistema de canais radiculares.

Com a intenção de avaliar a efetividade das limas de níquel e titânio rotatórias e manuais Nitinol e das manuais de aço inoxidável com diferentes técnicas de instrumentação, Himel et al.,<sup>42</sup> (1994), realizaram um trabalho onde estas limas foram utilizadas em movimento de limagem “push-pull”, movimento de alargamento e movimento de rotação. Para isto, noventa blocos de resina foram utilizados. As imagens dos blocos foram capturadas em um computador, antes e após a instrumentação dos canais. As diferenças entre as imagens foram medidas e avaliadas. Os resultados demonstraram que as limas Nitinol utilizadas em movimento de limagem, produziram um maior desgaste de dentina na parede externa do canal, de 3 a 6 mm aquém do comprimento de trabalho. As limas de aço inoxidável, removeram mais dentina da parede externa do canal, no comprimento de trabalho e na zona de risco. As limas Nitinol, em movimento rotatório, foram bem mais rápidas e foram as que melhor mantiveram a forma do canal. Os autores concluíram que as limas Nitinol devem ser utilizadas com movimento de alargamento e que as mesmas são efetivas na modelagem dos sistemas de canais radiculares.



Serene et al.,<sup>75</sup> (1995), relataram as propriedades biológicas, físicas e mecânicas dos instrumentos de níquel e titânio. Os autores ressaltaram características importantes destes instrumentos: são instrumentos fortes e flexíveis. A liga de níquel e titânio é superelástica e apresenta uma memória elástica. Os instrumentos de numerações menores, podem ser utilizados mais de 10 vezes. Os instrumentos de numerações maiores, podem ser usados 20 vezes; o tempo de fadiga dos instrumentos é reversível. Após a esterilização, seja na estufa ou na autoclave, ocorre uma transformação cristalina da fase martensita residual em austenita. Isto implica em uma restauração da resistência do instrumento; apresentam um excelente poder de flexibilidade; são biocompatíveis e apresentam ótimas propriedades anticorrosivas; eliminam a maioria de acidentes operatórios durante seu uso, como a formação de degraus e perfurações, sendo que a dor pós operatória é reduzida.

Tepel et al.,<sup>80</sup> (1995), avaliaram a eficiência de corte de instrumentos endodônticos de aço inoxidável, instrumentos de aço inoxidável flexível e instrumentos de níquel e titânio de diferentes marcas. Para isto, foram instrumentados canais radiculares de blocos de resina, com um aparelho que simula o uso clínico do instrumento. As limas tipo Kerr Nitinol apresentaram os piores resultados de eficiência de corte. Os alargadores de aço inoxidável e especialmente as limas tipo K foram

superiores. No entanto, os melhores resultados em relação à eficiência de corte dentre todos os instrumentos foram os das limas flexíveis de aço inoxidável.

Glosson et al.,<sup>38</sup> (1995), utilizaram a técnica de Bramante modificada e um programa de subtração digital de imagem para comparar 60 canais mesiais das raízes de molares inferiores extraídos, preparados com instrumentos manuais de níquel e titânio (Mity e Canal Master U), instrumentos de níquel titânio movidos a motor (NT Sensor e Lightspeed) e instrumentos manuais de aço inoxidável (K-Flex). As raízes foram divididas em cinco grupos. No grupo A (K-Flex), os instrumentos foram pré curvados e a técnica de instrumentação seguida foi a preconizada por Ingle. No grupo B (Mity), a técnica foi a mesma do grupo A, exceto que as limas não poderiam ser pré curvadas. No grupo C (NT Sensor), a técnica de instrumentação seguiu as recomendações de McSpadden. O motor usado foi o Aseptico (Kirkland, WA), com uma peça de mão de redução de 16:1 em rotação constante de 300 rpm. No grupo D (Canal Master U - manual) e Grupo E (Lightspeed), a técnica de instrumentação seguiu as recomendações da “University of Texas Health Science Center at San Antonio”. Para o grupo E o motor elétrico foi o mesmo já descrito, com rotação constante de 750 rpm. Todos os canais foram instrumentados 0,5 mm aquém do comprimento total do canal, até a lima número 30 e

posteriormente fotografados. Em seguida, foram instrumentados até a lima de número 45 e escalonados com recuos de 1,0 mm até o instrumento 60. Os canais radiculares foram novamente fotografados e as fotos digitalizadas, onde se subtraiu a imagem dos canais preparados com a imagem anterior ao preparo. Para avaliação os seguintes critérios foram observados: direção do transporte do canal, área de dentina removida, coeficiente de centralização de cada instrumento e tempo de preparo. Os autores observaram que os instrumentos de níquel titânio movidos a motor, Lightspeed e NT Sensor, e o Canal Master U manual causaram significativamente menor transporte do canal, permaneceram mais centralizados no canal, removeram menor quantidade de dentina, e produziram preparos mais circunferenciais do que as limas K-Flex (aço inoxidável) e Mity (níquel e titânio). Afirmaram que os instrumentos acionados a motor Lightspeed e NT Sensor foram bem mais rápidos que a instrumentação manual.

Por meio de uma análise radiográfica, Esposito & Cunningham<sup>35</sup> (1995), estudaram a forma dos canais após a instrumentação com as limas manuais NT de níquel e titânio (Mac), limas de aço inoxidável K-Flex e limas NT movidas a motor de níquel e titânio, utilizando um micro motor elétrico Ni-Ti-matic. Foram selecionados 45 dentes com canais radiculares com curvatura entre 20 e 45 graus. A instrumentação foi

realizada no comprimento de trabalho até a lima número 45, em todos os dentes. Um total de cinco radiografias foram tiradas ao longo da instrumentação, sempre com uma lima no interior do canal. As imagens foram digitalizadas, sobrepostas e comparadas em um computador. Neste estudo, os instrumentos manuais e rotatórios de níquel e titânio mantiveram a forma original do canal radicular em todos os casos. A incidência de desvio da forma original do canal com os instrumentos de aço inoxidável, aumentou proporcionalmente ao aumento do calibre do instrumento. Com os instrumentos de calibre maiores que o número 30, a diferença entre os grupos níquel e titânio e aço inoxidável, tornou-se estatisticamente significativa. Neste estudo, as limas de níquel e titânio foram mais efetivas em manter a forma original do canal radicular em raízes curvas, quando o preparo apical era dilatado com instrumentos de calibre superior ao número 30.

A habilidade de modelar o canal radicular das limas de níquel e titânio tipo Kerr, dos alargadores e limas tipo Kerr de aço inoxidável, e dos instrumentos flexíveis de aço inoxidável com pontas convencionais ativas e com pontas inativas, foram estudadas por Schäfer et al.,<sup>72</sup> (1995), utilizando um aparelho de teste computadorizado que simulava o uso clínico dos instrumentos. A instrumentação foi realizada em blocos de resina acrílica, com canais simulados com 42 graus de curvatura.

Todos os canais artificiais foram instrumentados do instrumento número 15 ao 35. Os instrumentos testados foram as limas de níquel e titânio tipo Kerr da Mity (Ridgefield, CT), NiTi (Chattanooga, TN) e Texceed (Costa Mesa, CA); as limas tipo Kerr e alargadores de aço inoxidável de ponta inativa da Antaeos (Munich, Germany), Kerr (Karlsruhe, Germany), Maillefer (Ballaignes, Switzerland) e Union Broach (New York, NY). Os canais radiculares foram fotografados com um aumento de 40 vezes antes e após a instrumentação. A diferença entre a forma inicial e final do canal foi medida em 14 pontos diferentes da curvatura. Ocorreram alterações indesejáveis na forma do canal radicular como resultado da instrumentação em todos os casos. Nenhum dos instrumentos testados foi capaz de remover material em toda a extensão da parede interna da curvatura, ao passo que todos os instrumentos removeram material de todo comprimento da parede externa da curvatura, resultando em uma saliência branda ou severa. A quantidade de alterações indesejáveis na forma do canal radicular dependeu tipicamente do instrumento utilizado. Os melhores resultados foram alcançados com instrumentos flexíveis de ponta inativa.

Poulsen et al.,<sup>64</sup> (1995), avaliaram o efeito do número de rotações na instrumentação acionada a motor, na morfologia do preparo do canal radicular. Foram instrumentados trinta e seis canais mesiais de molares inferiores com curvaturas entre 15 e 31 graus, onde foram

utilizados os instrumentos de níquel e titânio Lightspeed (Lightspeed Technology), com a técnica de instrumentação recomendada pelo fabricante. Os canais radiculares foram preparados com estes instrumentos em três rotações diferentes: 750, 1300 e 2000 rpm. Os preparos dos canais radiculares foram avaliados através da sobreposição de imagens digitalizadas de antes do preparo e após o preparo. As avaliações foram feitas no terço médio e apical dos canais. Concluíram os autores que não houve diferença estatística significativa nos três grupos experimentais, quanto a quantidade de dentina removida, transporte do canal e a habilidade do instrumento em permanecer centrado no canal radicular.

Luiten et al.,<sup>55</sup> em 1995, compararam a instrumentação em canais curvos de dentes extraídos com curvatura média de 25 graus com os seguintes instrumentos: limas tipo Kerr, técnica escalonada regressiva e progressiva, instrumentação sônica com limas Shaper-Sonic e o Sistema NT Matic com limas NT Engine. Utilizaram o método radiográfico de dupla exposição, preenchendo o canal com mercúrio, antes e após a instrumentação. Nenhuma diferença foi constatada no desvio apical, mas observaram um aumento na conicidade cervical do canal quando do uso da técnica sônica.

Camps & Pertot<sup>23</sup> (1995), analisaram comparativamente a eficiência de instrumentação com diferentes marcas de limas de níquel e titânio: Brasseler, JS Dental (JS Dental Inc., Ridgefield, CT, USA), McSpadden (NT Co. Inc., Chattanooga, TN, USA) e Maillefer. Duas marcas de limas, de aço inoxidável fabricadas pela Maillefer, serviram como controle: as limas tipo Kerr e as limas Flexofile. Em cada grupo, instrumentos de número 15 a 40 foram testados em blocos de resina acrílica, com movimento linear, simulando o movimento clínico utilizado para remoção da lima do canal radicular. Cada instrumento realizava 100 movimentos de vaivém. Para isto foi utilizado um aparelho especial, que aplicava uma carga sobre a lima. A medida que o calibre da lima era aumentado, a carga aplicada também aumentava proporcionalmente. A profundidade das ranhuras produzidas na resina foi medida com um microscópio. Posteriormente, um instrumento de cada grupo foi incluído em resina e seccionado a 14 mm da ponta para o exame de sua secção transversal em microscópio óptico. Os resultados obtidos pelos autores evidenciaram que a secção transversal do instrumento influencia na sua eficiência de instrumentação; instrumentos de secção triangular são mais efetivos que os instrumentos de secção quadrangular; há uma discrepância significativa entre a eficiência de instrumentação das limas tipo Kerr de níquel e titânio; e que há uma necessidade de novas especificações para eficácia de corte de instrumentação dos instrumentos endodônticos.

Com o propósito de comparar a rigidez e a resistência à fratura de quatro marcas de limas tipo Kerr de níquel e titânio, Camps & Pertot<sup>24</sup> (1995), realizaram um estudo comparativo onde as limas testadas foram das marcas: Brasseler (Savannah, GA, USA), JS Dental (JS Dental Inc, Ridgefield, CT, USA), McSpadden (NT Co Inc, Chattanooga, TN, USA) e Maillefer (Maillefer AS, Ballaigues, Switzerland). As limas de aço inoxidável da Maillefer foram utilizadas como grupo controle. Dez instrumentos de números 15 ao 40 foram testados, e os testes seguiram as especificações número 28 da ANSI/ADA, em relação a resistência à fratura pela torção, e em relação à dureza pelo momento da deflexão. Os resultados demonstraram que as limas tipo Kerr de níquel e titânio cumpriram as especificações em relação à rigidez e a deflexão angular no momento da fratura. O torque máximo no momento da fratura foi alcançado com todos os instrumentos, exceto as limas de níquel e titânio número 40 da Maillefer, e as limas McSpadden número 30. As limas tipo Kerr de níquel e titânio apresentaram um menor torque na fratura do que as limas tipo Kerr de aço inoxidável e ainda apresentaram também um momento de dobra cinco vezes menor do que as limas tipo Kerr de aço inoxidável com um ângulo de deformação permanente nulo.



Uma revisão das diversas modificações ocorridas nos instrumentos e nas técnicas de instrumentação dos canais radiculares foi realizada por Roig-Cayón et al.,<sup>67</sup> (1995), onde os autores ressaltaram as alterações do desenho da parte ativa dos instrumentos endodônticos, assim como a substituição do aço inoxidável pela liga de níquel e titânio. Neste trabalho, a utilização dos sistemas de instrumentação mecânico-rotatórios Lightspeed, Profile série 29 de conicidade 0,04 e a combinação de ambos foram detalhadamente descritos, dando ênfase às características físicas do mecanismo de utilização, bem como no desempenho clínico.

Korzen<sup>48</sup> (1996), descreveu as características das limas da série Quantec 2000, ressaltando que além de sua composição (níquel-titânio) e variação de conicidade, existem propriedades decorrentes de seu “design” como ângulo de corte ligeiramente positivo, lâminas que auxiliam na remoção de detritos dentinários, aumento da massa metálica periférica evitando trincas no corpo do instrumento, assimetria das lâminas cortantes para ajudar a manter a integridade do eixo central. O autor descreveu ainda a seqüência técnica para casos onde não se encontra excessiva resistência, empregando apenas três instrumentos da série Quantec (seqüência reduzida) ao invés do emprego da série completa que é recomendada para os casos mais laboriosos e para os profissionais que ainda não dominaram ou estão se aprimorando neste sistema.

McSpadden<sup>57</sup> (1996), idealizou o desenvolvimento de uma super lima que do conceito passou a realidade. Os instrumentos denominados por ele de super lima são os instrumentos da série Quantec 2000. Estes instrumentos apresentam aperfeiçoamentos que partiram das limas NT Engine e McXim do sistema NT Matic, onde as alterações foram feitas em relação ao desenho dos instrumentos, principalmente da geometria da ponta agora com um desenho bi-biselado e a variação da conicidade dos mesmos.

No trabalho realizado por Tharuni et al.,<sup>81</sup> (1996), a instrumentação em 24 blocos de resina, com curvaturas de 38 graus, foi efetuada para a comparação da instrumentação das limas tipo Kerr (Kerr, Romulus, MI) com os instrumentos Lightspeed (Lightspeed Technology, Inc., San Antonio, TX). Uma tinta radiopaca foi injetada nos blocos de resina e em seguida eles foram radiografados. As imagens das radiografias foram fotografadas com uma ampliação de quatro vezes. Os canais simulados foram medidos a 1, 3, 5 e 7 mm do ápice. O meio de contraste foi removido dos canais e a instrumentação foi efetuada em movimento de limagem circunferencial, até o instrumento número 35 apicalmente e escalonada até o instrumento número 80. A mensuração da largura dos canais foi efetuada nos mesmos níveis, antes e após a instrumentação. A

análise dos resultados foi baseada na alteração da largura do espaço do canal e na incidência de formação de degrau. Concluíram os autores que as limas tipo Kerr provocaram um maior alargamento do terço apical do canal, com uma maior incidência de transporte, formação de “zips” e de degraus. Os instrumentos Lightspeed permaneceram mais centralizados nos canais, com uma mínima incidência de transporte, formação de “zips” e de degrau apical. Os autores consideraram ainda, o instrumento Lightspeed, mais adequado para o eficiente preparo dos canais curvos.

Laurichesse<sup>50</sup> (1996), realizou uma descrição dos instrumentos de níquel e titânio, acionados à motor, enfatizando a série McXim, quanto ao seu desenvolvimento e ao emprego clínico. Segundo o autor, a série é composta por instrumentos que possuem quatro desenhos da parte ativa e seis conicidades diferentes para se adaptar a cada particularidade que se pode encontrar desde o princípio até o final do preparo do canal radicular. O autor mencionou a correlação entre cada desenho com a função proposta ao instrumento para obter um melhor desempenho desta série. Ainda neste artigo, existe a menção do sistema Quantec e do sistema Profile como uma evolução da série McXim, eliminando, assim, diversos inconvenientes como a extensa variabilidade de instrumentos.

Abou-Rass & Ellis<sup>1</sup> (1996), compararam três métodos de instrumentação manual e dois mecânicos, em 125 blocos de resina acrílica transparente, preenchendo os canais simulados curvos com azul de metileno, para avaliar a forma do canal antes e após a instrumentação. Cinco grupos foram formados: Grupo I, foi utilizada uma lima manual (Flexofile) onde os canais foram dilatados do instrumento 15 ao 30. Grupo II: Os canais foram preparados no terço cervical com instrumentação mecânica (Canal Finder System), e no terço apical com instrumentação manual (Flexofile), até o instrumento de número 30. Grupo III: O preparo foi similar ao grupo II exceto pelo uso no terço cervical da peça de mão automatizada M4. No grupo IV, os canais foram preparados em toda sua extensão com o Canal Finder System e o preparo apical realizado até o instrumento número 30. O grupo V foi similar ao grupo IV sendo que neste grupo foi utilizado a peça de mão automatizada M4. Concluíram os autores que é eficiente e seguro o uso do Canal Finder System para o preparo cervical, o preparo apical é melhor realizado com a instrumentação manual e o uso do Canal Finder System ou M4 em todo comprimento de trabalho para o preparo do canal não é recomendado.

Coleman et al.,<sup>30</sup> (1996), analisaram comparativamente o preparo de canais radiculares com a técnica de instrumentação escalonada (“step-back”), utilizando limas tipo Kerr de níquel e titânio (Mity, JS

Dental) e limas tipo Kerr de aço inoxidável (JS Dental). Foram utilizadas vinte raízes mesiais de molares inferiores com curvatura de no mínimo 30 graus, de acordo com a modificação de Lim e Weber da metodologia de Schneider. Os dentes, embebidos em resina, foram seccionados em três partes. Foi utilizado o método de Bramante<sup>16</sup> para avaliação da instrumentação dos canais radiculares. Os canais méso-vestibulares foram marcados com um ponto azul no terço apical, médio e cervical para que pudessem ser seccionados. No interior do canal de cada secção foi colocada cera vermelha para a documentação das imagens direto no computador, antes e após a instrumentação. Com o auxílio de um aparato de vidro foi possível padronizar a posição do dente em relação à lente da câmara. As secções foram posicionadas na mufla para a instrumentação. Durante esta fase, as limas foram pré-curvadas e houve uma alternância das limas em relação aos canais méso-vestibulares e méso-linguais. Não foi utilizada nenhuma solução irrigadora. O tempo de preparo dos canais também foi documentado. As imagens foram superpostas e analisadas em relação ao centro de gravidade, comprimento do transporte do canal, forma do canal e área de dentina removida. Os autores concluíram que as limas de níquel e titânio provocaram menor transporte dos canais e permaneceram mais centralizadas ao nível do terço apical. Não houve diferença significativa em relação à área removida, ao tempo de instrumentação e à forma final dos canais radiculares. Os autores acrescentaram ainda, que as limas de níquel e

titânio, devido a sua alta flexibilidade, são menos eficientes para ultrapassarem saliências, obstruções e canais calcificados.

Thompson & Dummer<sup>86</sup> (1997), estudaram os efeitos da instrumentação dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio NT Engine e McXim, na morfologia de canais curvos simulados em blocos de resina acrílica. Neste estudo, foram confeccionados quarenta blocos de resina acrílica que foram divididos em quatro grupos. Os grupos diferiam quanto ao início da curvatura que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Os preparos dos canais seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante terminando no instrumento de número 35. Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. A avaliação foi feita quanto ao tempo de preparo, deformações na parte ativa dos instrumentos, mudanças no comprimento de trabalho e forma tridimensional do canal. Os resultados deste estudo mostraram que os instrumentos NT Engine e MCXim prepararam os canais rapidamente, pequenas deformações no preparo apical foram notadas, mas

mantiveram a trajetória original do canal, deram uma forma cônica excelente, em alguns casos apresentaram pequena mudança no comprimento de trabalho e deformação da parte ativa de alguns instrumentos.

Em 1997, Thompson & Dummer,<sup>87</sup> avaliaram a eficácia dos instrumentos rotatórios NT Engine e MCXim em relação a prevalência de aberrações nos canais, quantidade e direção do transporte do canal e a forma final do canal radicular. Foram sobrepostas as imagens dos canais antes e após o preparo. Quarenta blocos de resina acrílica foram divididos em quatro grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador, que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Os preparos dos canais seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante terminando com o instrumento de número 35. Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. As imagens foram obtidas com uma câmara fotográfica antes e após o preparo do canal e transportadas para um computador que através

de um “software” fez a sobreposição das mesmas para que as diferenças fossem analisadas. Foram analisadas formações de “zip” apical, perfurações, desgaste da parede anti-curvatura e forma do preparo que foi medido em sete pontos no canal radicular. Os autores concluíram que não houve formações de “zips”, perfurações ou desgaste excessivo da parede do canal correspondente a da zona de perigo, sendo os instrumentos estudados de grande valor no arsenal endodôntico.

Thompson & Dummer,<sup>84</sup> (1997), realizaram um trabalho para avaliar a eficácia dos instrumentos endodônticos rotatórios de níquel e titânio Profile 0,04 série 29, em canais curvos simulados em blocos de acrílico. Quarenta blocos de resina acrílica foram divididos em quatro grupos. Os grupos tinham como características o início da curvatura que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e o grau da mesma que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Os preparos dos canais seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante terminando no instrumento de número 6 (diâmetro da ponta 0,360 mm). Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água, numa quantidade



aproximada de 20 ml por bloco. A parte 1 deste trabalho, descreveu a eficácia dos instrumentos em tempo de trabalho, distorções da parte ativa, alterações no comprimento de trabalho e análise tridimensional da forma de preparo. Os resultados deste estudo mostraram que os instrumentos de níquel e titânio Profile 0,04 série 29, foram rápidos no preparo do canal, não importando o grau de curvatura. Mudanças ocorridas na parte ativa dos instrumentos, foram mais freqüentes nos instrumentos número 6 (24 instrumentos dos 52 utilizados), seguido do instrumento número 5 (13 instrumentos dos 52 utilizados), e do número 3 e 4 (7 instrumentos dos 52 utilizados). Não se pode determinar, se esta grande ocorrência de deformações ocorreram devido a resina usada na confecção destes canais ou se foram problemas inerentes a fragilidade dos instrumentos de níquel titânio avaliados. O comprimento de trabalho apresentou maior alteração nos canais em que as curvaturas se iniciavam a 12 mm do orifício de entrada, sendo esta alteração insignificante na diferença estatística. Foram muito boas as conicidades dos preparos e formas finais dos mesmos.

No ano de 1997, Thompson & Dummer,<sup>85</sup> descreveram a eficácia dos instrumentos de níquel e titânio acionados à motor Profile 0,04 série 29, no que se refere a prevalência de aberrações nos canais, quantidade e direção do transporte do canal e a forma final do canal radicular. Quarenta blocos de resina acrílica foram divididos em quatro

grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Os preparos dos canais seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante terminando com o instrumento de número 6 (ISO 0,360). Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água, numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. As imagens foram obtidas com uma câmara fotográfica antes e após o preparo do canal e transportadas para um computador que através de um “software”, fez a sobreposição das mesmas para que as diferenças fossem analisadas. Onze pontos demarcados no comprimento do canal radicular artificial foram observados em relação ao desgaste das paredes pós preparo. Os autores concluíram que não foram encontrados formações de “zips” apicais, perfurações e desgaste excessivo da parede interna do canal referente a zona de perigo. Os canais com curvaturas de 40 graus e que se iniciavam a 12 mm do orifício de entrada, foram os que apresentaram maior incidência de desgaste de resina da parede externa da curvatura. A conicidade final do preparo foi considerada satisfatória.

Em um estudo realizado por Thompson & Dummer<sup>82</sup> (1997), foi analisada a eficácia dos instrumentos de níquel titânio Lightspeed, quanto ao tempo de preparo do canal radicular, deformações dos instrumentos, mudanças no comprimento de trabalho e a forma tridimensional do canal radicular simulado em bloco de acrílico. Neste estudo, foram confeccionados quarenta blocos de resina acrílica, que foram divididos em quatro grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 750 r.p.m.. Os preparos dos canais seguiram o método coroa ápice, terminando no instrumento de número 35. Antes da instrumentação, a entrada do canal foi preparada utilizando-se o instrumento rotatório Canal Master (Brasseler USA, Savannah, GA) número 70 a uma profundidade de 3 mm, numa rotação constante de 1300 rpm. A instrumentação em toda extensão do canal (16 mm), foi realizada com os instrumentos de números 20, 22,5, 25, 27,5, 30, 32,5 e 35. A partir do instrumento de número 35, os instrumentos seguintes (37,5, 40, 42,5, 45, 47,5, 50, 52,5, 55, 57,5, 60, 65, 70), seguiram a instrumentação com um recuo progressivo programado de 1 mm. A recapitulação final foi feita no

comprimento total de 16 mm com o instrumento número 35. Cada instrumento foi utilizado quatro vezes e depois repostos. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. O tempo de preparo do canal, em média foi de 8 minutos e 12 segundos, sendo considerado rápido. Nenhum instrumento teve deformação da parte ativa durante este estudo, não houve diferença significativa entre a forma do preparo do canal e a mudança do comprimento de trabalho. A qualidade do preparo apical e a conicidade do mesmo foi pobre, pressupondo-se que o escalonamento foi ineficiente. Os resultados sugeriram uma mudança no escalonamento ou um incremento de novos instrumentos com maiores conicidades.

Dando seqüência no mesmo ano, Thompson & Dummer<sup>83</sup> (1997), analisaram a eficácia dos instrumentos de níquel titânio Lightspeed, quanto a prevalência de aberrações nos canais, quantidade e direção do transporte do canal e a forma final do canal radicular. As imagens antes e após o preparo do canal, foram obtidas com uma câmara de vídeo e transportadas para um computador, que com o auxílio de um “software” fez a sobreposição das mesmas, para que as diferenças fossem analisadas. Neste estudo, foram confeccionados quarenta blocos de resina acrílica que foram divididos em quatro grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do

canal e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador, que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 750 r.p.m.. Os preparos dos canais, seguiram o método coroa ápice, terminando no instrumento de número 35. Antes da instrumentação a entrada do canal foi preparada utilizando-se o instrumento rotatório Canal Master (Brasseler USA, Savannah, GA) número 70 a uma profundidade de 3 mm numa rotação constante de 1300 rpm. A instrumentação em toda extensão do canal (16 mm), foi realizada com os instrumentos de números 20, 22,5, 25, 27,5, 30, 32,5 e 35. A partir do instrumento de número 35, os instrumentos seguintes (37,5, 40, 42,5, 45, 47,5, 50, 52,5, 55, 57,5, 60, 65, 70), seguiram a instrumentação com um recuo progressivo programado de 1 mm. A recapitulação final foi feita no comprimento total de 16 mm com o instrumento número 35. Cada instrumento foi utilizado quatro vezes e depois repostos. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. Onze pontos demarcados no comprimento do canal radicular artificial, foram observados em relação ao desgaste das paredes antes e pós preparo. Os resultados deste trabalho, mostraram que os instrumentos rotatórios de níquel titânio Lightspeed, não provocaram “zip”, degraus e perfurações, não provocaram desvios, mantendo na maioria das

posições analisadas o centro axial do canal radicular. Concluíram os autores serem instrumentos valiosos na adição do arsenal endodôntico.

O objetivo do estudo de Bishop & Dummer,<sup>12</sup> (1997), foi o de comparar a capacidade de preparo das limas Flexofiles e Nitiflex (Maillefer Instruments AS, Ballaigues Switzerland) em canais simulados em blocos de resina acrílica. Um total de 80 canais foram preparados e divididos em quatro grupos que diferiam quanto o grau de curvatura, que poderia ser de 20 ou 40 graus, e o início da mesma que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada dos canais. Todas as curvaturas dos canais tinham o mesmo comprimento de 16 mm. Os canais foram preparados por um único operador. A técnica de instrumentação usada foi a biescalonada modificada, com o método da força balanceada. A porção coronária do canal foi dilatada utilizando-se as brocas de Gates Glidden de números 1-3. A irrigação abundante a cada troca de instrumento foi feita com água num total de 50 ml por canal. O preparo do canal foi realizado em dois estágios, após o alargamento até o diâmetro número 30 e subseqüentemente até o instrumento de número 45 (ISO 0,45). Três imagens foram digitalizadas e armazenadas num computador, a imagem pré operatória, a pós operatória primeiro estágio e a pós operatória segundo estágio, que através de um “software” foram analisadas. O tempo de preparo do canal com as limas Nitiflex foi mais rápido que as Flexofiles. Maior número de fraturas e falhas

ocorreram com as limas Flexofiles comparando com as Nitiflex. As limas Flexofiles criaram mais “zips”, perfurações e degraus. Os canais preparados com as limas Flexofiles estavam significativamente mais dilatados, sob as condições deste estudo. Os autores concluíram que o preparo com as limas Nitiflex foi mais efetivo e ofereceu formas mais apropriadas do que as limas Flexofiles.

Os canais méso vestibulares e méso-linguais de 56 raízes mesiais de molares inferiores humanos, foram utilizados no trabalho de Carvalho,<sup>25</sup> em 1997. Os dentes foram incluídos em bloco de resina, e seccionados no terço cervical e apical das raízes. As secções foram reposicionadas em uma matriz de gesso e o preparo dos canais radiculares foi efetuado com limas tipo Kerr Mity (JS Dental Ridgefield), Nitiflex (Maillefer) e Flexofile (Maillefer). A instrumentação foi realizada pela técnica clássica. As imagens antes e após a instrumentação, foram transferidas para um computador e analisadas. A avaliação foi baseada no cálculo matemático da extensão e da direção no movimento do centro do canal. Nas secções cervicais, a extensão do movimento do centro do canal não foi considerada estatisticamente significativa. As limas Flexofiles e Nitiflex apresentaram maior movimento do centro do canal. Nas secções apicais, as limas Nitiflex produziram um menor valor estatístico da extensão do movimento do centro do canal. Nestas secções a direção do

movimento do centro do canal não foi considerada estatisticamente significativa.

Kobayashi et al.,<sup>47</sup> (1997), desenvolveram uma nova peça de mão, recarregável a bateria, para a instrumentação do canal radicular com os instrumentos endodônticos de níquel e titânio. O Tri Auto ZX (J. Morita MFG. Co., Kyoto, Japan) como foi chamado, tem como características o acionamento rotatório automático quando a lima é introduzida no canal, e parada automática quando o instrumento é retirado do mesmo. Se houver muito torque, o aparelho reverte a rotação da lima. Esse mecanismo foi desenvolvido para reduzir a fratura dos instrumentos. Na peça de mão encontra-se instalado um localizador eletrônico apical, que permite uma pré seleção em milímetros da parada e reversão da rotação do instrumento, quando o mesmo atinge esse limite. Num estudo experimental, realizado pelos autores em dentes humanos extraídos, ficou constatado que o torque mais baixo que aciona o auto reverso do aparelho é de 30 gramas por centímetro. Isto significa que o mecanismo de auto reverso não seria efetivo no preparo de canais com instrumentos de níquel titânio de conicidade 0,02 mais finos que o instrumento de número 25. A rotação produzida pelo aparelho varia de 240 a 280 rotações por minuto. Concluíram os autores que nem todos os procedimentos para instrumentação do canal radicular podem ser realizados com essa peça de



mão, simultaneamente o uso de instrumentos manuais dependendo da morfologia e dificuldade do canal radicular devem ser empregados para se alcançar melhores resultados.

Tucker et al.,<sup>92</sup> (1997), analisaram o desgaste nas paredes dos canais radiculares produzidos pela instrumentação manual com instrumentos de aço inoxidável e pelos instrumentos de níquel e titânio acionados à motor. Vinte e duas raízes mesiais de molares inferiores extraídos, foram divididas em dois grupos baseados na curvatura e comprimento dos canais radiculares. Os canais méso-linguais foram instrumentados com as limas Flexofiles (L. D. Caulk/Dentsplay, York, PA), e com os instrumentos de níquel e titânio de conicidade 0,02 NTSensor (NT Co., Chattanooga, TN). Com as limas Flexofiles, após a dilatação do terço apical até o instrumento de número 35, a técnica de instrumentação utilizada foi a escalonada com recuos de 0,5 mm até o instrumento de número 60. Com os instrumentos de níquel titânio, a técnica seguida foi a recomendada por McSpadden, onde os canais eram dilatados no terço apical até o instrumento de número 45, e escalonados com recuos de 0,5 mm até o instrumento de número 60. O grupo escolhido como controle, foram os canais méso vestibulares, onde foi observada a qualidade da pré dentina. As raízes foram seccionadas e avaliadas histologicamente a 1, 2,5 e 5 mm do comprimento de trabalho. Os autores encontraram como resultados para

o grupo de instrumentação manual, uma porcentagem de desgaste das paredes dentinárias no terço apical de 77,2%, no terço médio 81,2% e no terço coronário 76,9%. No grupo de níquel e titânio, a porcentagem no terço apical foi de 82,7%, no terço médio 79,9% e no terço coronário 62,8%. Como conclusão, estatisticamente não houve diferença entre o desgaste dentinário nos três níveis, provocado pela instrumentação manual em comparação com os instrumentos de níquel titânio.

Lopes et al.,<sup>53</sup> (1997), analisaram as vantagens obtidas em função da conicidade 0,04, do aumento constante do diâmetro na extremidade do instrumento e as características da fratura das limas endodônticas de níquel e titânio acionadas a motor, Profile série 29 (Tulsa Dental Products, Oklahoma, USA). Nesta análise, os autores propuseram uma técnica de preparo dos canais radiculares com esses instrumentos. As vantagens relatadas da conicidade 0,04 são: embora apresentem maior volume do que as limas ISO, mantêm a flexibilidade, são deformadas elasticamente com níveis inferiores de tensão e acompanham a curvatura do canal com maior facilidade, provocando pequeno ou nenhum deslocamento apical. A maior conicidade, permite que apenas os fios de corte da região de maior diâmetro das limas, permaneçam em contato com as paredes dentinárias, promovendo durante a instrumentação, uma maior remoção de tecido dentário junto à região cervical do canal radicular, favorecendo o

avanço coroa-ápice dos instrumentos de menor calibre. A forma final obtida, favorece a obturação do canal. As vantagens do aumento constante do diâmetro: no sistema ISO o aumento do diâmetro  $D_0$  entre limas consecutivas varia de 8% a 50%, enquanto que na série 29 este aumento é constante e igual a 29%. Na série ISO são necessárias 21 limas com diâmetros entre 0,06 e 1,40 mm. Na série 29, o número de instrumentos para atender o mesmo objetivo é reduzido para 13 e com melhor distribuição de diâmetro. Clinicamente, a variação constante de diâmetro dos instrumentos da série 29, permite ao operador uma melhor sensibilidade tátil, a qual é importante, principalmente, no preparo de canais atrésicos e curvos. Afirmaram os autores, que a superelasticidade e a dupla conicidade das limas de níquel titânio, o aumento constante do seu diâmetro  $D_0$  igual a 29% e as características morfológicas dos instrumentos analisados, permitiram que os mesmos apresentassem vantagens em relação aos instrumentos ISO. A técnica proposta foi mais rápida em relação a manual, entretanto, outros trabalhos deveriam ser realizados, principalmente quanto à limpeza do canal radicular.

Kuhn et al.,<sup>49</sup> (1997), avaliaram o efeito da modificação e não modificação do desenho da ponta dos instrumentos manuais de aço inoxidável e dos instrumentos de níquel e titânio na instrumentação de canais radiculares. Foram utilizadas as imagens digitalizadas de 48 raízes

mesiais dos molares inferiores, com curvaturas entre 14 e 35 graus. Foram testadas as limas de níquel e titânio Onyx-R (Union Broach, New York, NY), Mity (J.S. Dental, Ridgefield, CT), e as limas de aço inoxidável Flex-R (Union Broach, New York, NY) e as limas tipo Kerr. A avaliação foi feita usando a técnica de Bramante modificada, levando-se em consideração a quantidade de dentina removida e a extensão do transporte do centro axial do canal radicular. Todas as raízes foram instrumentadas no terço apical até a lima número 40 e escalonadas até o instrumento número 60. Concluíram que as limas de níquel-titânio trabalharam mais centralizadas e transportaram menos o canal radicular em nível apical do que as limas de aço inoxidável. Já em nível médio, as limas Onix-R produziram mais transporte e remoção de dentina, bem como um maior desvio do centro do canal.

Lopes et al.,<sup>54</sup> (1997), avaliaram radiograficamente os deslocamentos apicais, após a instrumentação dos canais radiculares de 40 dentes extraídos, com as limas de aço inoxidável manuais K Flexofile (Maillefer), K Flexofile Golden Mediums (Maillefer), com a lima manual de níquel e titânio Nitiflex (Maillefer) e com a lima acionada a motor Profile 0,04 série 29 (Tulsa Dental Products). No grupo I, os canais foram instrumentados convencionalmente, em toda a sua extensão, com as limas K Flexofile até a de número 25. No grupo II, a instrumentação foi

semelhante a do grupo I, porém intercalada com emprego das limas K Flexofile Golden Mediums de números 12, 17 e 22. Já no grupo III, as amostras foram instrumentadas convencionalmente em toda a extensão do canal radicular com limas manuais de NiTi Nitiflex até a de número 25. No quarto grupo, as amostras instrumentadas no sentido coroa ápice com lima Profile 0,04 série 29, números 5, 4 e 3, até a profundidade de dois terços do comprimento de trabalho. A seguir, foram instrumentados no sentido ápice-coroa, até a de número 4, em toda a extensão do canal radicular. Concluíram os autores que os deslocamentos apicais foram nulos com o emprego das limas de NiTi acionadas a motor, exibiram menores valores com emprego das limas de NiTi manuais, em relação as de aço inoxidável e não apresentaram diferenças, estatisticamente significativas, quando do emprego das limas de aço inoxidável K-Flexofile isoladamente ou intercaladas com as K-Flexofile e Golden Mediums.

Kherlakian et al.,<sup>46</sup> (1997), propuseram variações da técnica originalmente preconizada quando do emprego do sistema Quantec 2000. Segundo os autores, em função da anatomia do canal radicular, após o uso da lima Quantec número 1, o preparo cervical pode ser complementado com as brocas de Gates Glidden números 1, 2 e 3. Na quase totalidade dos casos, não se deve forçar os instrumentos Quantec números 5, 6, 7 e 8 até o comprimento de trabalho, pois tal fato induziria a desvios e maior risco de

fratura das limas. Neste trabalho, ainda foi proposto o refinamento do preparo apical com instrumentos manuais números 30 e 35, buscando melhorar os aspectos de limpeza e desinfecção.

Coleman & Svec<sup>29</sup> (1997), compararam o preparo escalonado realizado com limas de níquel e titânio e limas de aço inoxidável, em 40 canais com curvaturas de 25 graus, confeccionados em blocos de resina acrílica. Após a instrumentação, os blocos de resina foram seccionados em três níveis: 2 mm do ápice, no meio da curvatura e no terço coronário. As imagens antes e após o preparo foram digitalizadas, e sobrepostas para que pudessem ser analisadas: a medida da área instrumentada, a direção do transporte feito pela instrumentação, a forma do canal e o tempo de preparo. Os resultados deste estudo mostraram que as limas de níquel e titânio causam significativamente menor transporte, mantendo-se centradas no terço apical. Os instrumentos de aço inoxidável removeram maior área no terço médio. O tempo de preparo com os instrumentos de níquel e titânio foi maior quando comparado com o tempo de preparo com as limas de aço inoxidável. Concluíram os autores, que os blocos de resina acrílica com canais simulados, mostraram resultados semelhantes, quando comparados a raízes de dentes extraídos usando-se a mesma metodologia.

Heck<sup>40</sup> (1997), estudou radiograficamente, em 40 raízes méso vestibulares de molares humanos extraídos, a deformação do canal no terço apical após a instrumentação manual convencional realizada com as limas de aço inoxidável Flexofile (Maillefer), Flex-R (Moyco Union Broach) e limas de níquel e titânio Onyx-R (Moyco Union Broach) e instrumentos Profile série 29 conicidade 0,04 (Tulsa). As imagens radiográficas pré e pós operatórias, foram analisadas com um aumento de vinte vezes e o desvio apical mensurado com uma régua milimetrada. Os resultados evidenciaram a ocorrência de desvio apical em todos os grupos, as limas Onyx-R apresentaram a menor frequência de desvio, seguidas do sistema Profile, limas Flex-R e Flexofile. Não houve correlação entre o grau de curvatura dos canais e a presença de desvio no terço apical.

Castro & Bramante<sup>26</sup> (1997), utilizaram vinte raízes méso vestibulares, para verificar qual das duas seqüências preconizadas pelo fabricante do sistema Quantec 2000, conseguia manter a curvatura original do canal, após a instrumentação com limas de níquel e titânio rotatórias de maior conicidade. As raízes foram fixadas em blocos de resina para permitir uma padronização radiográfica. As radiografias iniciais, realizadas com uma lima tipo Kerr número 15 no comprimento de trabalho, foram projetadas em uma folha de papel com um aumento de dez vezes, para que o grau e o nível de curvatura pudessem ser calculados. No grupo I, foi

empregada a seqüência completa das limas e no grupo II a seqüência reduzida com um número de limas reduzido (limas Quantec 1, 4 e 9). Após a instrumentação, novas radiografias foram realizadas com o último instrumento que confeccionou o batente apical, as quais foram projetadas e o cálculo do grau e do nível de curvatura foi refeito. Foi observado também o desvio apical após a instrumentação. Os autores concluíram que as limas estudadas promoveram um desvio do trajeto original do canal radicular na porção apical de 0,05 a 0,1 mm, sem diferença estatística entre os dois grupos no grau de curvatura.

Thompson e Dummer<sup>88</sup> (1998), analisaram a eficácia dos instrumentos de níquel titânio Quantec série 2000, quanto ao tempo de preparo do canal radicular, deformações dos instrumentos, mudanças no comprimento de trabalho e a forma tridimensional do canal radicular simulado. Neste estudo, foram confeccionados quarenta blocos de resina acrílica que foram divididos em quatro grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura, que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 340 r.p.m.. Os



preparos dos canais seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante, terminando no instrumento de número 9 (preparo apical 0,40 mm). Cada instrumento foi utilizado quatro vezes e depois repostos. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. Os resultados deste estudo, mostraram que os instrumentos Quantec 2000, preparam o canal rapidamente. Dos 40 blocos, 26 apresentaram manutenção do comprimento de trabalho, 7 ficaram 0,5 mm aquém do comprimento de trabalho e 7 ficaram além do comprimento de trabalho. A maioria dos blocos preparados, apresentaram uma forma cônica de preparo muito boa. Durante o estudo, apenas três instrumentos se deformaram e um se fraturou, todos eles foram os de número 9.

Thompson & Dummer<sup>89</sup> (1998), observaram a eficácia dos instrumentos de níquel e titânio acionados à motor Quantec 2000, no que se refere a prevalência de aberrações nos canais, quantidade e direção do transporte do canal e a forma final do canal radicular. Quarenta blocos de resina acrílica foram divididos em quatro grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura, que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas, tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador, que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um

contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Os preparos dos canais, seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante, terminando com o instrumento de número 9 (ISO 0,40). Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. As imagens foram obtidas com uma câmara de vídeo antes e após o preparo do canal e transportadas para um computador que através de um “software”, fez a sobreposição das mesmas para que as diferenças fossem analisadas. Onze pontos demarcados no comprimento do canal radicular artificial, foram observados em relação ao desgaste das paredes pós preparo. Os resultados mostraram que 53% dos canais, apresentaram formações de “zips”. Um pequeno número de perfurações e degraus foram encontrados, sugerindo que até novos estudos serem realizados os instrumentos Quantec 2000 mais calibrosos, não devem ser usados no comprimento total de trabalho. O desenho da ponta ativa dos instrumentos favorece às formações de “zips”.

Com o propósito de avaliar a eficácia dos instrumentos endodônticos rotatórios de níquel e titânio Profile 0,04 (Maillefer Instruments SA), em canais curvos simulados em blocos de resina acrílica, Bryant et al.,<sup>20</sup> (1998), confeccionaram quarenta blocos de resina acrílica, que foram divididos em quatro grupos. Os grupos tinham como características, o início da curvatura que poderia estar a 8 ou 12 mm do

orifício de entrada do canal e o grau da mesma que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares, foram preparados por um único operador que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Os preparos dos canais, seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante, terminando no instrumento de número 35 (ISO 0,35). Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. A parte 1 deste trabalho, mostrou a eficácia dos instrumentos endodônticos de níquel e titânio em tempo de trabalho, distorções da parte ativa, alterações no comprimento de trabalho e análise tridimensional da forma do preparo. Os resultados deste estudo, mostraram que os instrumentos de níquel e titânio Profile 0,04 foram rápidos no preparo do canal, em média 5,2 minutos não importando a forma do canal, fraturas e deformações ocorridas na parte ativa dos instrumentos, ocorreram em seis instrumentos, sendo mais freqüente esta ocorrência no instrumento número 35. A mudança no comprimento de trabalho foi mínima, foram muito boas as conicidades dos preparos realizados e as formas finais dos mesmos.

Complementando o trabalho anterior, Bryant et al.,<sup>21</sup> (1998), avaliaram a eficácia dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio

Profile 0,04 (Maillefer Instruments SA), em relação a prevalência de aberrações nos canais, quantidade e direção do transporte do canal e a forma final do canal radicular. Quarenta blocos de resina acrílica foram confeccionados e divididos em quatro grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura, que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador, que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Os preparos dos canais, seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante, terminando com o instrumento de número 35. Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. As imagens dos canais radiculares, foram obtidas com uma câmara de vídeo antes e após o preparo e transportadas para um computador que através de um “software”, fez a sobreposição das mesmas para que a diferenças fossem analisadas. Foram analisadas formações de “zip” apical, perfurações, transporte do centro axial que foi medido em oito pontos no canal radicular. Os autores concluíram que houveram formações de “zip” em 24% dos casos, sendo que os desvios foram muito pequenos (menores 0,1 mm), em 3% houve formação de degrau, não houveram perfurações ou desgaste excessivo da

parede do canal correspondente a da zona de perigo. Os instrumentos estudados tiveram uma performance semelhante ao Profile série 29, exceto, pelo maior número de “zips” e menor quantidade de degraus criados.

Campbell et al.,<sup>22</sup> (1998), estudaram o aparelho Tri Auto ZX (J. Morita Co., Kyoto, Japan). Avaliaram a capacidade de manutenção da constrição apical no preparo do canal radicular, desta peça de mão, construída com um localizador apical, que é programada para reverter a direção da rotação quando o instrumento endodôntico atinge um limite pré determinado ou quando o torque se torna excessivo. Neste estudo foram utilizados 60 dentes humanos extraídos. Os dentes selecionados eram unirradiculares, apresentavam formação radicular completa, canais atresiaados e com curvaturas menores que 20 graus. Uma lima manual número 1, Profile série 29 (Tulsa Dental Products, Tulsa, Okla.), era introduzida no canal até aparecer justaposta ao forame apical, onde sofria um pequeno recuo. Essa medida tomada era chamada de medida atual (“actual length-AL”). Após esta medida, uma nova leitura foi realizada com a mesma lima em posição, com o auxílio do localizador apical do aparelho Tri Auto ZX no modo manual. Com o “holder” conectado à lima, ajustado o painel de controle para 0,5, esta lima era levada em direção ao ápice até que a luz do painel de controle acendesse. Uma nova leitura era feita, sendo esta denominada de medida eletrônica (“electronic length-EL”). Ainda no modo

manual, os canais foram preparados coronalmente com brocas de Gates Glidden de números 4, 3 e 2. A partir desse passo, o torque e a rotação foram ajustados no aparelho e os canais instrumentados numa seqüência operatória coroa ápice modificada, com os instrumentos rotatórios de níquel titânio 0,04 série 29. Os canais foram irrigados com hipoclorito de sódio a 2,5 %. Cada grupo de 20 dentes, foi instrumentado com uma seleção do reverso apical automático (AAR- 1, AAR-1,5, AAR-2). Os canais foram dilatados na região apical até o instrumento número 7 (0,46 mm de diâmetro da ponta). Quando este instrumento atingia o comprimento pré estabelecido, o aparelho acionava seu reverso automático, a instrumentação parava e nova medida era feita, sendo denominada de comprimento de instrumentação (“instrumented length-IL”). As limas só eram substituídas de um canal para outro se sofressem distorções. Foram comparadas as diferenças das medidas do modo medida atual (“actual length-AL”), com as medidas do modo eletrônico (“electronic length-EL”), nos 20 canais de cada grupo instrumentados com o reverso apical automático (AAR- 1, AAR-1,5, AAR-2). Finalmente, os canais foram secos com pontas de papel absorvente, e um cone de guta percha “fine-medium” (Kerr, Romulus, Mich.) foi levado no comprimento estabelecido pela instrumentação do reverso apical automático. Os canais foram obturados com o cimento “Root canal sealer” (Roth 801, Elite Grade; Roth International Ltd.,Chicago, III), sendo os 5 mm do terço apical, pela técnica dos condensadores de Schilder

(Caulk, York, Pa.), e o restante com a técnica termoplastificada de guta percha do sistema Obtura II (Obtura Corp., Fenton, Mo.). Os dentes foram desgastados no terço apical, com uma broca diamantada em alta rotação e visualizados num microscópio cirúrgico, onde se observou a presença ou não da manutenção da constrição da junção cimento-dentina-canal. Os autores deste trabalho, concluíram que o aparelho no modo automático de reverso apical 1, coerentemente se aproximou da junção cimento-dentina-canal, entretanto esta constrição foi freqüentemente dilatada.

Num estudo realizado por Thompson & Dummer<sup>90</sup> (1998), os autores analisaram a eficácia dos instrumentos Mity Roto 360° (J.S. Dental Manufacturing, Inc., Ridgefield, C.T.) e Naviflex (Brasseler U.S.A., Savannah, G.A.), no preparo de canais simulados em blocos de resina acrílica. Foram observados o tempo de preparo, distorções na parte ativa dos instrumentos, mudanças no comprimento de trabalho e análise tridimensional do canal após seu preparo. Oitenta blocos de acrílico foram utilizados neste trabalho. Os grupos formados foram divididos em quatro e tinham como características o início da curvatura, que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal, e o grau da mesma que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16 mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador, que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um

contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Todos os preparos apicais foram realizados com o instrumento de número 35 (diâmetro da ponta 0,35 mm). Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. Quanto ao tempo de preparo, os autores concluíram que a forma do canal não teve influência no mesmo, não havendo diferença significativa entre os instrumentos estudados. Não ocorreram fraturas dos instrumentos, entretanto, 14 Naviflex e 2 Mity se deformaram. Não houve influência do tipo de canal na deformação dos instrumentos. Na maioria dos preparos, não houve perda do comprimento de trabalho. O preparo apical, foi observado em 72% dos canais com as limas Mity e 82 % com as limas Naviflex, contudo a maioria destes preparos foram considerados pobres. Como os instrumentos não apresentavam variação de conicidade, os autores sugeriram um incremento de instrumentos de conicidades maiores, para melhorar a modelagem final dos canais, antes da obturação dos mesmos.

Dando seqüência ao estudo anterior, Thompson & Dummer<sup>91</sup> (1998), avaliaram a eficácia dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio Mity Roto 360° (J.S. Dental Manufacturing, Inc., Ridgefield, C.T.) e Naviflex (Brasseler U.S.A., Savannah, G.A.), em relação a prevalência de aberrações nos canais, quantidade e direção do



transporte do canal e a forma final do preparo do canal radicular com estes instrumentos. Oitenta blocos de resina acrílica foram confeccionados e divididos em quatro grupos. Os grupos se diferenciavam quanto ao início da curvatura, que poderia estar a 8 ou 12 mm do orifício de entrada do canal, e quanto ao seu grau que poderia ser de 20 ou 40 graus. Todas as curvaturas tinham um comprimento de 16mm. Os canais radiculares foram preparados por um único operador, que utilizou um motor elétrico NT-Matic (NT Company, Chattanooga, TN, USA), e um contra ângulo de redução de 16:1 com rotação constante de 280 r.p.m.. Os preparos dos canais seguiram o método coroa ápice recomendado pelo fabricante, terminando com o instrumento de número 35. Cada instrumento foi utilizado quatro vezes. A solução irrigadora escolhida foi a água numa quantidade aproximada de 20 ml por bloco. As imagens dos canais radiculares, foram obtidas com uma câmara de vídeo antes e após o preparo e transportadas para um computador, que através de um “software”, fez a sobreposição das mesmas para que a diferenças fossem analisadas. Foram analisadas formações de “zip” apical, perfurações e transporte do centro axial que foi medido em onze pontos no canal radicular. Os autores concluíram que não houveram formações de “zips” ou degraus com o uso dos dois instrumentos. Desvios do centro axial do canal radicular foram observados em 50% dos canais preparados com os instrumentos Mity, e 72% dos canais com os instrumentos Naviflex. Houve uma diferença estatística significativa, entre o

ângulo de curvatura dos canais (40 graus e 20 graus), e os desvios provocados pela instrumentação. Nenhum dos instrumentos estudados, criaram perfurações ou desgaste excessivo da parede interna do canal, correspondente a zona de perigo. Os autores enfatizaram, que os instrumentos são importantes, se adicionados ao arsenal endodôntico.

Com o propósito de comparar a quantidade de debris apicais produzidas “in vitro” pela instrumentação dos canais radiculares, Reddy et al.,<sup>65</sup> (1998), realizaram um estudo comparativo, utilizando-se duas técnicas de instrumentação manuais e duas técnicas rotatórias. Foram utilizados 60 pré-molares inferiores com um único canal e com um mínimo de curvatura. Os dentes foram divididos em quatro grupos: No grupo 1, os dentes foram instrumentados pela técnica escalonada com as limas K-Flex de aço inoxidável (Caulk, Milford, DE). No grupo 2, foi utilizada a técnica da força balanceada de Roane, com as limas Flex-R manuais de níquel e titânio (Moyco Union Broach, York, PA). No grupo 3, a instrumentação foi rotatória com os instrumentos de níquel e titânio Lightspeed. No grupo 4, os instrumentos utilizados foram os rotatórios Profile 0,04 série 29 (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK), também de níquel e titânio. Nos três primeiros grupos, os canais foram dilatados no comprimento de trabalho até o instrumento de número 55, apenas no grupo quatro, o último instrumento usado no preparo apical foi o de número 7 (diâmetro da ponta 0,465 mm).

O motor elétrico utilizado nos grupos 3 e 4 foi o Aseptico (Aseptico, Kirkland, WA), com contra ângulo 1:1 e rotação constante de 2000 rpm para o grupo Lightspeed e com um contra ângulo de redução de 16:1 e rotação constante de 300 rpm para o grupo instrumentado com o Profile série 29. Os debrís extruídos, através do forame apical durante a instrumentação, foram coletados por um filtro. O peso dos debrís extruídos de cada grupo, foram estatisticamente analisados pelo método de Kruskal Wallis de análise de variância. Concluíram os autores que todas as técnicas de instrumentação produzem extrusões apicais de debrís. A técnica escalonada, foi a que produziu maior quantidade de extrusão apical. Não houve diferença entre a técnica da força balanceada e as duas técnicas rotatórias, sendo significativamente menor, a extrusão apical de debrís produzida pelas mesmas. A redução de extrusões apicais de debrís, esta diretamente relacionada com a redução de incidência de um pós operatório com inflamação e dor.

Svec & Wang<sup>78</sup> (1998), observaram o efeito do pré curvamento dos instrumentos endodônticos de níquel titânio, em 160 blocos com canais simulados de resina acrílica. Oitenta blocos tinham uma curvatura gradual de 30 graus, e oitenta tinham uma curvatura abrupta também de 30 graus. Dez blocos de cada curvatura e com graus de pré curvamento dos instrumentos de 0, 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45, foram

instrumentados com auxílio de uma máquina, que realizava movimentos de vaivém. Todos os blocos foram instrumentados até a lima de número 30. Comparativamente, o transporte do canal foi menor nos blocos com curvatura gradual do que nos blocos com curvatura abrupta.

Dando seqüência ao estudo anterior, Svec & Wang<sup>77</sup> (1998), observaram o mesmo efeito do pré curvamento dos instrumentos endodônticos de aço inoxidável, em 160 blocos com canais simulados de resina acrílica. Oitenta blocos tinham uma curvatura gradual de 30 graus, e oitenta tinham uma curvatura abrupta também de 30 graus. Dez blocos de cada curvatura e com graus de pré curvamento dos instrumentos de 0, 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45, foram instrumentados com auxílio de uma máquina que realizava movimentos de vaivém. Todos os blocos foram instrumentados até a lima de número 30. Comparativamente, o transporte do canal foi menor nos blocos com curvatura abrupta do que nos blocos com curvatura gradual para os instrumentos de aço inoxidável.

Hinrichs et al.,<sup>43</sup> (1998), avaliaram a quantidade de debris extruídos apicalmente, instrumentando cem dentes unirradiculares com único forame, com três técnicas rotatórias e uma manual. Foram formados quatro grupos, que foram instrumentados com as seguintes técnicas de preparo: Lightspeed (Lightspeed Technology, Inc., San Antonio, TX), onde os canais foram instrumentados no comprimento de trabalho até o

instrumento de número 45 e escalonados até o instrumento 70; Profile 0,04 série 29 (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK) onde foram utilizados os instrumentos de número 2 a 7 no comprimento de trabalho; NT McXIM Series (NT Company, Chattanooga, TN), onde o último instrumento que atingiu o comprimento de trabalho foi o de número 45; Flex-R (Moyco Union Broach, York, PA) seguiu a técnica de força balanceada, sendo o último instrumento usado em todo comprimento de trabalho o de número 45. A quantidade de solução irrigadora foi de 18 ml, sendo a mesma para os quatro grupos. A solução irrigadora e os debrís extruídos via apical, foram coletados e pesados. Concluíram os autores, que não houve diferença estatística significativa, na quantidade total de debrís extruídos nos quatro grupos estudados. A quantidade de debrís extruídos, está diretamente relacionada a quantidade de solução irrigadora extruída. Fatores como o comprimento do canal, curvatura e tamanho do forame, não influenciaram na quantidade de debrís extruídos.

Fabra Campos, Monteverde Rovira, Chordá Martínez,<sup>36</sup> em 1998, avaliaram o preparo dos 2/3 coronários, de 15 raízes mesiais de molares inferiores curvos, trabalhados com duas técnicas diferentes: brocas de Gates Glidden e limas de níquel e titânio rotatórias do sistema Profile série 29 de conicidade 0,04. Após a confecção do batente apical com uma lima tipo Kerr número 25 da Maillefer (Dentsply-Maillefer, Suíça), iniciou-

se o emprego das limas Profile série 29 de conicidade 0,04 números 5, 6 e 7 num grupo, e em outro as brocas de Gates Glidden 1, 2 e 3 para realizar o escalonamento dos canais radiculares. Foram realizados cortes transversais, milímetro a milímetro, nas raízes mesiais dos molares inferiores para a comparação dos preparos. As limas Profile série 29 conicidade 0,04, mostraram melhor preparo do terço médio e cervical, menor risco de fratura dos instrumentos, maior rapidez de trabalho e maior poder de corte em comparação com as brocas de Gates Glidden.

Beeson et al.,<sup>10</sup> em 1998, determinaram a quantidade de detritos e solução irrigadora extruídos apicalmente, frequência da formação de “plug” apical e o tempo requerido para preparar 69 canais, utilizando-se de limas tipo K com preparo “step-back” e do sistema Profile série 29 com conicidade 0,04. Os comprimentos de trabalho, foram estabelecidos em um milímetro aquém e em nível do forame apical. A menor extrusão ocorreu com o Profile série 29 de conicidade 0,04, a um milímetro aquém do forame e maior formação de “plug” apical nos grupos que a instrumentação ficou aquém do forame. Foi significativo, o menor tempo gasto para instrumentar os canais radiculares com as limas Profile série 29 de conicidade 0,04.

Moraes et al.,<sup>61</sup> (1999), realizaram um estudo “in vivo”, com 56 molares tratados com o sistema Quantec 2000, onde a técnica

proposta pelo fabricante foi modificada com a inclusão das brocas de Gates Glidden números 2 e 3. Após a abertura coronária e preparo cérvico apical na parte reta do canal, com o instrumento Quantec número 1, foi empregada a broca de Gates Glidden número 2. Em seguida, procedeu-se a odontometria dos canais com as limas manuais e o preparo apical com os instrumentos Quantec 2, 3 e 4. A broca de Gates Glidden número 3 foi utilizada e o preparo continuado com os instrumentos de número 5 ao número 10. Durante toda a instrumentação, os canais foram irrigados com hipoclorito de sódio à 1%. Dois instrumentos fraturaram no terço apical, sendo que um foi removido com ultra-som e o outro não. Os canais foram obturados com o cimento de Grossman pela técnica híbrida de Tagger. O tempo final de trabalho, variou de uma hora e quinze minutos a uma hora e trinta minutos. Os autores concluíram, que a instrumentação com o sistema Quantec, permite a exploração do canal em toda a sua extensão, diminuindo as imperfeições no preparo do canal. As brocas de Gates Glidden, podem servir como auxiliares do acesso radicular, facilitando a introdução dos instrumentos e eliminando o estresse sobre os mesmos.

Bonetti Filho & Tanomaru Filho,<sup>15</sup> em 1999, descreveram a técnica de instrumentação com instrumentos acionados a motor (Quantec) e limas manuais de níquel e titânio, avaliadas em blocos de resina transparente. As técnicas foram comparadas entre si, em relação às diversas

fases, sendo estudadas as vantagens e desvantagens. Na técnica de instrumentação clássica manual, o preparo cervical foi realizado com as brocas de Gates Glidden números 1, 2 e 3, e o preparo apical feito até o instrumento número 35. No sistema Quantec, a técnica empregada foi a recomendada pelo fabricante. Concluíram os autores neste trabalho, que as limas Quantec e as limas manuais, foram eficazes para a instrumentação de canais radiculares curvos. As limas Quantec demonstraram menor tendência à compactação de resina para a região apical e foi observado menor tempo para o preparo biomecânico realizado pelo sistema Quantec em relação à instrumentação manual.

Blum et al.,<sup>13</sup> em 1999, analisaram as forças verticais e o desenvolvimento de torque nos canais radiculares, em 70 incisivos inferiores recém extraídos, durante a instrumentação mecânica rotatória com os instrumentos Profile de conicidade 0,04 e 0,06. A metodologia, consistiu na fixação das raízes em sensores de um aparelho de medição de forças Endographe, onde duas seqüências de limas foram avaliadas: uma instrumentação escalonada regressiva e outra progressiva. Os dentes foram instrumentados por cinco endodontistas e cinco estudantes. Constataram, que tanto a força vertical quanto o torque, foram menores na técnica escalonada progressiva, gerando menor estresse do instrumento. Outra observação, foi que os estudantes de graduação, mostraram uma grande



variação na força vertical e no torque em relação aos endodontistas experientes. Após o treinamento dos estudantes, esses valores foram semelhantes.

Blum, Machtou, Micallef,<sup>14</sup> em 1999, estudaram a localização das áreas de contato direto do instrumento Profile 0,04 e 0,06, com a dentina, durante a instrumentação rotatória de 40 incisivos inferiores recém extraídos, e a relação dessas áreas com as forças verticais e o desenvolvimento do torque. Duas seqüências de limas foram avaliadas, uma instrumentação escalonada regressiva e outra progressiva. Revestiram por deposição elétrica os instrumentos de uma película de ouro e os mesmos foram fotografados antes e após a instrumentação. Os resultados mostraram que nos instrumentos de conicidade 0,06, mais ou menos de 1 a 2 milímetros da ponta do instrumento, permaneceu a película de ouro, evidenciando o não contato da ponta nas paredes do canal. Já nos instrumentos de conicidade 0,04, foi encontrada a remoção do ouro nos 3 milímetros da ponta, independentemente da técnica de instrumentação. No geral, o contato do instrumento nas paredes, ocorreu na técnica regressiva em 10 (+/- 3) milímetros da parte ativa do instrumento e na técnica progressiva 7 (+/- 2) milímetros. Assim, constataram que as áreas de contato durante o desenvolvimento das forças do instrumento no canal, estão mais próximas da ponta, principalmente na conicidade 0,04.

Yared et al.,<sup>97</sup> em 1999, avaliaram a fadiga cíclica dos instrumentos Profile rotatórios, após a esterilização em estufa e depois de dez vezes de uso clínico simulado. Empregaram instrumentos de número 40 a 15 na técnica de escalonamento progressivo do canal radicular. Foram formados três grupos: I – utilizado em cinco canais, II – utilizado em dez canais e III – controle. A solução irrigadora utilizada foi o hipoclorito de sódio a 2,5% e os instrumentos esterilizados antes de cada uso. As limas de número 40 mostraram a menor incidência de fraturas. Concluíram que a esterilização associada à instrumentação com hipoclorito de sódio não reduziu o número de rotações limite para fratura do instrumento.

Bryant et al.,<sup>19</sup> em 1999, realizaram a instrumentação de canais artificiais em blocos de resina transparente, com o sistema Profile conicidade 0,04 e 0,06, verificando a morfologia das paredes do canal. Foram confeccionados 40 blocos de resina, com 4 diferentes formas de canais simulados, em termos de ângulo e posição da curvatura. Os blocos foram fotografados antes e depois da instrumentação e as imagens sobrepostas para análise. A técnica de instrumentação foi a recomendada pelo fabricante. Observaram uma perda do comprimento de trabalho em 17,5% dos canais, “zips” apicais em 12,5% e um desgaste mais acentuado na parede côncava do canal em 60% dos casos. Até os instrumentos de

número 25, não ocorreram alterações na forma do canal, mas a partir do número 35, houve um maior desgaste da parede côncava. Concluíram que os instrumentos rotatórios são rápidos, efetivos e modelam bem as paredes do canal, exceto naqueles com curvaturas próximas ao forame e usando instrumentos mais calibrosos pelo aumento da rigidez.

A remoção do “smear layer”, de 24 canais radiculares de molares inferiores recém-extraídos, após a instrumentação, com as limas do sistema Quantec 2000, foi analisada em microscopia eletrônica de varredura por Bertrand et al.,<sup>11</sup> em 1999. O grupo controle foi instrumentado com limas tipo K em escalonamento regressivo e outro com a seqüência de limas Quantec. A solução irrigadora foi o hipoclorito de sódio a 3%. As análises foram feitas nos terços cervical, médio e apical. Os resultados demonstraram menor quantidade de “smear layer” nos terços médio e apical dos canais preparados com o sistema Quantec, quando comparado com as limas tipo Kerr. Comparando-se os terços, foi observada melhor limpeza, significativa estatisticamente, entre os terços apical e cervical, sendo o último com menor presença de “smear layer”.

Um estudo para determinar a influência da experiência do operador, na fratura dos instrumentos rotatórios Profile série 29 de conicidade 0,04/0,06, foi realizado por Mandel et al.,<sup>58</sup> em 1999. Um total

de 125 canais simulados em blocos de resina transparente, com o mesmo ângulo de curvatura, foram instrumentados por 2 endodontistas e 3 clínicos. Todos operadores seguiram a mesma técnica coroa-ápice de instrumentação. Os resultados mostraram que 21 (16,8%) dos instrumentos fraturaram, sendo todos de conicidade 0,04. Dos instrumentos fraturados, nove foram de número 25, nove de número 20 e três de número 15. A maioria das fraturas ocorreram com o grupo dos clínicos. Concluíram, que existe a necessidade de um aprendizado e experiência, para que se possa diminuir as fraturas com o uso desses instrumentos rotatórios.

Um estudo para analisar o tipo e a frequência dos defeitos dos instrumentos endodônticos rotatórios de níquel e titânio após seu uso clínico de rotina, foi realizado por Sattapan et al.,<sup>69</sup> em 2000. Foram analisados 378 instrumentos de níquel e titânio da série Quantec 2000, após seis meses de uso clínico normal por um especialista. Estes instrumentos foram descartados após seu uso, por apresentarem perda na eficiência de corte, fratura ou deformações. Não foram anotados o número de vezes que estes instrumentos foram usados. Quase metade dos instrumentos (49.2%) apresentavam algum defeito visual, 21% estavam fraturados e 28% apresentavam outros defeitos sem estarem fraturados. Os instrumentos fraturados foram divididos em dois grupos de acordo com as características dos defeitos observados. Fraturas por torção e deformação ocorreram em

55,7% dos instrumentos e 44,3% fraturaram sem apresentarem defeitos. Os resultados do trabalho indicaram, que as fraturas por torção, ocorrem com mais frequência e provavelmente são decorrentes do uso excessivo de pressão apical durante a instrumentação. As outras fraturas foram decorrentes do uso do instrumento em curvaturas acentuadas do canal radicular.

Dietz et al.,<sup>33</sup> em 2000, avaliaram a fratura dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio Profile 0,04, frente a diferentes velocidades de rotação. A proposta deste estudo, foi determinar o efeito da rotação na fratura de cada instrumento da série, no preparo de canais simulados com o mesmo diâmetro e curvatura em osso bovino. As velocidades testadas foram de 150, 250 e 350 rpm. Os resultados deste estudo, concluíram que as limas Profile 0,04, quebraram com uma frequência menor em baixas rotações (150 rpm).

Um estudo para testar a hipótese da influência de múltiplas esterilizações em instrumentos endodônticos fabricados em aço inoxidável e níquel e titânio, foi realizado por Hilt et al.,<sup>41</sup> em 2000. Cem instrumentos de aço inoxidável e cem instrumentos de níquel e titânio, tipo k número 30 foram divididos em vinte grupos. A esterilização foi repetida em dez ciclos completos em autoclave. Cada instrumento sofreu torção no sentido horário até sua fratura. Os achados deste estudo, indicaram que não houve

influência do número de esterilizações e do tipo de autoclave, na dureza e microestrutura das limas de aço inoxidável e níquel e titânio.

Sattapan et al.,<sup>68</sup> em 2000, realizaram um trabalho, com o propósito de medir o torque gerado e a pressão apical aplicada durante a instrumentação dos canais radiculares. Dez dentes humanos extraídos, foram instrumentados com os instrumentos rotatórios Quantec série 2000, onde foram medidos o torque e pressão apical gerados. Independentemente do diâmetro do canal radicular, a pressão apical para instrumentação não ultrapassou 150 gramas. Os resultados, mostraram que o torque que o instrumento suporta até sua fratura, depende do diâmetro da ponta e a conicidade de cada instrumento. Conicidades maiores, suportam torques maiores. Canais de diâmetros menores, exigem maior torque dos instrumentos. O limite de torque, para que ocorra a fratura do instrumento, geralmente é maior que o torque necessário para a instrumentação do canal radicular.

Yared et al.,<sup>98</sup> em 2000, avaliaram a fadiga cíclica dos instrumentos Profile rotatórios de conicidade 0,06, após uso clínico no preparo de molares. Foram utilizados neste estudo sessenta molares superiores e inferiores que necessitavam de tratamento endodôntico por finalidade protética. Empregaram instrumentos de número 40 a 15 na

técnica de escalonamento progressivo do canal radicular. A solução irrigadora foi o hipoclorito de sódio a 2,5%. Foram formados dois grupos: I – os instrumentos foram utilizados em quatro dentes e autoclavados após o uso; II – grupo controle, formado por jogos de instrumentos novos. O teste de fadiga cíclica foi realizado rotando os instrumentos, em um tubo metálico com angulação de 90 graus, até sua fratura. Os autores concluíram que a esterilização associada à instrumentação com hipoclorito de sódio não reduziram o número de rotações limite para fratura dos instrumentos.

Banegas et al.,<sup>8</sup> em 2000, analisaram a confiabilidade para o estudo de diferentes técnicas de instrumentação, do uso de canais radiculares artificiais em blocos de acrílico. Na primeira parte deste trabalho, foram utilizados 30 blocos de acrílico, tomados ao acaso, em um grupo de 50 espécimes que continham canais artificiais, cuja curvatura era de aproximadamente 30 graus. Antes da instrumentação, os blocos foram seccionados horizontalmente a 1, 5 e 10 milímetros do ápice, por meio de um micrótomo. Os cortes foram perpendiculares ao eixo principal do canal. As secções foram analisadas em um fotomicroscópio com 25 aumentos, para se determinar a média dos diâmetros dos canais radiculares nos diferentes níveis. Na segunda parte deste trabalho, foram selecionados 10 blocos semelhantes aos anteriores, que foram divididos em dois grupos. O grupo 1 foi instrumentado pelo sistema Quantec SC serie 2000, seguindo as

recomendações do fabricante. O grupo 2, foi instrumentado pelas limas manuais tipo Kerr, seguindo a técnica escalonada, sendo o terço apical dilatado até o instrumento número 30. No terço cervical, foram utilizadas as brocas de Gates Glidden números 2 e 3. Os dois grupos foram seccionados seguindo as especificações da primeira parte deste trabalho. Foi avaliado o aumento de porcentagem do diâmetro do canal radicular artificial, após a instrumentação, nos três níveis. Foram encontradas diferenças significativas, na análise estatística, dos grupos e níveis analisados. Concluíram os autores, que os blocos de acrílico com canais radiculares artificiais, constituem um modelo experimental apropriado, para o estudo comparativo da ação de diferentes instrumentos e técnicas de instrumentação.

Como pode ser visto neste capítulo de “Revisão da literatura”, os instrumentos rotatórios foram preconizados nos anos 80,<sup>2</sup> visando dilatar dando maior conicidade aos canais radiculares com segurança.

Com o surgimento dos instrumentos endodônticos fabricados com uma liga de níquel e titânio (Walia, 1988),<sup>94</sup> o conceito de preparo de canal radicular curvo ganhou adeptos e uma grande quantidade de novos instrumentos endodônticos tem surgido desde então, principalmente à partir de 1993 com McSpadden.<sup>56</sup> Desde então, os pesquisadores tem procurado estudar e conhecer melhor a ação dos



instrumentos rotatórios, principalmente nos canais radiculares curvos, os mais críticos, contudo, conforme pudemos observar, a literatura carece de informações científicas relativas aos mais modernos sistemas rotatórios de preparo biomecânico, e assim sendo, justificando plenamente este estudo realizado.

# 3- Proposição

Nos propusemos neste trabalho:

- Analisar, comparativamente, as deformações e os desgastes produzidos nas paredes de canais radiculares curvos simulados, confeccionados em blocos de resina, após a sua instrumentação frente a quatro técnicas de preparo biomecânico. Empregando-se motor elétrico e limas de níquel e titânio: Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile série 29, associadas à instrumentos de preparo cervical, as análises foram feitas através de uma técnica de digitalização de imagens, antes e após o preparo biomecânico e as observações realizadas em diferentes níveis dos canais radiculares simulados: 1, 3, 5, 7, 12 e 16 milímetros.

# 4- Material e método

A metodologia utilizada neste estudo foi definida após vários testes preliminares, até a obtenção de uma técnica que mostrou-se confiável e que reproduzisse, com a maior fidelidade, os resultados obtidos.

A metodologia desenvolvida e utilizada neste estudo foi a seguinte:

## **4.1- Confeção dos Blocos de Resina e dos canais radiculares artificiais**

Um bloco de acrílico cujas dimensões eram 1,0 centímetro de largura por 4,0 centímetros de altura, foi moldado com silicona. Desta maneira, obteve-se um molde com uma depressão em seu centro correspondendo à moldagem em negativo de um bloco de acrílico (Figura 1A).

Para reproduzir, artificialmente, um canal radicular dentro dos blocos de acrílico de forma padronizada, seguiu-se um desenho feito em computador com auxílio de um “software” Autocad.<sup>1</sup> A curvatura feita

---

<sup>1</sup> Autodesk, Inc. - USA

no desenho foi de 40 graus. Com um flexor de limas endodônticas (Flexobend),<sup>1</sup> realizou-se a curvatura padronizada com auxílio de espaçadores digitais manuais de tamanho  $A^2$  obedecendo-se ao desenho do papel (Figura 1B).

Após a flexão dos espaçadores digitais, os mesmos foram fixados em uma placa metálica com a finalidade de permitir a colocação dos espaçadores dentro do molde de maneira padronizada para confeccionar os quarenta blocos que foram utilizados neste estudo (Figura 1C).

As placas metálicas foram dobradas para que se encaixassem no molde evitando-se que a mesma se deslocasse durante a polimerização da resina. Os espaçadores foram pintados com um esmalte para unhas cor vermelha<sup>3</sup>. Utilizou-se neste trabalho a resina cristal transparente<sup>4</sup> na proporção resina/catalisador 10 ml de resina para 4 gotas de catalisador,<sup>4</sup> (Figura 1D). Após seu preparo, tomando-se cuidado para não incluir bolhas na resina, por meio de uma mistura lenta da resina e do catalisador, ela foi levada ao molde até preenchê-lo completamente. Depois inseriu-se o conjunto espaçador-placa metálica de forma centralizada no molde (Figura 1E).

---

<sup>1</sup> Aronson - SP

<sup>2</sup> Dentsply/Maillefer Instruments SA – Ballaigues - Swiss

<sup>3</sup> Colorama – Ceil Com. Exp. Ind. LTDA

<sup>4</sup> Siquiplás Indústria Comércio de Produtos Plásticos LTDA



Após a polimerização da resina, os blocos foram removidos do interior do molde, seguindo-se a retirada do espaçador e deixando-se assim, um espaço pintado equivalente ao canal artificial.

Procedeu-se então o acabamento da parte superior do bloco através de um corte com disco de aço onde existia a entrada do canal artificial, através de um gabarito (Figura 1F), com a finalidade de padronizar os comprimentos de todos os blocos em 3,5 centímetros e dos canais artificiais em 18 milímetros (Figura 1G).

Em seguida, os blocos foram divididos aleatoriamente em quatro grupos experimentais contendo dez blocos cada um deles e identificados com o número do grupo experimental e numerados de um a dez para a identificação individual (Figura 2).

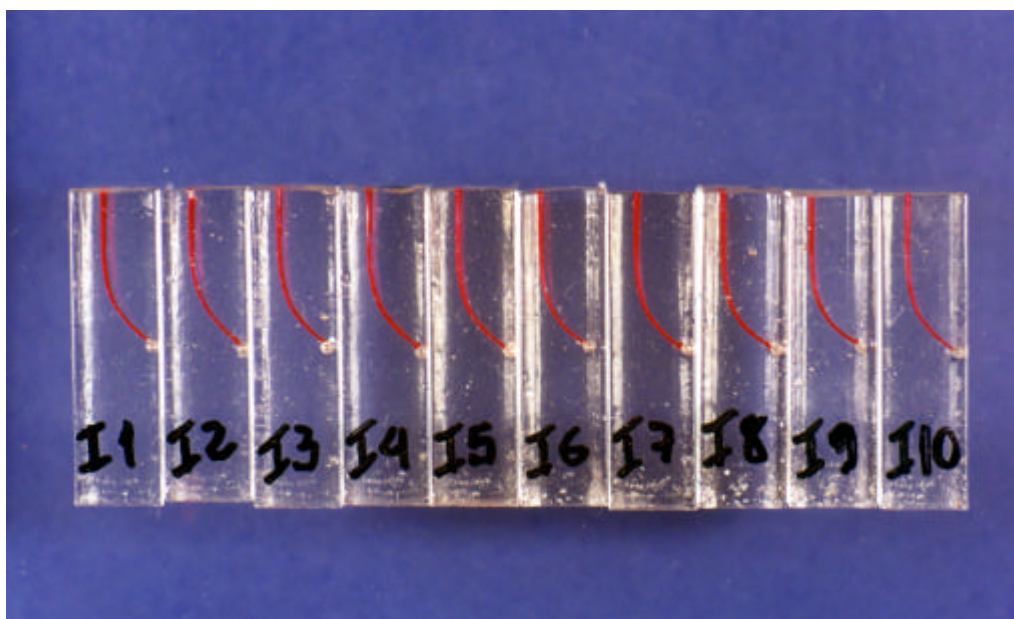


FIGURA 2 – Blocos de resina transparente identificados individualmente de um a dez com o respectivo número do grupo

## 4.2- Formação dos grupos experimentais

Foram formados quatro grupos experimentais a partir de técnicas e de instrumentos endodônticos rotatórios, confeccionados a partir de uma liga de níquel e titânio, lançados recentemente, os quais foram distribuídos aleatoriamente conforme mostra o Quadro I abaixo e de acordo com seus fabricantes (Quadro II).

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

<b>GRUPO</b>	<b>PREPARO CERVICAL INSTRUMENTO</b>	<b>PREPARO DO CANAL INSTRUMENTO</b>	<b>VELOCIDADE DO MOTOR</b>	<b>NÚMERO DE BLOCOS</b>
<b>I</b>	<b>FLARE</b>	<b>QUANTEC LX</b>	<b>350 RPM</b>	<b>10</b>
<b>II</b>	<b>ORIFICE SHAPERS</b>	<b>PROFILE</b>	<b>250 RPM</b>	<b>10</b>
<b>III</b>	<b>CORONAL SHAPERS</b>	<b>POW-R</b>	<b>250 RPM</b>	<b>10</b>
<b>IV</b>	<b>ORIFICE SHAPERS</b>	<b>PROFILE SÉRIE 29</b>	<b>250 RPM</b>	<b>10</b>

Quadro II – Fabricantes dos instrumentos, segundo grupo experimental

<b>GRUPO</b>	<b>FABRICANTE</b>
<b>I</b>	<b>ANALYTIC ENDODONTICS – GLENDORA, CALIFORNIA - USA</b>
<b>II</b>	<b>DENTSPLY/MAILLEFER INSTRUMENTS AS – BALLAINGUES - SWISS</b>
<b>III</b>	<b>MOYCO / UNION BROACH – YORK, PA, USA</b>
<b>IV</b>	<b>DENTSPLY/TULSA DENTAL PRODUCTS, TULSA, OK, USA</b>

### 4.3- Obtenção das imagens antes da instrumentação

As imagens dos blocos de resina foram obtidas por meio da digitalização dos mesmos em um “scanner” de mesa, marca Umax<sup>1</sup> modelo Astra 1220S de resolução óptica de 1200 “dots per inch” (dpi).

A padronização da digitalização foi conseguida com a utilização de um dispositivo desenvolvido de forma que os blocos pudessem ser escaneados na mesma posição (Figura 3).

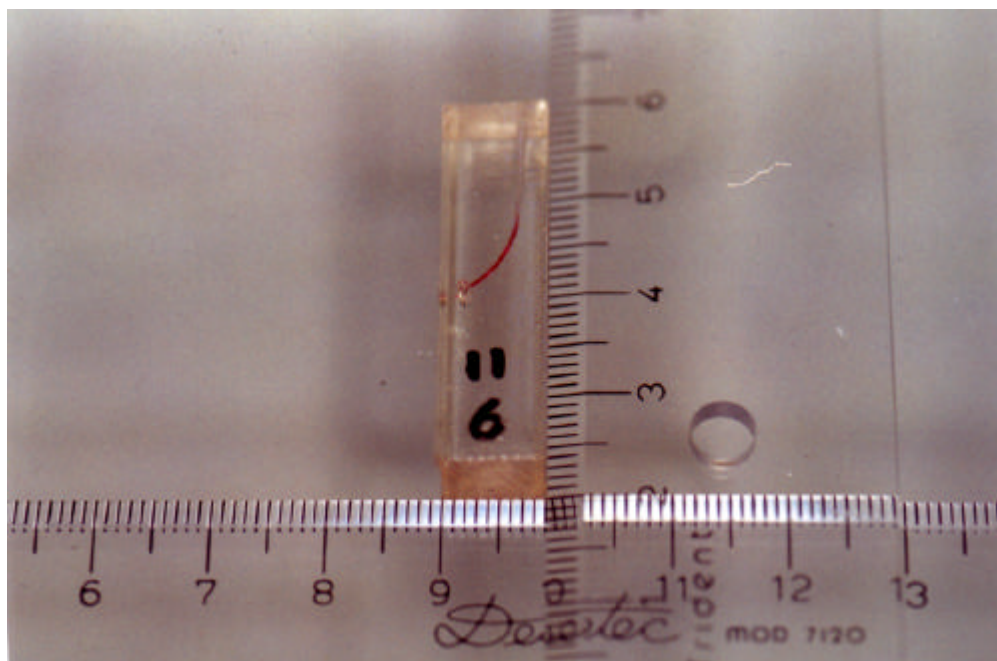


Figura 3 – Dispositivo padronizador da obtenção das imagens no scanner

<sup>1</sup> Umax Technologies Inc., Fremont, CA - USA



Todos os blocos de resina foram colocados na mesma posição, antes de serem digitalizados, utilizando-se um computador com processador Pentium III. O programa VistaScan, versão 3.20,<sup>1</sup> 1997-1998, foi usado para completar-se a digitalização das imagens dos referidos blocos.

A regulagem da digitalização com este programa foi padronizada na cor “Fotografia Preto e Branco”, resolução da imagem em 1800 d.p.i., luminosidade, contraste e sombra na escala 0, valor de destaque 255 e meios tons 1,2 do programa.

O tamanho da área de digitalização foi constante, oferecendo o tamanho da memória da imagem sempre em 3,6 Mbites (Figura 4).



FIGURA 4- Área digitalizada abrangendo o dispositivo padronizador e o bloco de resina

---

<sup>1</sup> Umax Data Systems Inc. Co.

A seguir, as imagens digitalizadas foram gravadas em arquivos do tipo TIF.

#### 4.4- Análise das imagens antes da instrumentação

Realizou-se a análise das imagens dos blocos de resina antes da instrumentação por meio do programa AutoCAD 14<sup>1</sup>(Figura 5).

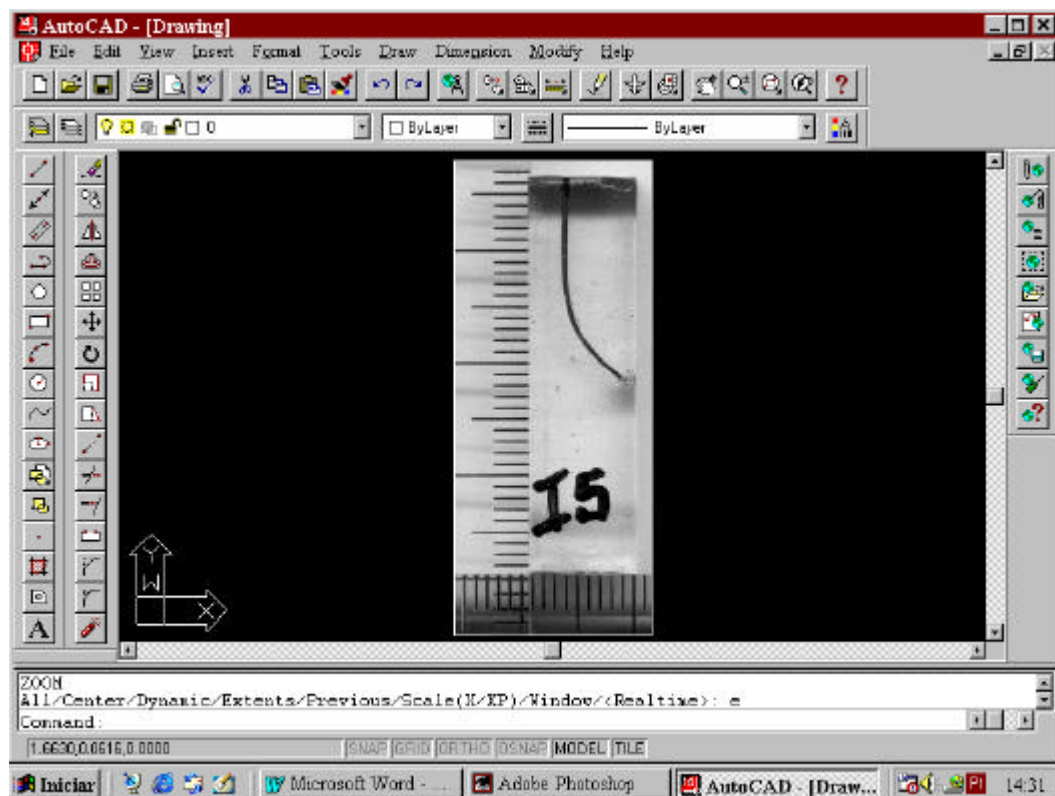


FIGURA 5- Programa AutoCAD 14

---

<sup>1</sup> Autodesk, Inc. - USA

A padronização das medições foi estabelecida pela adoção de um ponto de referência, (intersecção de duas retas) constante e igual em todas as imagens. Isto foi possível devido à presença, em todas as imagens digitalizadas, da régua milimetrada do padronizador de digitalização dos blocos transparentes, conforme mostra a seta da Figura 6.

A partir deste ponto, traçou-se uma reta vertical e outra horizontal, as quais serviram como eixos cartesianos (x,y) para medição. A intersecção das linhas vertical e horizontal foram calibradas como origem das medições. Assim, ao movimentar-se o cursor na tela do computador, o programa mostrou a distância em milímetros nos eixos vertical (y) e horizontal (x) (Figura 6).

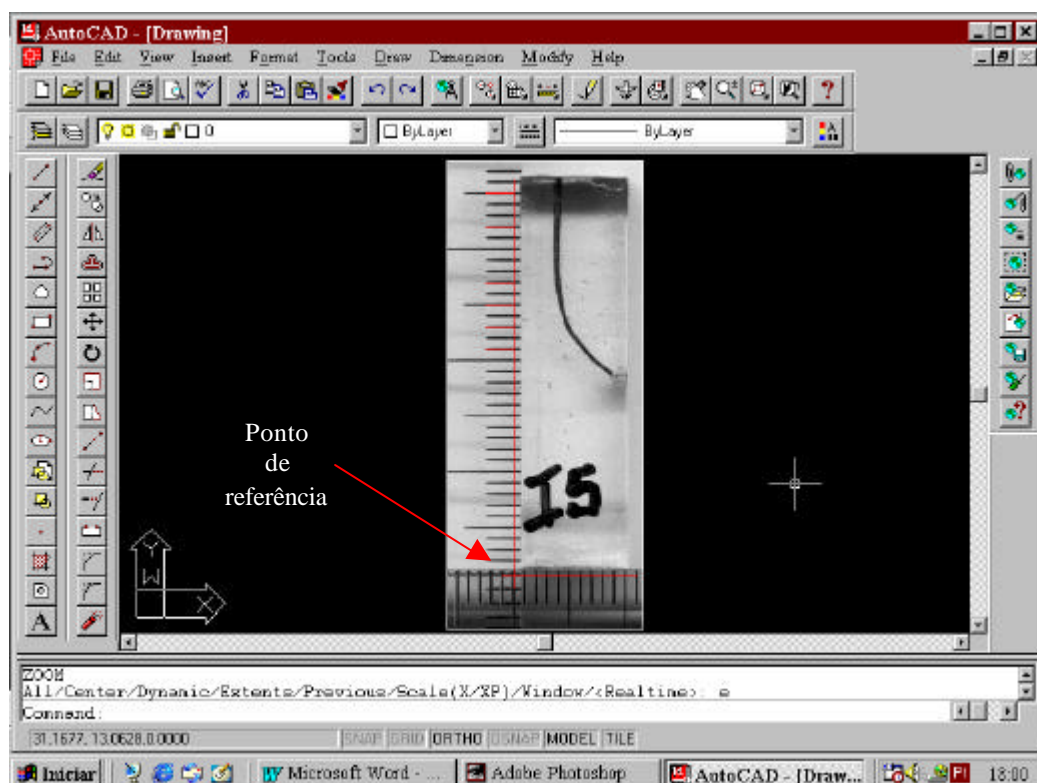


FIGURA 6- Eixos cartesianos x e y traçados a partir do ponto de referência

O canal analisado foi obtido através da vetorização manual da imagem escaneada no programa AutoCAD 14 (Figuras 7 e 8).

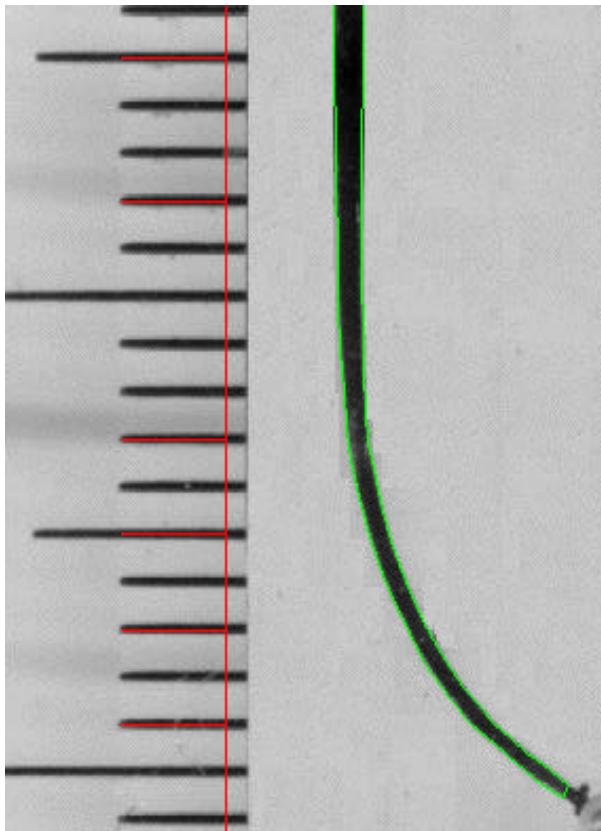


FIGURA 7- Vetorização do canal simulado

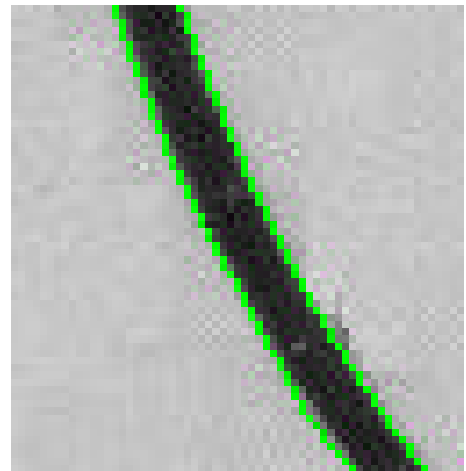


FIGURA 8- Maior aumento da vetorização do canal simulado

O eixo y permitiu padronizar a leitura nos níveis de 1, 3, 5, 7, 12 e 16 milímetros a partir do término apical do canal artificial dos blocos de resina.

Uma vez fixada a altura do nível analisado (1, 3, 5, 7, 12 e 16 mm), as medidas dessa altura no eixo vertical foram adotadas para padronizar o nível de leitura também nas imagens dos blocos após a instrumentação (Figura 9).

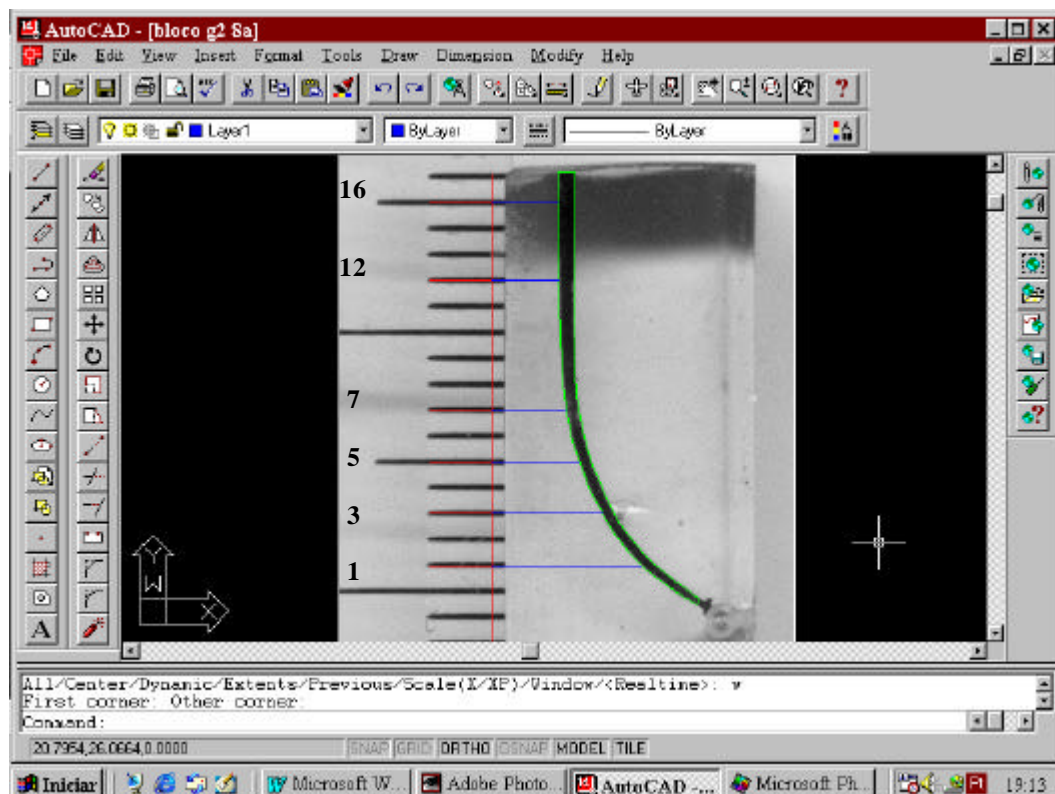


FIGURA 9- Medidas no eixo y, padronizando os níveis (1, 3, 5, 7, 12, 16 mm)

Em cada nível analisado do eixo y, calculou-se a distância horizontal até a parede côncava ( $X_1$ ) do canal artificial vetorizado e a distância até a parede convexa ( $X_2$ ) (Figuras 10 e 11).

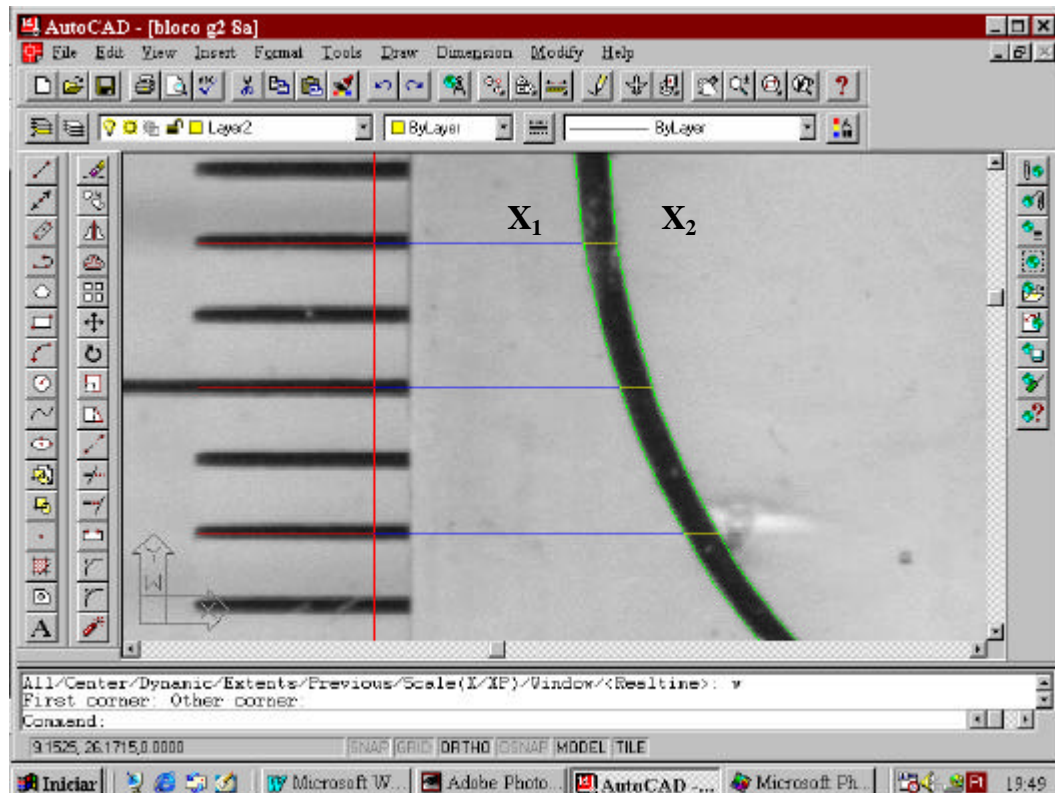


FIGURA 10- Cálculo da distância horizontal até a parede côncava ( $X_1$ ) do canal artificial vetorizado e a distância até a parede convexa ( $X_2$ )

Desta forma, conseguiu-se duas medidas de distância horizontal: distância do eixo y até a parede côncava ( $X_1$ ) e a distância até a parede convexa ( $X_2$ ). Obteve-se  $C_1 = X_2 - X_1$ , correspondendo à largura do canal artificial no sentido horizontal (Figura 11).

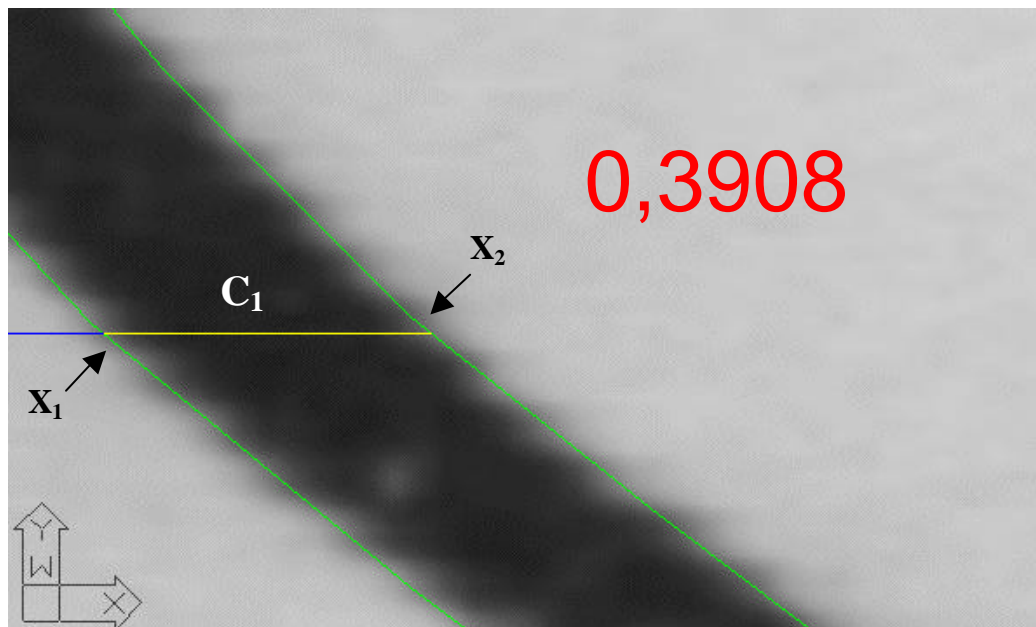


FIGURA 11- Aumento da figura 10, mostrando o cálculo da distância horizontal ( $X_1$  e  $X_2$ ). Exemplo:  $C_1 = X_2 - X_1 = 0,3908$

Assim,  $C_1$  determinou o tamanho do canal artificial no sentido horizontal, antes da instrumentação, em cada nível estudado; houve interesse em se calcular, quanto o canal foi ampliado, após a instrumentação, em porcentagem. Este acréscimo foi definido como:  $C_2 - C_1 / C_1 \times 100$ , onde:  $C_2$  = largura do canal após a instrumentação.

## **4.5- Seqüência técnica de instrumentação dos canais artificiais**

Para a realização da instrumentação mecânica rotatória foi utilizado um motor elétrico Nouvag modelo TC Motor 3000<sup>1</sup> (Figura 12A) ajustado a uma velocidade de 350 rotações por minuto para o sistema Quantec<sup>2</sup>, e a uma velocidade de 250 rotações por minuto para os sistemas Profile série 29<sup>3</sup>, Profile<sup>4</sup> e sistema Pow-R<sup>5</sup>. O motor Nouvag permite um controle de torque que será selecionado no modo AS (“automatic stop”) em 10 N/Cm (Newtons por centímetro). Esse motor foi acoplado a um contra ângulo de redutor 20:1<sup>6</sup> (Figura.12B). Assim, conseguimos uma velocidade baixa, com um torque constante previamente selecionado no motor. Os instrumentos foram utilizados por no máximo 10 segundos no interior dos blocos de resina que, por sua vez, foram instrumentados por um único operador que não teve acesso visual ao mesmo durante o preparo biomecânico dos canais artificiais.

---

<sup>1</sup> Nouvag, Manufactures of Dental & Medical Equipments, Switzerland

<sup>2</sup> Analytic Endodontics – Glendora, California-USA

<sup>3</sup> Dentsply/Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, USA

<sup>4</sup> Dentsply/Maillefer Instruments SA – Ballaigues - Swiss

<sup>5</sup> Moyco Union Broach – York, PA, USA

<sup>6</sup> W & H - Austria



Os canais radiculares curvos e artificiais foram instrumentados por quatro técnicas distintas: Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile série 29 (Figuras 12C, 12D, 12E, 12F).

Estas técnicas receberam como complementação, preparo cervical com instrumentos especificamente desenvolvidos para esta finalidade, conforme recomendam as técnicas diversas propostas pelos diversos autores.

O Quadro I procura explicar melhor, a sistemática da sua associação, onde os blocos foram divididos em quatro grupos experimentais em função dos instrumentos utilizados.

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

Cada instrumento foi utilizado uma única vez, sendo descartado em seguida.

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

### 4.5.1- Sequência técnica de instrumentação do grupo I

(Flare-Quantec LX) (Figura 13)

Área de atuação	Nº/Cor do instrumento	Conicidade	Diâmetro da ponta
1/3 cervical	FLARE <sub>VERMELHO</sub>	0,12	0,25
1/3 cervical	FLARE <sub>AMARELO</sub>	0,10	0,25
1/3 cervical	FLARE <sub>VERDE</sub>	0,08	0,25
1/3 cervical	Q <sub>1</sub>	0,06	0,25
Comp. Trabalho	Q <sub>2</sub>	0,02	0,15
Comp. Trabalho	Q <sub>3</sub>	0,02	0,20
Comp. Trabalho	Q <sub>4</sub>	0,02	0,25
Comp. Trabalho	Q <sub>5</sub>	0,03	0,25
Comp. Trabalho	Q <sub>6</sub>	0,04	0,25
Comp. Trabalho	Q <sub>7</sub>	0,05	0,25
Comp. Trabalho	Q <sub>8</sub>	0,06	0,25
Comp. Trabalho	Q <sub>AZUL</sub>	0,02	0,30

Q = Quantec LX



FIGURA 13 - Flare e Quantec LX

#### 4.5.2- Sequência técnica de instrumentação do grupo II

(Orifice Shapers-Profile) (Figura 14)

Área de atuação	Nº/Cor do instrumento	Conicidade	Diâmetro da ponta
1/3 cervical	OS 4	0,07	0,50
1/3 cervical	OS 3	0,06	0,40
1/3 cervical	OS 2	0,06	0,30
1/3 cervical	OS 1	0,05	0,20
Até resistência	Pf <sub>15</sub>	0,06	0,15
Comp. Trabalho	Pf <sub>15</sub>	0,04	0,15
Até resistência	Pf <sub>20</sub>	0,06	0,20
Comp. Trabalho	Pf <sub>20</sub>	0,04	0,20
Até resistência	Pf <sub>25</sub>	0,06	0,25
Comp. Trabalho	Pf <sub>25</sub>	0,04	0,25
Até resistência	Pf <sub>30</sub>	0,06	0,30
Comp. Trabalho	Pf <sub>30</sub>	0,04	0,30

OS = Orifice Shapers / Pf = Profile



FIGURA 14 - Orifice Shapers e Profile

### 4.5.3- Sequência técnica de instrumentação do grupo III

(Coronal Shapers-Pow-R) (Figura 15)

Área de atuação	Nº/Cor do instrumento	Conicidade	Diâmetro da ponta
1/3 cervical	CS <sub>AZUL</sub>	0,08	0,60
1/3 cervical	CS <sub>BRANCO</sub>	0,08	0,45
1/3 cervical	CS <sub>VERDE</sub>	0,06	0,35
1/3 cervical	CS <sub>VERMELHO</sub>	0,06	0,25
Até resistência	Pw-R <sub>15</sub>	0,04	0,15
Comp. Trabalho	Pw-R <sub>15</sub>	0,02	0,15
Até resistência	Pw-R <sub>20</sub>	0,04	0,20
Comp. Trabalho	Pw-R <sub>20</sub>	0,02	0,20
Até resistência	Pw-R <sub>25</sub>	0,04	0,25
Comp. Trabalho	Pw-R <sub>25</sub>	0,02	0,25
Até resistência	Pw-R <sub>30</sub>	0,04	0,30
Comp. Trabalho	Pw-R <sub>30</sub>	0,02	0,30

CS = Coronal Shapers / PW-R = Pow-R



FIGURA 15 - Coronal Shapers e Pow-R

#### 4.5.4- Seqüência técnica de instrumentação do grupo IV

(Orifice Shapers-Profile série 29) (Figura 16)

Área de atuação	Nº/Cor do instrumento	Conicidade	Diâmetro da ponta
1/3 cervical	OS AMARELO	0,07	0,50
1/3 cervical	OS PRETO	0,06	0,40
1/3 cervical	OS AZUL	0,06	0,30
1/3 cervical	OS AMARELO	0,05	0,20
Até resistência	Pf-2BRANCO	0,06	0,129
Comp. Trabalho	Pf-2BRANCO	0,04	0,129
Até resistência	Pf-3AMARELO	0,06	0,167
Comp. Trabalho	Pf-3AMARELO	0,04	0,167
Até resistência	Pf-4VERMELHO	0,06	0,216
Comp. Trabalho	Pf-4VERMELHO	0,04	0,216
Até resistência	Pf-5AZUL	0,06	0,279
Comp. Trabalho	Pf-5AZUL	0,04	0,279

OS = Orifice Shapers / Pf = Profile série 29



FIGURA 16 - Orifice Shapers e Profile série 29

A solução irrigadora usada em todos os grupos foi a água destilada visando sua não interferência com uma possível reação química com a resina acrílica. Os instrumentos não permaneceram por mais de dez segundos em cada canal radicular artificial, pois com o atrito deles nas paredes do bloco de resina, aumentaria a sua temperatura diminuindo a resiliência. Além disso, toda instrumentação foi feita por um único operador que não teve acesso visual ao bloco durante a mesma. Todos esses fatores foram utilizados para diminuir o número de variáveis que poderiam levar a inviabilidade de uma padronização na metodologia e interferência nos resultados.

#### **4.6- Análise das imagens após a instrumentação**

Após a instrumentação dos canais simulados, realizamos uma segunda digitalização, seguindo-se os mesmos critérios de padronização estabelecidos e utilizados na análise das imagens antes da instrumentação.

As imagens foram analisadas novamente no programa AutoCAD com a mesma padronização de análise das imagens antes da instrumentação.

Realizamos a medida novamente da distância  $X_1$  e  $X_2$  nos níveis pré estabelecidos, após a instrumentação. Os dados dos desgastes (denominado  $C_2$ ), foram anotados em cada grupo experimental e em cada um dos seis níveis analisados.

Os resultados foram anotados numa tabela especialmente elaborada, conforme o modelo abaixo e os resultados foram analisados estatisticamente e discutidos.

Modelo de tabela na qual foram anotados os dados colhidos na análise da imagem digitalizada.

<b>GRUPO - .....</b>						
<b>BLOCO - .....</b>						
	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
<b>Distância do ápice</b>	<b><math>X_1</math></b>	<b><math>X_2</math></b>	<b><math>C_1</math></b>	<b><math>X_1'</math></b>	<b><math>X_2'</math></b>	<b><math>C_2</math></b>
<b>1 mm</b>						
<b>3 mm</b>						
<b>5 mm</b>						
<b>7 mm</b>						
<b>12 mm</b>						
<b>16 mm</b>						

#### **4.7- Planejamento estatístico**

Para a análise do desgaste segundo a parede (côncava e convexa) procedeu-se à apresentação tabular e gráfica.

Para o estudo da deformação dos canais radiculares artificiais, empregou-se o teste de Kruskal-Wallis<sup>60</sup> e no caso de ser verificada significância estatística, foi empregada a análise de contrastes segundo proposta de Miller.<sup>60</sup>

O nível de significância adotado foi de 5% para a tomada de decisão.

#### **4.8- Interpretação dos resultados**

Os dados coletados e tabulados nas tabelas, segundo os modelos acima apresentados, na forma de representação gráfica e estudados comparativamente em cada um dos níveis, procurando-se correlacionar: **o desgaste das paredes dos canais artificiais com a ampliação dos mesmos.**



## 5- Resultado

Após a instrumentação dos blocos de resina de todos os grupos experimentais, estes foram novamente escaneados (digitalizados), seguindo-se os mesmos critérios de padronização utilizados na análise das imagens iniciais, conforme apresentados no capítulo de Material e Método.

As novas imagens obtidas e apresentadas nas ilustrações fotográficas 1 a 4 que se seguem (páginas 118 a 121), foram novamente analisadas no programa AutoCAD procurando-se obter os dados relativos a **desgastes e ampliações das paredes dos canais radiculares simulados** em cada grupo experimental.

**Ilustração fotográfica 1: Grupo I**

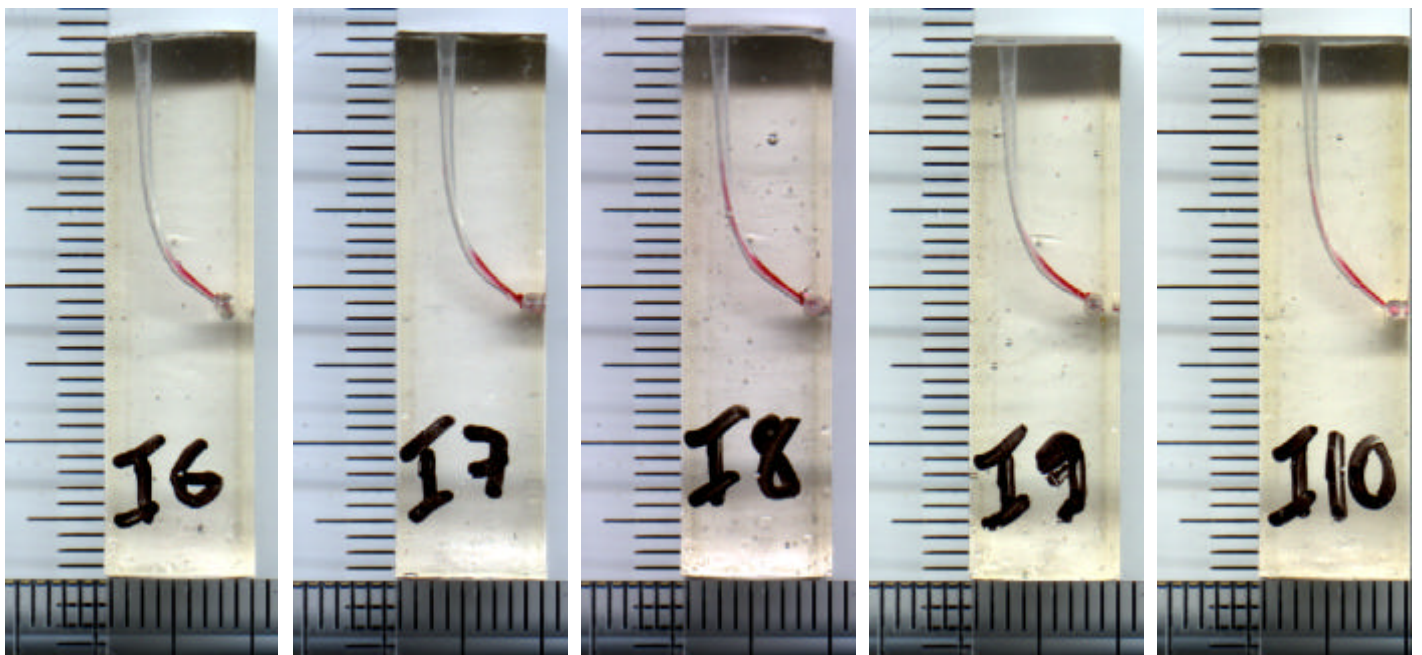
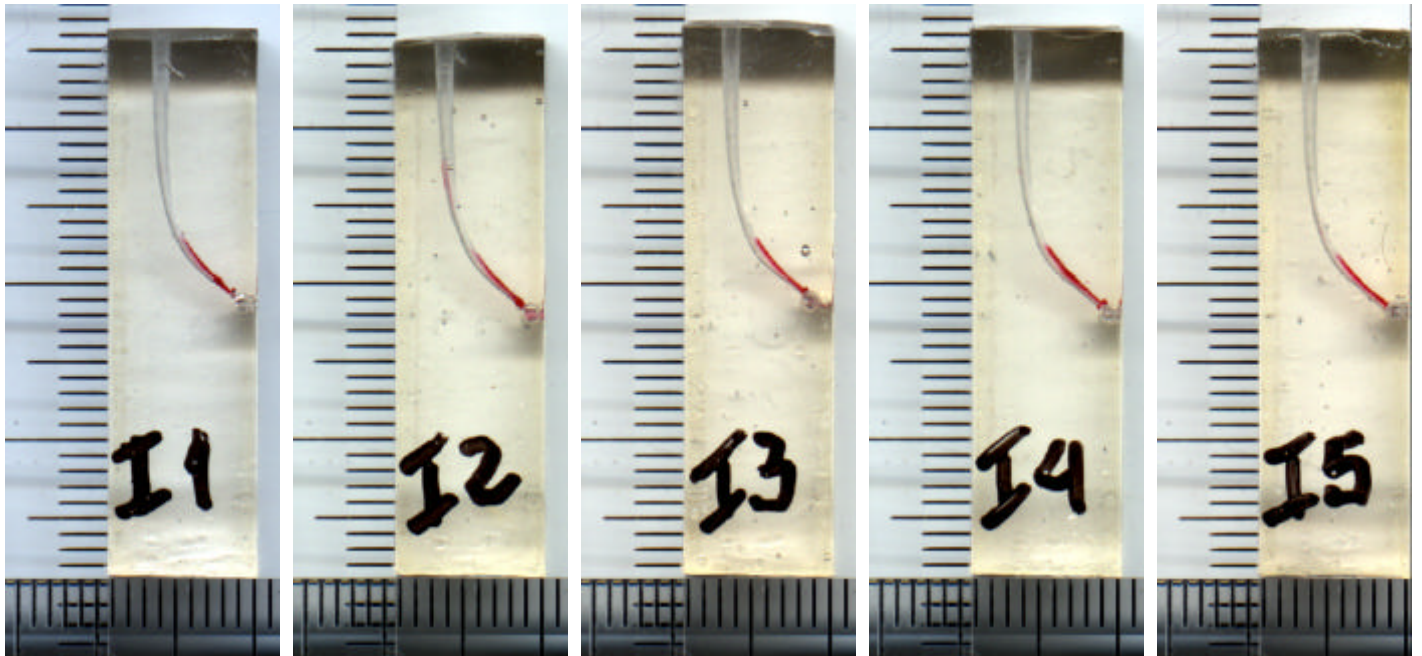


Ilustração fotográfica 2: Grupo II

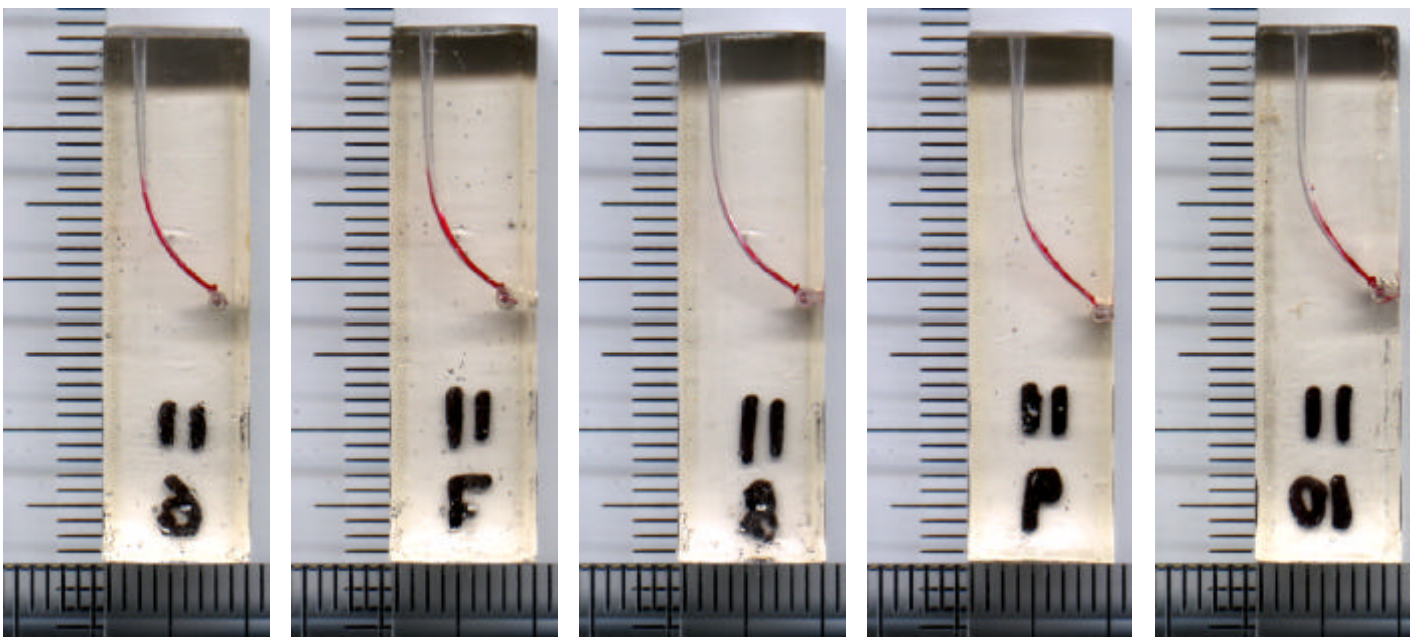
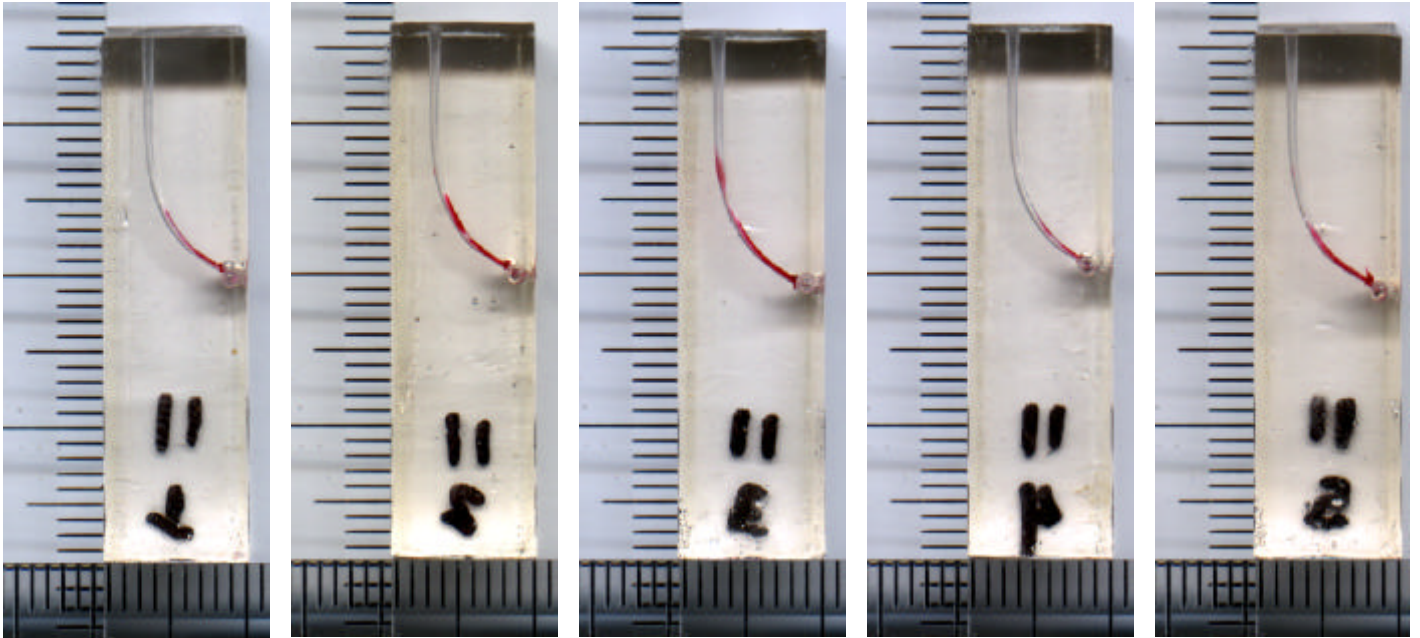




Ilustração fotográfica 3: Grupo III

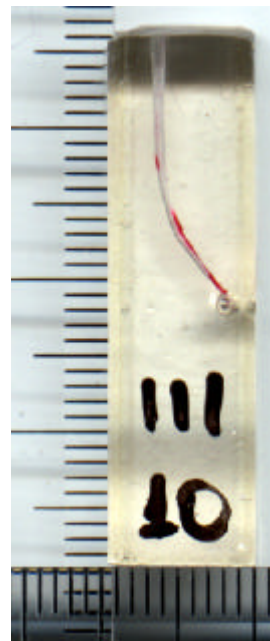
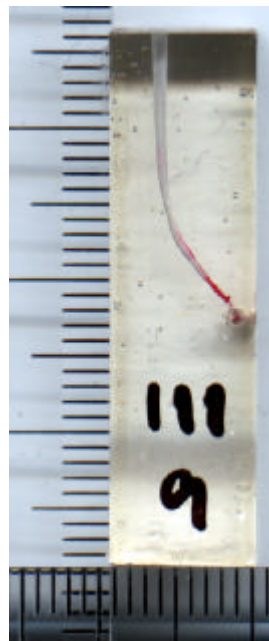
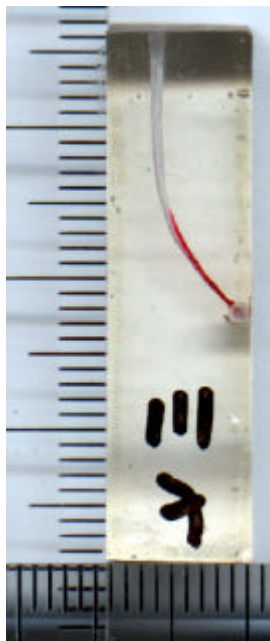
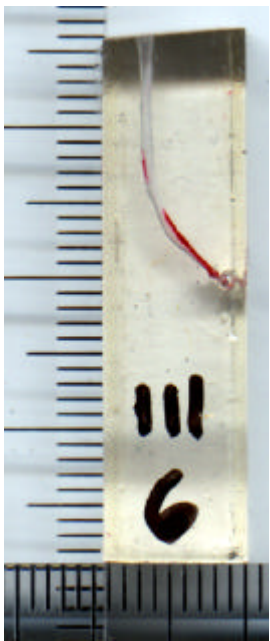
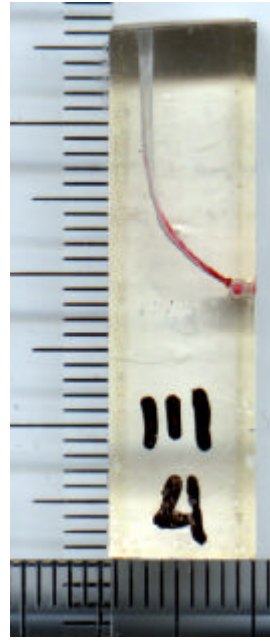
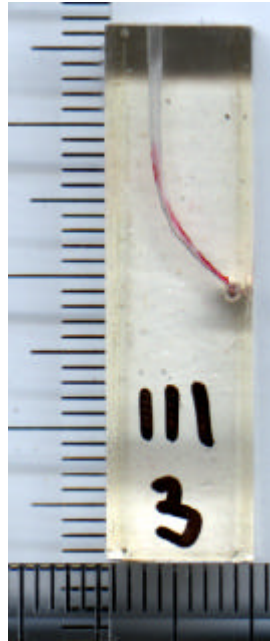
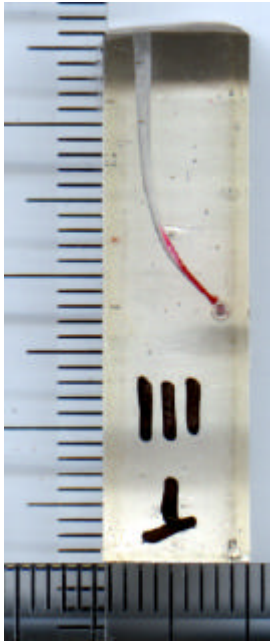
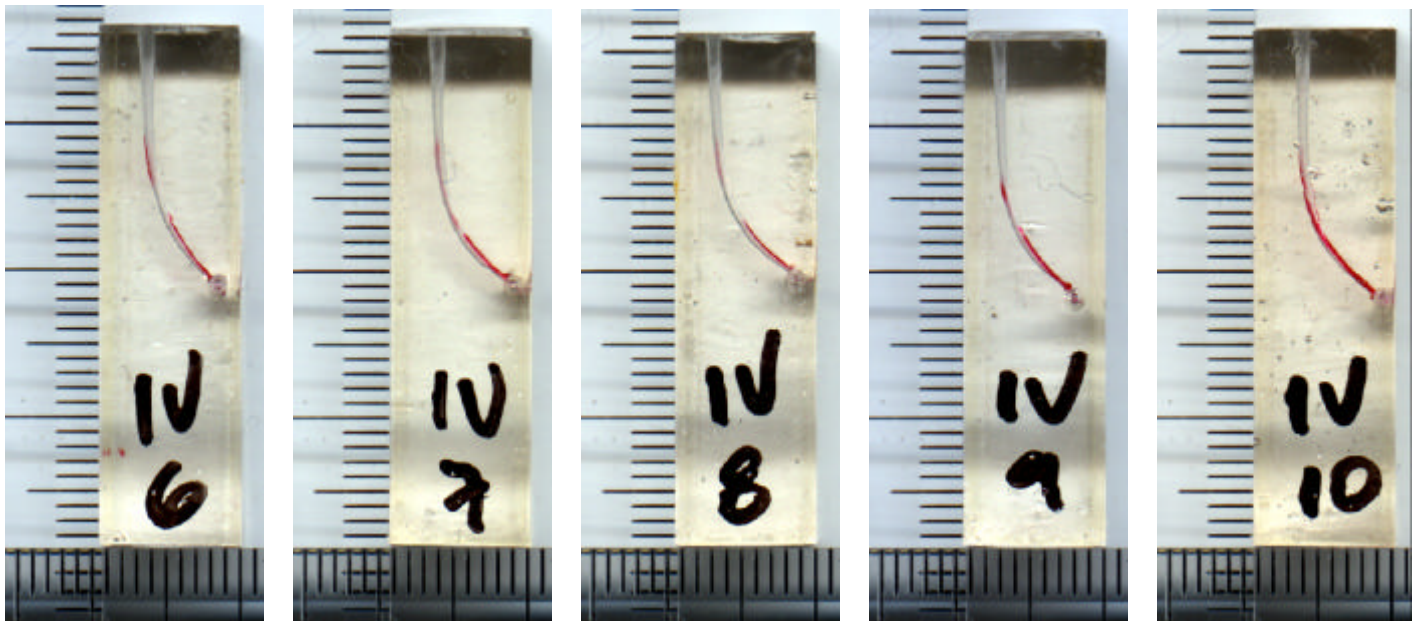
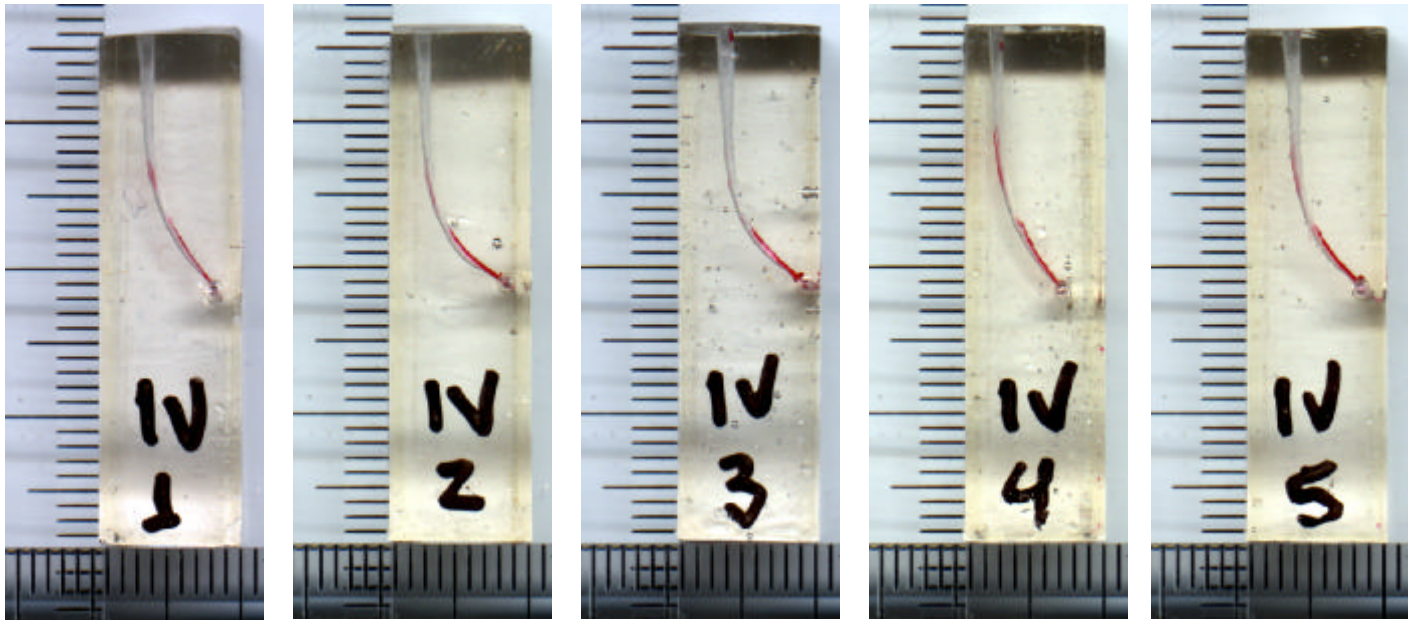


Ilustração fotográfica 4: Grupo IV



## **5.1- Desgastes segundo a parede do canal radicular simulado**

Os resultados obtidos das mensurações dos canais radiculares simulados antes e após a instrumentação dos mesmos ( $C_1$  e  $C_2$ ), encontram-se registrados no Anexo I do capítulo de Anexos ao final deste trabalho.

As Tabelas 1 a 4 e as Figuras 17 a 20 que se seguem, apresentam os valores correspondentes às medidas dos desgastes das paredes côncavas ( $X'_1-X_1$ ) e convexas ( $X'_2-X_2$ ), antes e depois das instrumentações, respectivamente.

Os valores com sinal positivo, indicam que, após instrumentação, houve um aumento na medida horizontal; os valores com sinal negativo, indicam que, após instrumentação, houve diminuição na medida horizontal.

Tabela 1 - Desgaste (em mm) segundo parede (côncava e convexa) do canal radicular e distância ao ápice (em mm) antes e após a instrumentação

### GRUPO I

Parede	Bloco	Distância ao ápice					
		1	3	5	7	12	16
Côncava ( $X_1.X_1$ )	1	- 0,2843	- 0,1606	- 0,0511	- 0,0202	- 0,1959	- 0,31
	2	- 0,5506	0,04	0,1706	0,1925	- 0,0583	- 0,2748
	3	- 0,1957	- 0,0628	0,0404	0,0734	- 0,1132	- 0,2387
	4	- 0,2167	0,0592	0,1661	0,1757	- 0,0344	- 1,1186
	5	- 0,1933	0,0019	0,1158	0,1698	- 0,0434	- 0,1578
	6	- 0,2878	- 0,0379	0,0502	0,1238	- 0,0466	- 0,2469
	7	- 0,3289	- 0,0178	0,0704	0,0797	- 0,1096	- 0,2896
	8	- 0,09	0,1349	0,2088	0,2566	0,0683	- 0,1234
	9	- 0,2404	0,0404	0,1627	0,1978	- 0,0056	- 0,1153
	10	- 0,1790	- 0,0023	0,1067	0,1359	- 0,0635	- 0,2612
Média		- 0,2567	- 0,0005	0,1041	0,1385	- 0,0602	- 0,3136
Convexa ( $X_2.X_2$ )	1	- 0,0584	- 0,0163	0,0437	0,1818	0,2314	0,1643
	2	0,1778	0,2491	0,3543	0,5083	0,4296	0,2722
	3	0,0734	0,1141	0,2342	0,2378	0,2366	0,2235
	4	0,1210	0,2044	0,2852	0,3968	0,3672	0,3441
	5	0,0596	0,2179	0,2605	0,3489	0,3371	0,3478
	6	0,0105	0,1221	0,3236	0,3301	0,2680	0,2478
	7	- 0,0008	0,0965	0,2024	0,2370	0,2227	0,2370
	8	0,2343	0,2871	0,3299	0,4079	0,4116	0,3542
	9	- 0,1247	0,1832	0,3223	0,3599	0,3155	0,3578
	10	0,0726	0,1472	0,2632	0,3439	0,2864	0,2745
Média		0,0815	0,1605	0,2619	0,3352	0,3106	0,2823

Representação esquemática dos dados estatísticos contidos na Tabela 1:

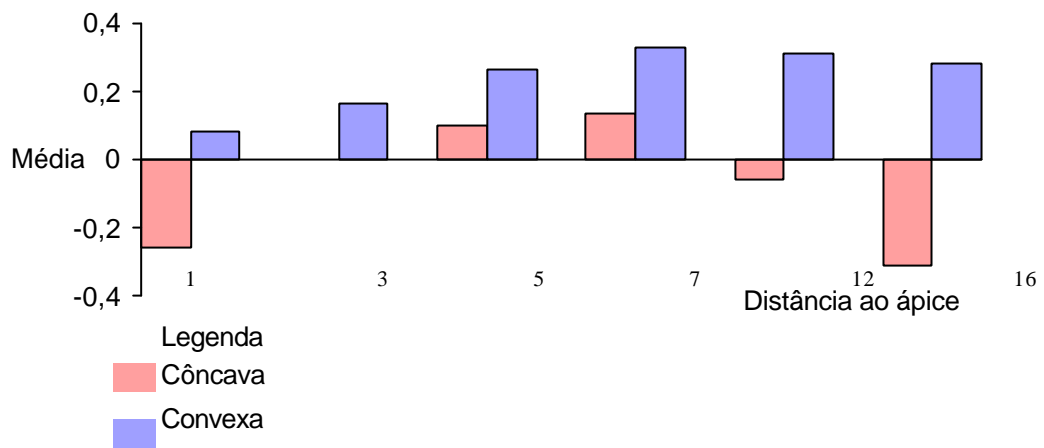


FIGURA 17- Médias de desgaste (em mm) nas paredes côncava e convexa segundo distância ao ápice (em mm) - Grupo I



Tabela 2 - Desgaste (em mm) segundo parede (côncava e convexa) do canal radicular e distância ao ápice (em mm) antes e após a instrumentação

### GRUPO II

Parede	Bloco	Distância ao ápice					
		1	3	5	7	12	16
Côncava ( $X_1-X_1$ )	1	- 0,1074	- 0,1492	- 0,0745	- 0,0415	- 0,0420	- 0,1424
	2	- 0,2496	- 0,1962	- 0,1509	- 0,0372	- 0,0730	- 0,2143
	3	- 0,2064	- 0,1732	- 0,0826	- 0,0826	- 0,1090	- 0,2641
	4	- 0,1952	- 0,2258	- 0,1764	- 0,1112	- 0,1733	- 0,3430
	5	- 0,2329	- 0,1508	- 0,1030	- 0,1192	- 0,1675	- 0,2211
	6	0,0409	0,0505	0,0559	0,0455	- 0,0097	- 0,0619
	7	- 0,1704	- 0,1367	- 0,0882	- 0,0703	- 0,0948	- 0,1772
	8	0,1166	0,1173	0,1672	0,2195	0,1693	0,0283
	9	- 0,1403	- 0,0845	- 0,0096	0,0117	- 0,0763	- 0,1975
	10	- 0,0259	- 0,0726	- 0,0599	0,0436	0,0167	- 0,0730
Média		- 0,1171	- 0,1021	- 0,0522	- 0,0142	- 0,0560	- 0,1666
Convexa ( $X_2-X_2$ )	1	- 0,0417	0,0132	0,0346	0,0648	0,0827	0,0776
	2	- 0,1458	- 0,0826	- 0,1005	- 0,0305	- 0,0080	0,0087
	3	- 0,1132	- 0,1198	- 0,0416	- 0,0583	0,0188	0,0161
	4	- 0,1375	- 0,1574	- 0,1291	- 0,0462	- 0,0132	- 0,0617
	5	- 0,1180	- 0,1338	- 0,0618	- 0,0665	- 0,0387	0,0184
	6	0,1150	0,0792	0,1113	0,0754	0,1258	0,1961
	7	- 0,1452	- 0,0944	- 0,0819	- 0,0603	0,0072	0,0330
	8	0,1530	0,1702	0,1887	0,2889	0,3022	0,3034
	9	- 0,0860	- 0,0314	0,0247	0,0517	0,1383	0,1600
	10	0,0251	0,0346	0,0186	0,1164	0,2014	0,2096
Média		- 0,0494	- 0,0322	- 0,0037	0,0335	0,0817	0,0961

Representação esquemática dos dados estatísticos contidos na Tabela 2:

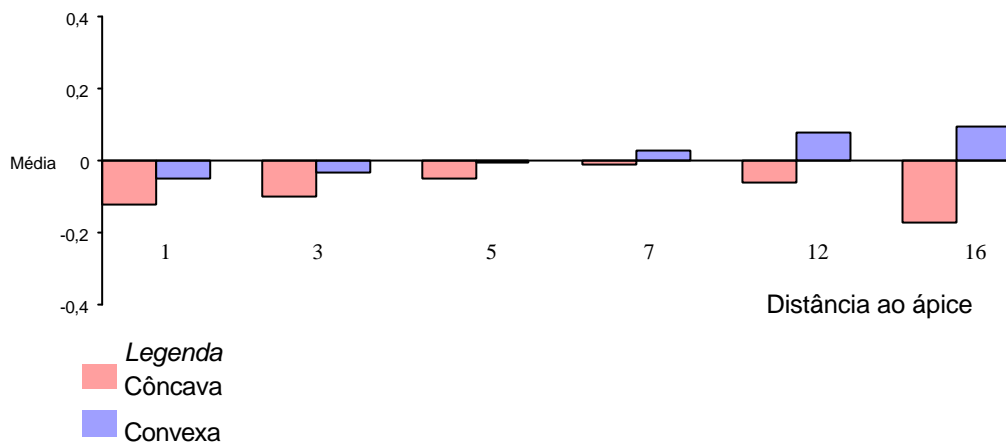


FIGURA 18- Médias de desgaste (em mm) nas paredes côncava e convexa segundo distância ao ápice (em mm) - Grupo II

Tabela 3 - Desgaste (em mm) segundo parede (côncava e convexa) do canal radicular e distância ao ápice (em mm) antes e após a instrumentação

### GRUPO III

Parede	Bloco	distância ao ápice					
		1	3	5	7	12	16
Côncava ( $X_1.X_1$ )	1	- 0,2516	- 0,1849	- 0,0368	- 0,0838	- 0,1426	- 0,2619
	2	0,0449	- 0,0595	0,1332	0,1359	0,0043	- 0,1262
	3	0,1235	- 0,099	- 0,0165	0,1392	0,0583	- 0,1466
	4	- 0,1394	- 0,2607	- 0,018	0,0115	- 0,0313	- 0,2055
	5	0,0107	- 0,2869	0,0040	0,0611	0,0329	- 0,1096
	6	- 0,1723	- 0,4392	- 0,0365	- 0,0450	0,0441	- 0,1782
	7	- 0,1251	- 0,2589	- 0,1180	- 0,0438	- 0,0977	- 0,2079
	8	- 0,0129	- 0,1139	0,0731	0,0806	0,0378	- 0,1247
	9	0,0806	- 0,0978	0,0697	0,0974	0,0277	- 0,1072
	10	- 0,0172	- 0,1745	- 0,0151	0,0523	0,0170	- 0,1333
Média		- 0,0424	- 0,1975	0,0039	0,0405	- 0,0050	- 0,1601
Convexa ( $X_2.X_2$ )	1	- 0,0851	- 0,0843	0,0137	0,0244	0,1870	0,2258
	2	0,0493	0,0877	0,2009	0,2246	0,3185	0,3097
	3	0,1890	0,0899	0,2483	0,3687	0,3064	0,2692
	4	- 0,0518	- 0,0615	0,0290	0,1464	0,1488	0,1521
	5	0,0414	0,0119	0,2245	0,2965	0,1558	0,2603
	6	- 0,0431	- 0,0617	0,0447	0,2747	0,2560	0,1602
	7	- 0,0634	- 0,0749	- 0,0041	0,0673	0,0749	0,1307
	8	0,0665	0,0530	0,1872	0,1936	0,1591	0,2389
	9	0,1074	0,0686	0,1325	0,2288	0,25	0,2939
	10	- 0,0001	- 0,0109	0,0714	0,1666	0,1946	0,2431
Média		0,0210	0,0018	0,1148	0,1992	0,2051	0,2284

Representação esquemática dos dados estatísticos contidos na Tabela 3:

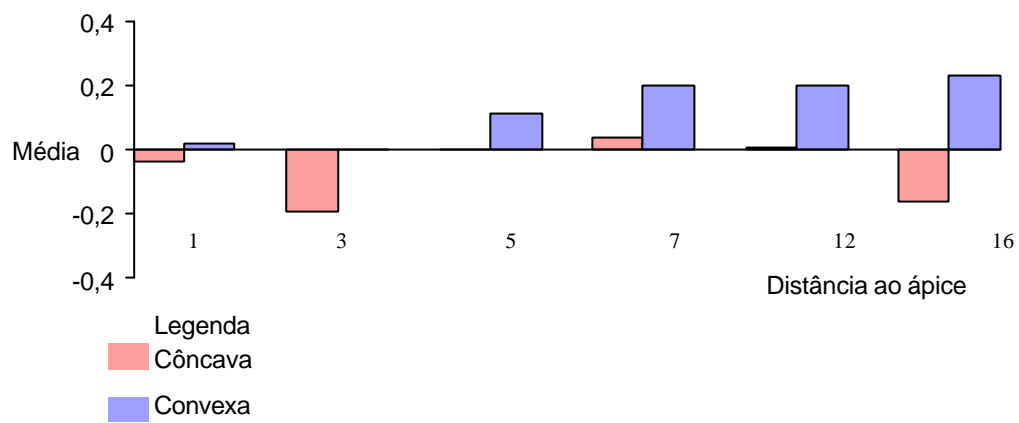


FIGURA 19- Médias de desgaste (em mm) nas paredes côncava e convexa segundo distância ao ápice (em mm) - Grupo III

Tabela 4 - Desgaste (em mm) segundo parede (côncava e convexa) do canal radicular e distância ao ápice (em mm) antes e após a instrumentação

### GRUPO IV

Parede	Bloco	Distância ao ápice					
		1	3	5	7	12	16
Côncava ( $X_1-X_1$ )	1	- 0,0996	- 0,1139	- 0,01	0,0088	- 0,1129	- 0,3565
	2	- 0,3117	- 0,1220	- 0,0284	0,0168	- 0,0851	- 0,3284
	3	- 0,2927	- 0,1341	- 0,0673	- 0,0397	- 0,2572	- 0,4116
	4	- 0,2044	- 0,1938	- 0,1077	- 0,1027	- 0,1776	- 0,4138
	5	- 0,2349	- 0,0424	- 0,0136	- 0,0631	- 0,2088	- 0,5253
	6	- 0,0938	- 0,1277	0,0044	0,0116	- 0,0726	- 0,3402
	7	- 0,3935	- 0,1902	- 0,1252	- 0,0849	- 0,1626	- 0,3957
	8	- 0,3474	- 0,2174	- 0,1051	- 0,0584	- 0,1990	- 0,3818
	9	- 0,2053	- 0,0645	- 0,0434	0,0058	- 0,0872	- 0,2826
	10	- 0,0751	0,0211	- 0,0110	- 0,0163	- 0,0632	- 0,2077
Média		- 0,2258	- 0,1185	- 0,0507	- 0,0322	- 0,1426	- 0,3644
Convexa ( $X_2-X_2$ )	1	0,0062	0,0048	0,1144	0,1782	0,1323	0,1428
	2	- 0,0390	- 0,0358	0,0195	0,1132	0,1053	0,1050
	3	- 0,1063	- 0,0197	0,0200	0,0927	0,1440	0,0628
	4	- 0,1060	- 0,0074	0,0203	0,0928	- 0,0631	- 0,1238
	5	- 0,0423	- 0,0279	0,0460	0,1517	0,1426	0,0052
	6	- 0,0312	0,0004	0,0095	0,2489	0,1285	0,1336
	7	- 0,1170	- 0,0509	0,0386	0,0983	0,0226	0,0565
	8	- 0,1303	- 0,1010	- 0,0243	0,1076	0,0997	0,0320
	9	- 0,0235	- 0,0091	0,0620	0,0908	0,0819	0,0766
	10	0,025	0,0856	0,0695	0,0945	0,1133	0,1210
Média		- 0,0564	- 0,0161	0,0376	0,1269	0,0907	0,0612

Representação esquemática dos dados estatísticos contidos na Tabela 4:

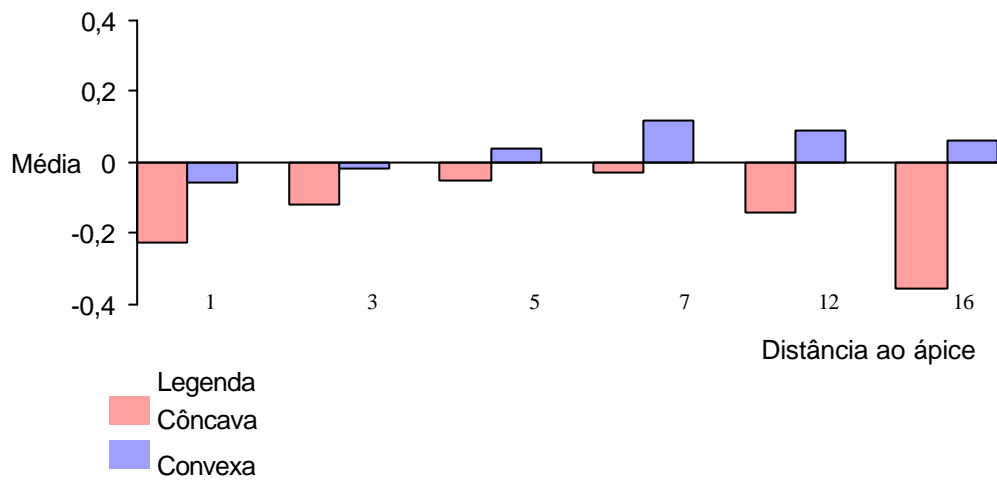


FIGURA 20- Médias de desgaste (em mm) nas paredes côncava e convexa segundo distância ao ápice (em mm) - Grupo IV

## **5.2- Ampliação do canal radicular simulado nos diferentes níveis**

A ampliação do canal radicular artificial após a instrumentação, foi medida e calculada porcentualmente em cada um dos níveis de estudos: 1, 3, 5, 7, 12 e 16 milímetros. Estes dados encontram-se anotados nas tabelas do Anexo II, no capítulo de Anexos, ao final deste trabalho (páginas 212 e 213), aos quais foram aplicados a estatística H (Kruskal-Wallis), resultando nas Tabelas 5 a 16 e na Figura 21 que estão apresentados nas páginas seguintes.

### 5.2.1- No nível de 1 milímetro do ápice

Tabela 5 - Soma de postos (SP) e posto médio (PM) segundo grupo ao nível de 1 mm

Grupo	SP	PM
I	336,00	33,60
II	99,00	9,90
III	144,50	14,45
IV	240,50	24,05

Obteve-se  $H = 24,379$ , significativo ( $p = 0,0001$ ); assim, donde pode-se concluir que os grupos experimentais exerceram efeitos distintos na ampliação do canal radicular simulado. Pode-se observar que o Grupo experimental I apresentou o maior posto médio e o Grupo II, o menor.

Comparando os resultados do Anexo II entre grupos (dois a dois), obteve-se a Tabela 6 (contrastes estatísticos):

Tabela 6 - Contrastes estatísticos entre grupos segundo diferenças entre postos médios (D) ao nível de 1 mm

Contraste	D	Valor Crítico ( $\alpha = 5\%$ )
I – II	23,70 *	14,11
III	19,15 *	
IV	9,55	
II – III	4,55	
IV	14,15 *	
III – IV	9,60	

\*Significativo



Os seguintes grupos apresentaram comportamentos distintos na ampliação do canal radicular simulado após instrumentação: I e II, I e III, II e IV. Frente a análise estatística à nível de 1 milímetro do ápice, conclui-se que os melhores resultados foram obtidos, em ordem decrescente, para os grupos: I>IV>III>II.

### 5.2.2- No nível de 3 milímetros do ápice

Tabela 7 - Soma de postos (SP) e posto médio (PM) segundo grupo ao nível e 3 mm

Grupo	SP	PM
I	259,50	25,95
II	97,00	9,70
III	307,50	30,75
IV	156,00	15,60

Obteve-se  $H = 20,152$ , significativo ( $p = 0,0002$ ); assim, donde pode-se concluir que os grupos experimentais exerceram efeitos distintos na ampliação do canal radicular simulado. Pode-se observar que o Grupo experimental III apresentou o maior posto médio e o Grupo II, o menor.

Comparando os resultados do Anexo II entre grupos (dois a dois), obteve-se a Tabela 8 (contrastes estatísticos):

Tabela 8 - Contrastes estatísticos entre grupos segundo diferenças entre postos médios (D) ao nível de 3 mm

Contraste	D	Valor Crítico ( $\alpha = 5\%$ )
I – II	16,25 *	14,11
III	4,80	
IV	10,35	
II – III	21,05 *	
IV	5,90	
III – IV	15,15 *	

\*Significativo

Os seguintes grupos apresentaram comportamentos distintos na ampliação do canal radicular simulado após instrumentação: I e II, II e III, III e IV. Frente a análise estatística à nível de 3 milímetros do ápice, conclui-se que os melhores resultados foram obtidos, em ordem decrescente, para os grupos: III>I>IV>II.

### 5.2.3- No nível de 5 milímetros do ápice

Tabela 9 - Soma de postos (SP) e posto médio (PM) segundo grupo ao nível de 5 mm

Grupo	SP	PM
I	314,00	31,40
II	97,50	9,75
III	217,00	21,70
IV	191,50	19,15

Obteve-se  $H = 17,388$ , significativo ( $p = 0,0006$ ); assim, donde pode-se concluir que os grupos experimentais exerceram efeitos distintos na ampliação do canal radicular simulado. Pode-se observar que o Grupo experimental I apresentou o maior posto médio e o Grupo II, o menor.

Comparando os resultados do Anexo II entre grupos (dois a dois), obteve-se a Tabela 10 (contrastes estatísticos):

Tabela 10 - Contrastes estatísticos entre grupos segundo diferenças entre postos médios (D) ao nível de 5 mm

Contraste	D	Valor Crítico ( $\alpha = 5\%$ )
I – II	21,65*	14,11
III	9,70	
IV	12,25	
II – III	11,95	
IV	9,40	
III – IV	2,55	

\*Significativo

Apenas os Grupos I e II foram distintos entre si, na ampliação do canal radicular simulado. Frente a análise estatística, à nível de 5 milímetros do ápice, conclui-se que os melhores resultados foram obtidos, em ordem decrescente, para os grupos: I>III>IV>II.

### 5.2.4- No nível de 7 milímetros do ápice

Tabela 11 - Soma de postos (SP) e posto médio (PM) segundo grupo ao nível de 7 mm

Grupo	SP	PM
I	287,50	28,75
II	63,50	6,35
III	227,50	22,75
IV	241,50	24,15

Obteve-se  $H = 20,976$ , significativo ( $p = 0,0001$ ); assim, donde pode-se concluir que os grupos experimentais exerceram efeitos distintos na ampliação do canal radicular simulado. Pode-se observar que o Grupo experimental I apresentou o maior posto médio e o Grupo II, o menor.

Comparando os resultados do Anexo II entre grupos (dois a dois), obteve-se a Tabela 12 (contrastes estatísticos):

Tabela 12 - Contrastes estatísticos entre grupos segundo diferenças entre postos médios (D) ao nível de 7 mm

Contraste	D	Valor Crítico ( $\alpha = 5\%$ )
I – II	22,40*	14,11
III	6,00	
IV	4,60	
II – III	16,40*	
IV	17,80*	
III – IV	1,40	

\*Significativo

Os seguintes grupos apresentaram comportamentos distintos na ampliação do canal radicular simulado após a instrumentação: I e II; II e III; II e IV. Mostrando que o Grupo II foi diferente dos outros. Frente a análise estatística à nível de 7 milímetros do ápice, conclui-se que os melhores resultados foram obtidos, em ordem decrescente, para os grupos: I>IV>III>II.

### 5.2.5- No nível de 12 milímetros do ápice

Tabela 13 - Soma de postos (SP) e posto médio (PM) segundo grupo ao nível de 12 mm

Grupo	SP	PM
I	332,00	33,20
II	96,50	9,65
III	188,00	18,80
IV	203,50	20,35

Obteve-se  $H = 20,629$ , significativo ( $p = 0,0001$ ); assim, donde pode-se concluir que os grupos experimentais exerceram efeitos distintos na ampliação do canal radicular simulado. Pode-se observar que o Grupo experimental I apresentou o maior posto médio e o Grupo II, o menor.

Comparando os resultados do Anexo II entre grupos (dois a dois), obteve-se a Tabela 14 (contrastes estatísticos):

Tabela 14 - Contrastes estatísticos entre grupos segundo diferenças entre postos médios (D) ao nível de 12 mm

Contraste	D	Valor Crítico ( $\alpha = 5\%$ )
I – II	23,55*	14,11
III	14,40*	
IV	12,85	
II – III	9,15	
IV	10,70	
III – IV	1,55	

\*Significativo



O Grupo I exerceu ampliação do canal radicular simulado distinta da ampliação exercida pelos Grupos II e III; sendo que o Grupo I apresentou-se como o grupo de maior posto médio. Frente a análise estatística à nível de 12 milímetros do ápice, conclui-se que os melhores resultados foram obtidos, em ordem decrescente, para os grupos: I>IV>III>II.

### 5.2.6- No nível de 16 milímetros do ápice

Tabela 15 - Soma de postos (SP) e posto médio (PM) segundo grupo ao nível de 16 mm

Grupo	SP	PM
I	311,50	31,15
II	61,50	6,15
III	201,00	20,10
IV	246,00	24,60

Obteve-se  $H = 24,608$ , significativo ( $p = 0,0001$ ); assim, donde pode-se concluir que os grupos experimentais exerceram efeitos distintos na ampliação do canal radicular simulado. Pode-se observar que o Grupo experimental I apresentou o maior posto médio e o Grupo II, o menor.

Comparando os resultados do Anexo II entre grupos (dois a dois), obteve-se a Tabela 16 (contrastes estatísticos):

Tabela 16 - Contrastes estatísticos entre grupos segundo diferenças entre postos médios (D) ao nível de 16 mm

Contraste	D	Valor Crítico ( $\alpha = 5\%$ )
I – II	25,00*	14,11
III	11,05	
IV	6,55	
II – III	13,95	
IV	18,45*	
III – IV	4,50	

\*Significativo

Os seguintes grupos apresentaram comportamentos distintos na ampliação do canal radicular simulado após a instrumentação: I e II, II e IV. Observou-se que o contraste para os Grupos II - III esteve no limite de significância.

Frente a análise estatística à nível de 16 milímetros do ápice, conclui-se que os melhores resultados foram obtidos, em ordem decrescente, para os grupos: I>IV>III>II.

### **5.3- Interpretação gráfica dos achados estatísticos**

Os dados relativos à ampliação do canal radicular artificial medidos nos diversos níveis do estudo (1, 3, 5, 7, 12 e 16 mm) contidos e analisados nas Tabelas 5 a 16, foram, em seguida, apresentados na forma de representação gráfica, o que permite uma visualização mais clara e didática dos achados encontrados (Figura 21).

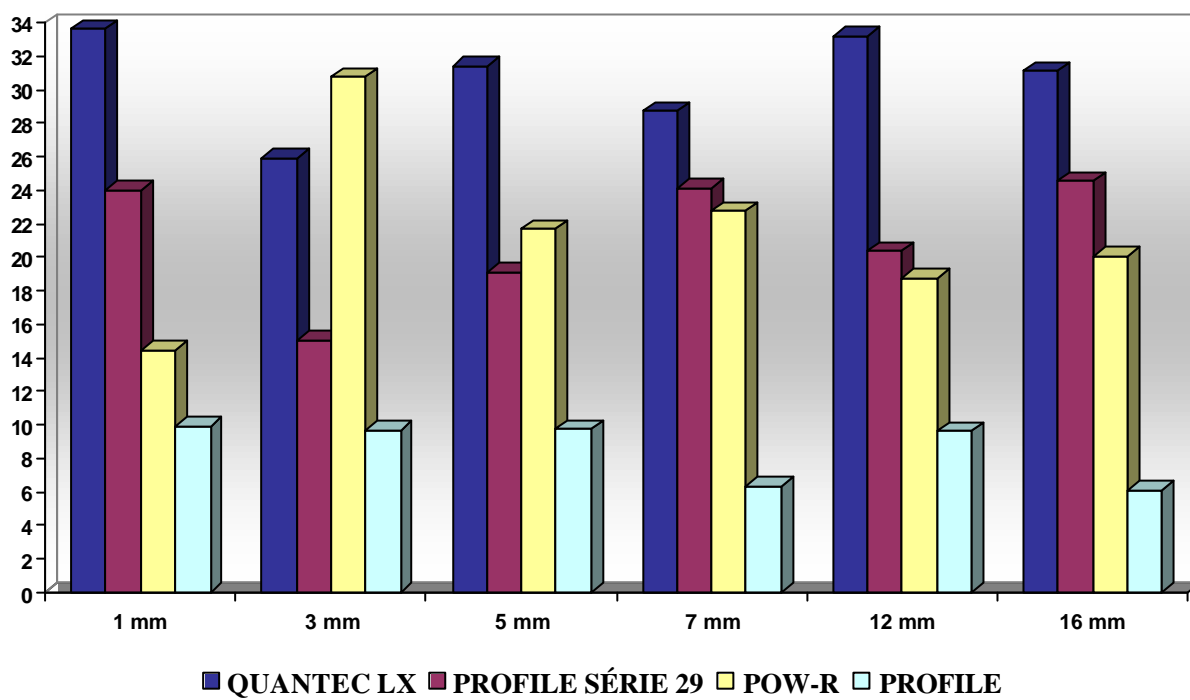


FIGURA 21 - Esquema gráfico representativo de posto médio (PM) da ampliação do canal radicular artificial dos diferentes grupos experimentais nos níveis diversos de avaliação.

**5.4- Interpretação interativa e comparativa entre os resultados obtidos das análises dos desgastes das paredes e da ampliação dos canais radiculares artificiais entre os grupos experimentais nos diferentes níveis de observação (Tabela 17)**

Tabela 17 - Análise comparativa dos resultados

Níveis de observação	Desgaste nas paredes dos canais radiculares simulados (desvios médios dos canais)		Ampliação dos canais radiculares. Comparação entre grupos experimentais
	côncava	convexa	
1 mm.	I: -0,2567 II: -0,1171 III: -0,0424 IV: -0,2258	0,0815 -0,0494 0,0210 -0,0564	<b>I&gt;IV&gt;III&gt;II</b>
3 mm.	I: -0,0005 II: -0,1021 III: -0,1975 IV: -0,1185	0,1605 -0,0322 0,0018 -0,0161	<b>III&gt;I&gt;IV&gt;II</b>
5 mm.	I: 0,1041 II: -0,0522 III: 0,0039 IV: -0,0507	0,2619 -0,0037 0,1148 0,0376	<b>I&gt;III&gt;IV&gt;II</b>
7 mm.	I: 0,1385 II: -0,0142 III: 0,0405 IV: -0,0322	0,3352 0,0335 0,1992 0,1269	<b>I&gt;IV&gt;III&gt;II</b>
12 mm.	I: -0,06020 II: -0,0560 III: -0,0050 IV: -0,1426	0,3106 0,0817 0,2051 0,0907	<b>I&gt;IV&gt;III&gt;II</b>
16 mm.	I: -0,3136 II: -0,1666 III: -0,1601 IV: -0,3644	0,2823 0,0961 0,2284 0,0612	<b>I&gt;IV&gt;III&gt;II</b>

# 6- Discussão

## 6.1- Discussão da metodologia

### 6.1.1- Modelo de estudo: blocos de acrílico “versus” dentes naturais

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

A dureza dentinária da porção coronária é diferente da porção radicular, segundo Hodge & McKay<sup>44</sup> e Wright & Fenske.<sup>96</sup>

Independente da porção dentária, existe diferença de dureza nos dentes portadores de processo de cárie, atrição ou abrasão.<sup>31</sup> A obtenção de dentes extraídos geralmente é feita a partir de bancos de dentes, sendo difícil, através da análise visual, distinguirmos o processo patológico que acometeu um referido dente no momento da sua extração. Por este motivo, de acordo com a Comissão de Ética que regulamenta as pesquisas em Odontologia, “todo dente extraído utilizado em estudos científicos deve

conter um histórico clínico e patológico”. Esse é mais um fator que dificulta, e algumas vezes inviabiliza, a utilização de dentes extraídos em trabalhos de pesquisa.

Outro fator a ser considerado, é a idade dos dentes. Dentes de pacientes senis, geralmente apresentam dureza dentinária maior do que a de pacientes jovens, segundo Wright & Fenske.<sup>96</sup> Estes autores também constataram variabilidade na dureza dentinária, em pacientes de diferentes sexos, sendo que os dentes de pacientes do sexo feminino apresentam maior dureza do que os de sexo masculino.

Utilizou-se neste estudo, como modelo experimental, blocos de resina contendo canais radiculares simulados e curvos, os quais foram dilatados com diferentes instrumentos endodônticos rotatórios de níquel e titânio.

Essa escolha proporcionou uma padronização nos três terços do canal radicular simulado quanto ao comprimento, diâmetro e curvatura dos mesmos no modelo experimental e, conseqüentemente, uma melhor interpretação dos resultados encontrados. O ângulo de curvatura padronizado a partir do flexor e analisado através da digitalização da imagem, obedeceram os padrões propostos por Schneider<sup>74</sup> e Weine.<sup>95</sup>

Estudos feitos por Weine et al. (1975);<sup>95</sup> Himel et al. (1994);<sup>42</sup> Camps & Pertot (1995);<sup>23</sup> Tharuni et al. (1996);<sup>81</sup> Bishop & Dummer (1997);<sup>12</sup> Thompson & Dummer<sup>82,83,84,85,86,87</sup> (1997) e Thompson

& Dummer<sup>88,89,90,91</sup> (1998), corroboram essa nossa escolha. Porém, outros autores, como Lim & Webber<sup>52</sup> (1985) e Coleman & Svec<sup>29</sup> (1997), consideram não haver diferença em se avaliar técnicas de instrumentação em dentes extraídos ou em blocos de resina.

Por outro lado, considera-se que a transparência dos blocos de resina favorece a pesquisa pela análise visual dos corpos de prova através de fotografias,<sup>18</sup> filmagens,<sup>17,81</sup> ou digitalização das imagens e análise computacional;<sup>78</sup> ao passo que, a análise por transparência em dentes naturais extraídos necessita, para análise, que os mesmos sejam diafanizados e o processo de diafanização pode apresentar um número maior ainda de variáveis como, por exemplo, perda de substância calcificada e de estrutura tintorial, o que dificultará, mais ainda, a padronização e confiabilidade dos resultados.

### **6.1.2- Os grupos experimentais: considerações sobre as características dos instrumentos rotatórios utilizados neste estudo**

As quatro técnicas que foram utilizadas neste estudo, contaram com a associação de dois tipos de instrumentos rotatórios. Um



primeiro que realizou o desgaste cervical do canal radicular, seguido por outro que efetuou o desgaste radicular dos terços médio e apical.

A partir do conceito de “preparo escalonado”, obtido dos trabalhos de Clem<sup>27</sup> e Weine,<sup>95</sup> tem-se considerado que este tipo de preparo como sendo aquele que menos leva a insucessos nos tratamentos endodônticos. Assim, optamos pelas técnicas conhecidas como “preparo coroa-ápice sem pressão”.

No Grupo I utilizou-se os instrumentos rotatórios da série Flare e Quantec LX.<sup>1</sup> Os instrumentos da série Flare (vermelho, amarelo e verde) possuem conicidades variáveis (0,08- 0,10 e 0,12 mm respectivamente) e  $D_0$  constante de 0,25 mm. Como consequência natural, promoveram desgastes acentuados nas porções cervicais dos canais radiculares simulados. É importante recordar que o canal radicular simulado utilizado neste estudo, apresentava conicidade inicial de 0,02 mm e que foi confeccionado a partir de um espaçador digital estandardizado manual tamanho A.<sup>2</sup> Essa conicidade representa aproximadamente a mesma dos canais radiculares de dentes humanos, independente do grupo dental. Os instrumentos da série Flare com as citadas conicidades promoveram, assim, um desgaste muito maior na porção cervical do canal simulado. Qualquer movimento em direção ao ápice forçando esse instrumento até o

---

<sup>1</sup> Analytic Endodontics - Glendora, California - USA.

<sup>2</sup> Dentsply/ Maillefer Instruments AS - Ballaigues - Swiss

comprimento de trabalho, comprometerá esse instrumento levando, provavelmente, a deformação e possivelmente a fratura. Por isso seu uso foi restrito ao terço cervical.

O mesmo fato deu-se nos outros três grupos que utilizaram também instrumentos de maior conicidade do que as normas propostas pela ISO. Os instrumentos rotatórios utilizados no Grupo II, Orifice Shapers,<sup>1</sup> apresentam conicidades variáveis de 0,05- 0,06 e 0,07 mm e D<sub>0</sub>, 0,20- 0,30- 0,40 e 0,50 mm. Os instrumentos do Grupo III, Coronal Shapers<sup>2</sup> com conicidades 0,06 e 0,08 mm e D<sub>0</sub> com 0,25- 0,35- 0,45 e 0,60 mm e do Grupo IV, Orifice Shapers<sup>3</sup> com conicidades de 0,05- 0,06 e 0,07 mm e D<sub>0</sub> de 0,20- 0,30- 0,40 e 0,50 mm.

Para a instrumentação dos terços médio e apical, respectivamente para os Grupos I, II, III e IV usamos os instrumentos Quantec,<sup>4</sup> Profile,<sup>1</sup> Pow-R<sup>2</sup> e Profile série 29.<sup>3</sup> A série Quantec LX é derivada do sistema Quantec 2000, que por sua vez foi desenvolvida a partir do sistema NT introduzido na Endodontia por McSpadden em 1993.<sup>56</sup> Esses instrumentos, são usinados a partir de uma haste cilíndrica de níquel e titânio, possuem ponta guia arredondada que mantém-se no eixo central de qualquer canal radicular, curvo ou não.

---

<sup>1</sup> Dentsply/Maillefer Instruments SA - Ballaigues - Swiss.

<sup>2</sup> Moyco Union Broach – York, PA, USA

<sup>3</sup> Dentsply/Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, USA

<sup>4</sup> Analitic Endodontics – Glendora, California - USA

Possuem também superfície radial, diminuindo a área de contato com as paredes do canal artificial, permitindo, assim, o seu uso em velocidades maiores que aquelas atingidas pela instrumentação manual. Essa superfície radial permite também uma maior acomodação do instrumento no interior do canal e, somado a flexibilidade da liga de níquel e titânio, permite que a lima flexione em grandes curvaturas, ajudando também a manter a ponta guia no eixo central do canal radicular.

O desenho dessa lima permite observar que a massa de metal da secção transversal dos instrumentos está concentrada na periferia, diferindo dos instrumentos convencionais, corroborando também para um aumento de flexibilidade, como provaram os trabalhos de Camps & Pertot<sup>24</sup> e Serene.<sup>75</sup> Outra característica desses instrumentos é que apresentam conicidades (0,02- 0,03- 0,04- 0,05 e 0,06 mm) e  $D_0$  (0,15- 0,20 e 0,25 mm). O desenho da secção transversal na lima Quantec LX indica que durante a instrumentação duas áreas radiais ficam em contato com as paredes do canal radicular. Contam ainda, com uma superfície de alívio e ângulo de corte ligeiramente positivo de aproximadamente 30 graus.

No Grupo II, utilizou-se os instrumentos Profile de conicidades 0,04/0,06 que apresentam secção transversal em forma de “U” semelhante às brocas de Gates Glidden. Também usinados a partir de uma haste cilíndrica de níquel e titânio, possuem três pontos de contato com as paredes do canal radicular e ângulo de corte levemente positivo. Essa

configuração permite que o instrumento seja rotacionado em velocidade maior que o instrumento manual, porém menor que as 350 rpm utilizadas no sistema Quantec. Apresentam conicidades 0,04 e 0,06 e  $D_0$  de 0,15 a 0,90 mm. Neste grupo experimental utilizamos, como último instrumento, o de número 30.

Os instrumentos do Grupo III (Pow-R), apesar de serem usinados, apresentam secção transversal triangular, uma vez que provém de uma haste piramidal de base triangular. A usinagem, a partir de uma haste com esta conformação, confere ao instrumento uma superfície radial ínfima. Possuem ponta arredondada em forma de bala, também conhecida como “ponta de Roane”.<sup>66</sup> Apresentam conicidades de 0,02 e de 0,04 mm, e  $D_0$  0,15 a 0,60 mm. Neste grupo experimental, também utilizamos, como último instrumento, o de número 30.

No Grupo IV, utilizamos os instrumentos Profile série 29. Esses instrumentos apresentam a mesma secção transversal do instrumento Profile citado no Grupo II, porém, apresentam, como diferença, o diâmetro da ponta, que apresenta um acréscimo de 29,17% de um instrumento para o subsequente. Neste grupo experimental, o último instrumento dessa série utilizado, foi o número 5 que tem  $D_0$  0,279 mm.

Nos quatro grupos experimentais estudados, utilizamos uma seqüência de técnica que melhor se aproximaria de um preparo coroa-ápice.

Em todos os quatro grupos utilizamos o mesmo número de limas, tanto para o desgaste cervical como para o desgaste dos terços médio e apical. Os últimos instrumentos utilizados nos quatro grupos experimentais foram os de número 30, com exceção do Profile série 29 que tem  $D_0$  (0,279 mm) muito próximo do instrumento número 30.

O número de limas igual, a finalização do preparo com instrumento número 30 e a variação de conicidade, semelhante em todos os grupos experimentais, simularam, de maneira padronizada, um preparo coroa-ápice sem pressão.

### **6.1.3- Análise das imagens digitalizadas antes e após a instrumentação**

Podemos encontrar na literatura endodôntica, diversas propostas de análise comparativa dos resultados de técnicas de instrumentação dos canais radiculares, naturais ou artificiais. Existem os métodos radiográficos, onde é possível avaliar o ângulo de curvatura,<sup>26,74</sup> nível de curvatura,<sup>26</sup> desvio apical,<sup>40,74</sup> deslocamento do centro do instrumento,<sup>40,74</sup> forma das paredes côncava e convexa do canal,<sup>81</sup> dupla exposição,<sup>55,79</sup> injeção de contraste no canal.<sup>81</sup>

Outros métodos de avaliação de técnicas de instrumentação descritos na literatura e amplamente conhecidos e utilizados são: o uso de mufla<sup>16,25</sup> associada com o corte transversal, analisando a área, a forma, o desvio e a centralização do canal. O uso do microscópio óptico;<sup>9</sup> o estudo de imagens fotográficas;<sup>16,38,71,85,87,89</sup> filmagem em vídeo,<sup>25</sup> e a digitalização por scanner<sup>1,42,78,80,85,87,89</sup> são meios bastante utilizados também.

No nosso estudo, optamos pela análise computacional, através da digitalização das imagens da transparência dos blocos de resina e avaliação das mesmas por meio de um programa de editoração de imagens “AutoCAD”, o qual é encontrado com facilidade, facilitando a reprodutibilidade da metodologia. As imagens dos canais radiculares artificiais, padronizadas e digitalizadas, foram analisadas a 1, 3, 5, 7, 12 e 16 mm do ápice.

Muitos dos estudos realizados e acima citados, foram feitos através de programas de análise de imagens, específicos ou de uso não odontológico, desenvolvidos pelas próprias universidades ou por empresas particulares dificultando a sua aquisição e o desenvolvimento de outras pesquisas, seguindo a mesma metodologia.

Optamos assim, por um programa de editoração de imagens AutoCAD, o qual pode ser instalado na maioria dos computadores domésticos, diminuindo o custo de aquisição e facilitando a reprodutibilidade da metodologia utilizada a um custo acessível.

## **6.2- Discussão dos resultados estatísticos**

### **6.2.1- Ampliação do canal radicular simulado**

A análise dos resultados obtidos se deu através do teste estatístico de Kruskal-Wallis. Esta análise estatística é a que melhor se enquadra neste experimento, devido ao número de blocos testados e ao tipo de desgastes produzidos nas paredes côncavas e convexas dos canais curvos simulados, nos níveis de 1, 3, 5, 7, 12 e 16 milímetros da porção mais apical.

A somatória destas variáveis, permitiu avaliar, de forma específica, a deformação que cada canal radicular simulado e curvo sofreu em toda a sua extensão. O desgaste, segundo a parede, está descrito nas Tabelas 1, 2, 3 e 4 (páginas 123, 125, 127 e 129) e a média destes desgastes, tanto nas paredes côncavas e convexas segundo a distância ao ápice, está apresentado nas Figuras 17, 18, 19 e 20 localizadas entre as páginas 124, 126, 128 e 130).

A avaliação das médias permite uma sugestão inicial para nos remeter a ampliação do canal radicular. Os resultados destas médias de desgaste (que representam a ampliação do canal radicular) foram submetidos a estatística de Kruskal-Wallis, resultando na Tabela 5, apresentada na página 132, na qual pode-se observar a soma de postos e o

posto médio de desgaste em cada um dos níveis ou seja 1, 3, 5, 7, 12 e 16 milímetros.

No nível 1 milímetro, o Grupo I (Quantec LX) apresentou um posto médio (PM) de 33,60 seguido do Grupo IV (Profile série 29) com PM 24,05 e os Grupos III (Pow-R) e II (Profile Maillefer) com PM 14,45 e 9,90 milímetros, respectivamente. A partir destes dados obteve-se  $H=24,379$  com significância  $P=0,0001$ .

A comparação entre estes grupos dois a dois, mostra os contrastes estatísticos entre os mesmos, segundo as diferenças entre postos médios, 1 milímetro aquém do ápice (Tabela 6- página 132). Comparando-se o Grupo I com o Grupo II, obtivemos  $D=23,70$ , a maior diferença significativa entre os grupos experimentais. Respectivamente essa diferença se deu de maior para menor entre os Grupos I e III com  $D=19,15$  e II e IV  $D=14,15$ , consideradas diferenças significativas. Entre os Grupos III e IV, I e IV e II e III a diferença não foi significativa. Verifica-se assim, que a 1 milímetro do ápice, a ampliação do canal foi mais efetiva no Grupo I (Quantec LX), seguida dos Grupo IV (Profile série 29), III (Pow-R) e II (Profile Maillefer), respectivamente, tendo significância estatística entre os Grupos I e II, I e III e II e IV (Tabelas 5 e 6).

A três milímetros aquém do ápice do canal simulado, o grupo que promoveu a maior ampliação do canal simulado, foi o Grupo III com ampliação sem diferença estatística significativa com Grupo I (tabela



7- página 133). Novamente, o grupo menos efetivo foi o Grupo II antecedido do Grupo IV, também sem diferenças significativas. Assim os Grupos III e I em relação aos Grupos IV e II foram mais efetivos, nesta ordem, na ampliação do canal radicular (Tabelas 7 e 8- página 134).

Ao nível de cinco milímetros aquém do ápice do canal artificial, novamente os grupos mais efetivos foram os I e III (Tabela 9- página 135), assim como ao nível de três milímetros, porém, a diferença significativa ocorreu somente entre os Grupos I e II (tabela 10- página 136).

Observando as tabelas 11 e 12 à página 137, no nível 7 milímetros do ápice do canal artificial, podemos notar que o único grupo com diferença significativa para a pouca ampliação foi o Grupo II, dado verificado também nos níveis 12 e 16 milímetros (Tabelas 13, 14, 15 e 16). De 7 a 16 milímetros do ápice do canal artificial, ou seja atuando na porção reta do canal radicular simulado, os instrumentos Flare/Quantec LX, Orifice Shapers/Profile série 29 e Coronal Shapers/Pow-R mostraram a mesma eficiência na ampliação do canal radicular, sem diferenças estatísticas significativas entre si.

Quando se trata de verificar a ampliação do canal radicular deve-se ter como fator preponderante que esta ampliação não é necessariamente benéfica para o tratamento. É certo que no preparo biomecânico a ampliação é fator necessário. Porém a mesma deve seguir a

anatomia original do canal radicular e, principalmente, deve seguir o longo eixo.

Para se verificar se a ampliação do canal simulado curvo manteve-se na trajetória do canal, é desejável que tanto a parede côncava quanto a convexa tenham sofrido a mesma variação. O desgaste mais efetivo em somente uma dessas paredes representa um desvio da anatomia original.

Assim, para verificar se essa ampliação se deu de maneira efetiva e principalmente respeitando a anatomia dental, sem causar desvios, devemos analisar as Figuras 17 a 20, entre páginas 124, 126, 128 e 130.

### **6.2.2- Desgastes das paredes do canal radicular simulado**

Pudemos observar que, ao nível de 1 mm, os Grupos I , IV e II, apresentaram desgastes semelhantes das paredes côncavas, ao passo que, no Grupo III, praticamente não houve desgaste nas paredes côncava e convexa dos canais simulados.

Ao nível de 3 mm, os Grupos II, III e IV, apresentaram desgastes semelhantes das paredes côncavas, ao passo que, o Grupo I atuou apenas na parede convexa.

É importante também ressaltar que aos níveis de 1 e 3 milímetros a curvatura é mais acentuada e a pressão que o instrumento exerce na parede côncava é maior do que a exercida na parede convexa e, apesar deles serem fabricados em níquel e titânio tem, também, a tendência de retificar o canal radicular.

Por outro lado, ao nível de 5 mm, os Grupos III e IV, apresentaram discreta atuação junto as paredes côncavas e convexas indicando que os instrumentos se mantiveram centrados no longo eixo dos canais curvos simulados, ao passo que, o Grupo I atuou apenas na parede convexa, semelhante ao observado ao nível de 3 mm. Entretanto, o Grupo II praticamente não atuou nas paredes neste nível da curvatura do canal simulado.

No início da porção reta do canal curvo, a 7 mm, pudemos observar que o Grupo I atuou de forma mais efetiva na parede convexa, ao passo que, os Grupos III e IV atuaram de forma semelhante e ligeiramente inferior ao Grupo I. O Grupo II, por sua vez, praticamente não atuou neste nível do canal simulado.

A 12 mm do ápice do canal simulado, o Grupo I apresentou uma maior atuação, principalmente na parede convexa, seguido dos Grupos IV e II. O Grupo III que atuou discretamente na parede côncava e mais intensamente na parede convexa. Neste nível do canal simulado, a atuação dos instrumentos rotatórios sobre as paredes dos canais deu-se

principalmente pela ação de preparo cervical: Flare/Quantec LX (Grupo I), Orifice Shapers/Profile- Profile série 29 (Grupo II e IV) e Coronal Shapers/Pow-R (Grupo III).

Finalmente, ao nível de 16 mm, verificamos uma maior atuação dos instrumentos de preparo cervical no Grupo I (Flare/Quantec LX), seguido dos Grupos II (Orifice Shapers/Profile), III (Coronal Shapers/Pow-R) e IV Orifice Shapers/Profile série 29.

### **6.3- Considerações finais**

Os poucos estudos encontrados na literatura relativos ao emprego dos instrumentos rotatórios no preparo de canais curvos (naturais ou simulados), dificulta uma comparação mais profunda entre os diferentes estudos.

A metodologia de avaliação utilizada por nós, digitalização de imagens, por uma nova técnica, precisa e confiável, também dificulta algumas comparações com outros estudos.

Os resultados encontrados no nosso estudo, são bastante semelhantes aos poucos trabalhos encontrados observados na literatura.

As deformações produzidas nas paredes de canais simulados pelo sistema Profile série 29 observada por Thompson &

Dummer<sup>84,85</sup> são coincidentes com as encontradas no nosso estudo. Acidentes, como: “zips” apicais, perfurações e desgaste excessivo das paredes internas do canal simulado (parede côncava) referentes a zona de perigo, também não foram observadas no nosso estudo, bem como a conicidade do preparo, considerada satisfatória.

A eficácia dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio do sistema Profile 0,04/0,06 estudada por Bryant et al<sup>20</sup> resultando em formações de “zip” (24%), pequenos desvios (menores do que 0,1mm) e formação de degraus (3%), não foram encontradas no nosso estudo. Entretanto, outro estudo dos mesmos autores,<sup>19</sup> também utilizando o sistema Profile 0,04/0,06, os autores puderam encontrar uma maior atuação daqueles instrumentos na parede côncava dos canais simulados, semelhante aos nossos achados.

Poderia-se no entanto, se argüir porque as ampliações dos sistemas Profile e Profile série 29 não foram semelhantes. A explicação para tal fato é que, variando-se a conicidade e mantendo-se o aumento de  $D_0$  constante, os instrumentos rotatórios tendem a atingir com mais facilidade e rapidez, a porção apical. Esta observação é coincidente com as observações citadas por Lopes et al.<sup>53</sup>

Os discretos desvios constatados nos estudos com dentes naturais de Castro e Bramante<sup>26</sup> que utilizaram o sistema Quantec série 2000, corroboram com os nossos achados.

O mesmo não pode ser dito dos estudos feitos por Thompson & Dommer<sup>89</sup> que, utilizando o sistema Quantec série 2000 em canais simulados em blocos de resina, encontraram 53% dos canais preparados com deformações do tipo “zip” e um pequeno número de perfurações e degraus.

Nenhum estudo foi encontrado na literatura relativo a atuação dos instrumentos rotatórios do sistema Pow-R junto as paredes dos canais radiculares naturais ou artificiais, bem como, do preparo cervical com os instrumentos Flare, Orifice Shapers e Coronal Shapers.

## 7- Conclusão

O emprego da editoração de imagem, utilizada neste trabalho, permitiu verificar que somente a ampliação, tomada como referência, não é fator de otimização, mas evidenciou que, as deformações produzidas nas paredes dos canais radiculares simulados, foi benéfica ou não, mostrando que esta nova metodologia utilizada é válida e confiável na avaliação de técnicas de instrumentação dos canais radiculares. A editoração de imagem, permite uma correlação matemática através da estatística que quantifica e qualifica um fenômeno físico, o preparo biomecânico dos canais radiculares.

Após analisarmos os resultados estatísticos referentes as quatro técnicas utilizadas neste estudo, concluímos que a ampliação do canal radicular está diretamente ligada às deformações nas paredes côncavas e convexas.

A análise global comparativa entre a ampliação dos canais radiculares simulados e os desgastes produzidos nas paredes côncavas e convexas nos diferentes níveis dos mesmos (observação da Tabela 17, localizada na página 145), permite tirar informações muito importantes relativas à ação dos diferentes instrumentos e técnicas utilizadas neste estudo, nos diversos níveis estudados

- o Grupo experimental I, seguido dos Grupos IV, III e II, mostraram-se, nesta ordem decrescente, ser os que promoveram as maiores ampliações dos canais radiculares, nos níveis 1, 7, 12 e 16 mm; entretanto, como consequência da sua maior atuação nas paredes dos canais artificiais, o Grupo I, seguido do Grupos IV e II, produziram as maiores deformações (desvios negativos) ao nível de 1 mm do ápice;

- à nível de 3 mm do ápice, os Grupos III e I (sem diferença estatística significativa), foram os que mais ampliaram e também os que mais deformaram (desvio negativo) os canais simulados, seguido dos Grupos IV e II;

- as deformações (desvios negativos) dos canais simulados não foram detectados de forma significativa ao nível de 5, 7 e 12 mm;

- ao nível de 16 mm, os Grupos I, IV, III e II, produziram as maiores ampliações dos canais artificiais; as maiores deformações (desvios negativos), foram observadas nos Grupos IV, I, II e III, nesta ordem decrescente;

- nenhum dos grupos experimentais estudados foi efetivo no completo preparo e alargamento dos canais radiculares curvos simulados.

A ilustração fotográfica que se segue (ilustração fotográfica 5), é formada por 4 imagens representativas de cada um dos grupos



experimentais, e vem ajudar o entendimento das conclusões deste estudo apresentadas em seguida na Figura esquemática 1.

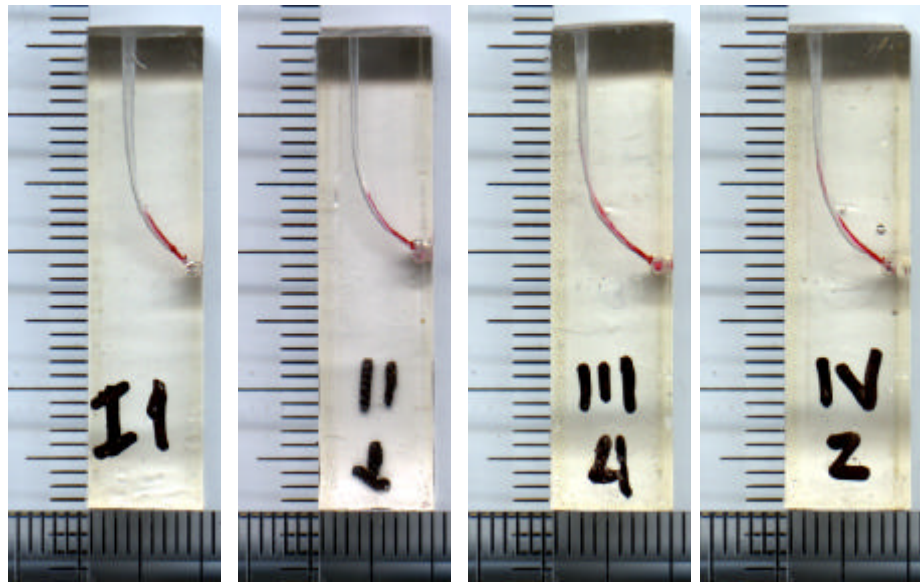


Ilustração fotográfica 5: imagens representativas de cada um dos grupos experimentais

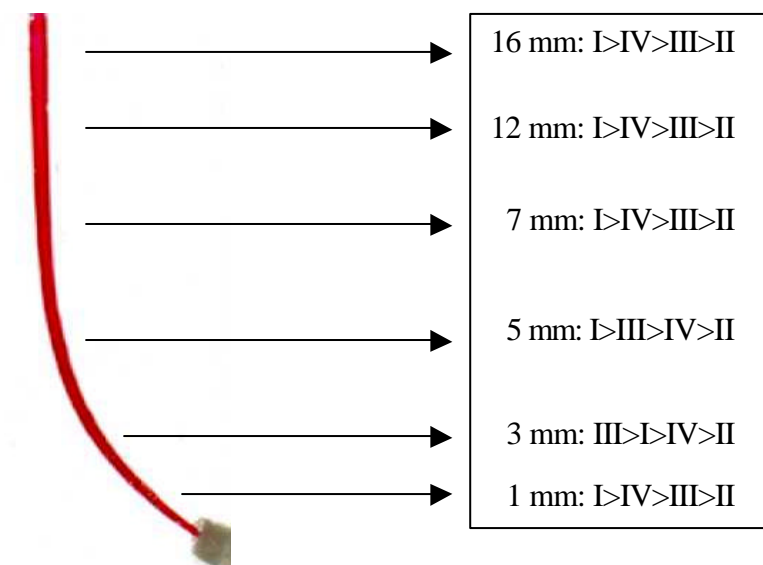


Figura esquemática 1: representativa dos resultados obtidos em cada um dos níveis de estudo

As conclusões deste estudo, estão fundamentadas nos dados contidos na análise visual das ilustrações fotográficas de números 1 a 4, nas Tabelas de números 5 a 17 e nas Figuras de números 17 a 21.

Finalmente, os achados estatísticos e os resultados obtidos estão sintetizados no Quadro 3 abaixo:

Quadro 3 - Resumo dos resultados encontrados

<b>Nível (mm)</b>	<b>Ampliação do canal Segundo posto médio</b>	<b>Atuação nas paredes do canal</b>
16	I>IV>III>II	I: maior atuação nas paredes côncavas e convexas. II, III e IV: idem
12	I>IV>III>II	I: maior atuação nas paredes convexas IV e II: atuou discretamente nas paredes côncavas e convexas. III: atuou discretamente na parede côncava e mais intensamente na parede convexa.
7	I>IV>III>II	I: mais efetivo na parede convexa. III e IV: foram semelhantes, atuando mais na parede convexa. II: praticamente não atuou nas paredes.
5	I>III>IV>II	III e IV: pouca atuação nas paredes côncavas e convexa. I: atuou apenas na parede convexa. II: discreta atuação na parede convexa
3	III>I>IV>II	II, III e IV, atuação semelhante na parede côncava. I: atuou apenas na parede convexa.
1	I>IV>III>II	I, IV e II: atuaram na parede côncava. III: pouca atuação nas paredes.

## 8- Referências bibliográficas\*

- 1- ABOU-RASS, M., ELLIS, M. A comparison of three methods of hand and automated instrumentation using the CFS and M4 for preparations of curved and narrow simulated root canals. *Braz. Endod. J.*, v. 1, n. 1, p. 25-33, 1996.
- 2- ABOU-RASS, M., FRANK, A.L., GLICK, D.H. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v. 101, p. 792-794, Nov. 1980.
- 3- ALODEH, M.H.A., DOLLER, R., DUMMER, P.M.H. Shaping of simulated root canals in resin blocks using the step-back technique with K-files manipulated in a simple in/out motion. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 22, p. 107-117, 1989.
- 4- AL-OMARI, M.A.O., DUMMER, P.M.H., NEWCOMBE, R.G. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 25, p. 57-66, 1992.

---

\* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 6023*: referências

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

Histomorphometric comparison of canals prepared by four techniques. *J. Endod.*, Baltimore, v. 18, n. 11, p. 530-534, Nov. 1992.

- 10- BEESON, T.J., HARTWELL, G.R., THORNTON, J.D., GUNSOLLEY, J.C. Comparison of debris extruded apically in straight canals: conventional filing versus Profile .04 taper series 29. *J. Endod.*, Baltimore, v. 24, n. 1, p. 18-22, Jan. 1998.
- 11- BERTRAND, M.F., PIZZARDINI, P., MULLER, M., MÉDIONI, E., ROCCA, J.P. The removal of the smear layer using the Quantec system. A study using the scanning electron microscope. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 32, p. 217-224, 1999.
- 12- BISHOP, K., DUMMER, P.M.H. A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 30, p. 25-34, 1997.
- 13- BLUM, J.Y., MACHTOU, P., MICALLEF, J.P. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces

developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 32, p. 108-114, 1999.

14- BLUM, J.Y., COHEN, A., MACHTOU, P., MICALLEF, J.P. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 32, n. 1, p. 24-31, 1999.

15- BONETTI FILHO, I., TANOMARU FILHO, M. Avaliação do sistema Quantec e limas manuais de níquel-titânio na instrumentação de canais radiculares em bloco de resina transparente. *Odontol. Clín.*, São Paulo, v. 9, n. 1, p. 11-14, jan./jun. 1999.

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

17- BRISEÑO, B.M., SONNABEND, E. The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an *in vitro* study. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 24, n. 1, p. 15-23, 1991.

18- BRISEÑO, B.M., KREMES, L., HAMM, G., NITSCH, C. Comparison by means of computer-supported device of the enlarging

characteristics of two different instruments. *J. Endod.*, Baltimore, v. 19, n. 6, p. 281-287, June 1993.

- 19- BRYANT, S.T., DUMMER, P.M.H., PITONI, C., BOURBA, M., MOGHAL, S. Shaping ability of .04 and .06 taper Profile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 32, p. 155-164, 1999.
- 20- BRYANT, S.T., THOMPSON, S.A., AL-OMARI, M.A.O., DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 1. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 31, p. 275-281, 1998.
- 21- BRYANT, S.T., THOMPSON, S.A., AL-OMARI, M.A.O., DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 2. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 31, p. 282-289, 1998.
- 22- CAMPBELL, D., FRIEDMAN, S., NGUYEN, H.Q., KAUFMAN, A., KEILA, S. Apical extent of rotary instrumentation with an apex

locating handpiece in vitro. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, St. Louis, v. 85, n.3, p. 319-324, Mar. 1998.

23- CAMPS, J.J., PERTOT, W.J. Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in linear motion. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 28, p. 279-284, 1995.

24- CAMPS, J.J., PERTOT, W.J. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 28, p. 239-243, 1995.

25- CARVALHO, L.A.P. *Análise comparativa da extensão e da direção do transporte do centro axial do canal radicular após a instrumentação com limas de níquel e titânio e de aço inoxidável.* Araraquara, 1997. 157 p. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, UNESP, 1997.

26- CASTRO, E.T., BRAMANTE, C.M., Manutenção do trajeto original após instrumentação de canais curvos usando o sistema



Quantec 2000. *Rev. Fac. Odontol. Bauru*, Bauru, v. 4, n. 3/4, p. 89, 1997.

27- CLEM, W.H. Endodontics: the adolescent patient. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v. 13, n. 2, p. 483-493, Apr. 1969.

28- COHEN, S., BURNS, R.C. *Pathways of the pulp*. 6. ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1994.

29- COLEMAN, C.L., SVEC, T.A. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J. Endod.*, Baltimore, v. 23, n.4, p. 232-235, Apr. 1997.

30- COLEMAN, C.L., SVEC, T.A., RIEGER, M.R., SUCHINA, J.A., WANG, M.M., GLICKMAN, G.N. Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of digital imaging. *J. Endod.*, Baltimore, v. 22, n. 11, p. 603-607, Nov. 1996.

31- CRAIG, R.G., GEHRING, P.E., PEYTON, F.A. Relation of structure to the microhardness of human dentin. *J. Dent. Res.*, Alexandria, v. 38, n. 3, p. 624-630, May/June 1959.

- 32- DAVIES, D.B., CORCORAN, J.F., CRAIG, R.G. Evaluation of mechanical properties of machined versus twisted endodontic instruments. *J. Endod.*, Baltimore, v. 17, n. 4, p. 191, Apr. 1991.(Abstract 12).
- 33- DIETZ, D.B., DI FIORE, P.M., BAHCALL, J.K., LAUTENSCHLAGER, E.P. Effect of rotational speed on breakage of nickel-titanium rotary files. *J. Endod.*, Baltimore, v. 26, n. 2, p. 68-71, Feb. 2000.
- 34- ELDEEB, M.E., BORAAS, J.C. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 18, p.1-7, 1985.
- 35- ESPOSITO, P.T., CUNNINGHAM, C.J. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J. Endod.*, Baltimore, v. 21, n. 4, p. 173-176, Apr. 1995.
- 36- FABRA CAMPOS, H., MONTERDE ROVIRA, S., CHORDÁ MARTÍNEZ, V. Técnica escalonada manual versus un nuevo sistema mecánico (Profile .04) en la preparación de conductos

radiculares. *Endodoncia*, Madri, v. 16, n. 1, p. 21-27, ene./mar. 1998.

37- FAVA, L.R.G. The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. *J. Endod.*, Baltimore, v. 9, n. 2, p. 76-80, Feb. 1983.

38- GLOSSON, C.R., HALLER, R.H., DOVE, S.B., del RIO, C.E., A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J. Endod.*, Baltimore, v. 21, n. 3, p. 146-151, Mar. 1995.

39- GOERIG, A.C., MICHELIN, R.J., SCHULTZ, H.H. Instrumentation of root canals in molars using the step-down technique. *J. Endod.*, Baltimore, v. 8, n. 12, p. 550-554, Dec. 1982.

40- HECK, A.R. *Avaliação radiográfica da deformação apical com uso de instrumentos manuais de aço inoxidável e de liga níquel e titânio e rotatórios de liga níquel-titânio*. Bauru, 1997. 131 p.

Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, USP, 1997.

- 41- HILT, B.R., CUNNINGHAM, C.J., SHEN, C., RICHARDS, N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J. Endod.*, Baltimore, v. 26, n. 2, p. 76-80, Feb. 2000.
- 42- HIMEL, V.T., MOORE, R.E., HICKS, V.E. The effects which three endodontic files have on canal shape. *J. Endod.*, Baltimore, v. 20, p. 204, 1994. (Abstract 65).
- 43- HINRICHS, R.E., WALKER III, W.A., SCHINDLER, W.G. A comparison of amounts of apically extruded debris using handpiece-driven nickel-titanium instruments systems. *J. Endod.*, Baltimore, v. 24, n. 2, p. 102-106, Feb. 1998.
- 44- HODGE, H.C., McKAY, H. The microhardness of teeth. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v. 20, p. 227-233, Feb. 1933.
- 45- INGLE, J.I. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, St. Louis, v. 14, n. 1, p. 83-91, Jan. 1961.

- 46- KHERLAKIAN, D., FERREIRA, M.O.F., ZUOLO, M.L. Quantec 2000: uma nova técnica para instrumentação de canais. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, São Paulo, v. 51, n. 4, p. 333-337, jul./ago. 1997.
- 47- KOBAYASHI, C., YOSHIOKA, T., SUDA, H. A new engine driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J. Endod.*, Baltimore, v. 23, n. 12, p. 751-754, Dec. 1997.
- 48- KORZEN, B.H. Quantec series 2000 graduating tapers technique for endodontic canal preparation. *Oral Health*, Ontario, v. 1, n. 1, p. 15-19, Dec. 1996.
- 49- KUHN, W.G., CARNES Jr., D.L., CLEMENT, D.J., WALKER III, W.A. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *J. Endod.*, Baltimore, v. 23, n. 12, p. 735-738, Dec. 1997.
- 50- LAURICHESSE, J. M. Evolution des instruments canaux mécanisés: Nickel Titane, rotation continue et conicité variable. *Rev. Fr. Endod.*, Paris, v. 15, n. 2, p. 41-54, juin 1996.

- 51- LEONARDO, M.R., LEAL, J.M. *Endodontia: tratamento de canais radiculares*. 3. ed. São Paulo: Panamericana, 1998. 465p.
- 52- LIM, K.C., WEBBER, J. The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 18, p. 240-246, 1985.
- 53- LOPES, H.P., ELIAS, C.N., ESTRELA, C., FONTES, P.P., TUCHMAN, D. Emprego de limas acionadas a motor no preparo de canais radiculares. *Rev. Bras. Odontol.*, Rio de Janeiro, v. 54, n. 1, p. 20-24, 1997.
- 54- LOPES, H.P., ELIAS, C.N., ESTRELA, C., SIQUEIRA JR., J.F., FONTES, P.P. Influência de limas endodônticas de NiTi e de aço inoxidável, manuais e acionadas a motor no deslocamento apical. *Rev. Bras. Odontol.*, Rio de Janeiro, v. 54, n. 2, p. 67-70, 1997.
- 55- LUITEN, D.J., MORGAN, L.A., BAUMGARTNER, J.C., MARSHALL, J.G. A comparison of four instrumentation

- techniques on apical canal transportation. *J. Endod.*, Baltimore, v. 21, n. 1, p. 26-32, Jan. 1995.
- 56- MCSPADDEN, J.T. Une nouvelle approche pour la préparation et l'obturation canalaire: les instruments mécanisés en nickel-titane et la gutta-percha multiphases. *Rev. Fr. Endod.*, Paris, v. 12, n. 1, p. 9-19, 1993.
- 57- MCSPADDEN, J.T. Advanced geometries in endodontic micro files: the rationale. *NT Company*, 1996.
- 58- MANDEL, E., ADIB-YAZDI, M., BENHAMOU, L.M., LACHKAR, T., MEGOUEZ, C., SOBEL, M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 32, p. 436-443, 1999.
- 59- MARTIN, H.A. Telescopic technique for endodontics. *J. Dist. Columbia Dent. Soc.*, Washington DC, v. 49, n. 2, p. 12-14, 1974.
- 60- MILLER, R.G. *Simultaneous statistical inference*. New York: McGraw-Hill, 1966. 272 p.

- 61- MORAES, S.H., ARAGÃO, E.M., HECK, A.R. Preparo dos canais radiculares com o sistema Quantec. *JBC- Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia*, Curitiba, v. 3, n. 15, p. 71-73, 1999.
- 62- MORGAN, L.F., MONTGOMERY, S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J. Endod.*, Baltimore, v. 10, n. 10, p. 491-498, Oct. 1984.
- 63- MULLANEY, T.P. Instrumentation of finely curved canals. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v. 23, n. 4, p. 575-592, Oct. 1979.
- 64- POULSEN, W. B., DOVE, S.B., del RIO, C.E. Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J. Endod.*, Baltimore, v. 21, n. 12, p. 609-612, Dec. 1995.
- 65- REDDY, S.A., HICKS, M.L. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J. Endod.*, Baltimore, v. 24, n. 3, p. 180-183, Mar. 1998.



- 66- ROANE, J.B., SABALA, C.L., DUNCANSON, M.G. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, Baltimore, v. 11, n. 5, p. 203-211, May 1985.
- 67- ROIG CAYÓN, M., PUMAROLA SUÑÉ, J., BASILIO MONNÉ, J. Preparación biomecánica en endodoncia con nuevas técnicas de instrumentación mecánico-rotacionales. *Endodoncia*, Madri, v. 13, n. 2, p. 55-67, abr./jun. 1995.
- 68- SATTAPAN, B., PALAMARA, J.E.A., MESSER, H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J. Endod.*, Baltimore, v. 26, n. 3, p. 156-160, Mar. 2000.
- 69- SATTAPAN, B., NERVO, G.J., PALAMARA, J.E.A., MESSER, H.H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J. Endod.*, Baltimore, v. 26, n. 3, p. 161-165, Mar. 2000.
- 70- SAUNDERS, W.P., SAUNDERS, E.M. Effect of noncutting tipped instruments on the quality of root canal preparation using a modified double-flared technique. *J. Endod.*, Baltimore, v. 18, n. 1, p. 32-36, Jan. 1992.

- 71- SCHÄFER, E. Effects of four instrumentation techniques on curved canals: a comparison study. *J. Endod.*, Baltimore, v. 22, n. 12, p. 685-689, Dec. 1996.
- 72- SCHÄFER, E., TEPEL, J., HOPPE, W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, Baltimore, v. 21, n. 10, p. 493-497, Oct. 1995.
- 73- SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v. 18, n. 2, p. 269-296, Apr. 1974.
- 74- SCHNEIDER, S.W. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, St. Louis, v. 32, n. 2, p. 271-275, Aug. 1971.
- 75- SERENE, T.P., ADAMS, J.D., SAXENA, A. *Nickel-titanium instruments – applications in endodontics*. St. Louis: Ishiyaku Euroamericana, 1995. 112 p.

- 76- STEWART, G.G., KAPSIMALAS, P., RAPPAPORT, H.            EDTA  
and urea peroxide for root-canal preparation. *J. Am. Dent. Assoc.*,  
Chicago, v. 78, p. 335-338, Feb. 1969.
- 77- SVEC, T.A., WANG, M.M.    The effect of instrument precurving on  
transportation in simulated curved canals. *J. Endod.*, Baltimore, v.  
24, n. 2, p. 122-124, Feb. 1998.
- 78- SVEC, T.A., WANG, M.M.    Precurving of nickel-titanium files affects  
transportation in simulated canals. *J. Endod.*, Baltimore, v. 24, n. 1,  
p. 23-25, Jan. 1998.
- 79- SWINDLE, R.B., NEAVERTH, E.J., PANTERA Jr., E.A., RINGLE,  
R.D.        Effect of coronal-radicular flaring on apical  
transportation. *J. Endod.*, Baltimore, v. 17, n. 4, p. 147-149, Apr.  
1991.
- 80- TEPEL, J., SCHÄFER, E., HOPPE, W.        Root canal instruments for  
manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved  
canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 28, p. 68-76, 1995.

81- THARUNI, S.L., PARAMESWARAN, A., SUKUMARAN, V.G.

A comparison of canal preparation using the K-file and lightspeed in resin blocks. *J. Endod.*, Baltimore, v. 22, n. 9, p. 474-476, Sept. 1996.

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

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

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

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

- 86- THOMPSON, S.A., DUMMER, P.M.H. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 30, p. 262-269, 1997.
- 87- THOMPSON, S.A., DUMMER, P.M.H. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 30, p. 270-278, 1997.
- 88- THOMPSON, S.A., DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 31, p. 259-267, 1998.
- 89- THOMPSON, S.A., DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *Int. Endod. J.*, Baltimore, v. 31, p. 268-274, 1998.
- 90- THOMPSON, S.A., DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Mity Roto 360° and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *J. Endod.*, Baltimore, v. 24, n. 2, p. 128-134, Feb. 1998.

- 91- THOMPSON, S.A., DUMMER, P.M.H. Shaping ability of Mity Roto 360° and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *J. Endod.*, Baltimore, v. 24, n. 2, p. 135-142, Feb. 1998.
- 92- TUCKER, D.M., WENCKUS, C.S., BENTKOVER, S.K. Canal wall planning by engine-driven nickel-titanium instruments, compared with stainless-steel hand instrumentation. *J. Endod.*, Baltimore, v. 23, n. 3, p. 170-173, Mar. 1997.
- 93- VELLA, A. *A fase mecânica da cirurgia endodôntica*. Porto Alegre, 1955. 54p. Tese (Doutorado em Endodontia) Escola de Odontologia de Porto Alegre, 1955.
- 94- WALIA, H., BRANTLEY, W.A., GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J. Endod.*, Baltimore, v. 14, n. 7, p. 346-351, July 1988.
- 95- WEINE, F.S., KELLY, R.F., LIO, P.J. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J. Endod.*, Baltimore, v. 1, p. 255-262, 1975.

- 96- WRIGHT, H.N., FENSKE, E.L. Factors involved in variability in hardness of tooth structures. *J. Dent. Res.*, Alexandria, v. 17, n. 1, p. 297, 1938. (Abstract 11).
- 97- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 32, p. 115-119, 1999.
- 98- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use. *Int. Endod. J.*, Oxford, v. 33, p. 204-207, 2000.

# Anexos

**Anexo I** – Resultados obtidos para análise do desgaste promovido segundo parede do canal radicular e da deformação produzida no canal radicular.

## GRUPO I BLOCO 1

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	X <sub>1</sub>	X <sub>2</sub>	C <sub>1</sub>	X <sub>1</sub> '	X <sub>2</sub> '	C <sub>2</sub>
1 mm	6,7219	7,1806	0,4587	6,4376	7,1222	0,6846
3 mm	5,1111	5,6005	0,4894	4,9504	5,5842	0,6338
5 mm	4,3428	4,8292	0,4864	4,2917	4,8729	0,5812
7 mm	3,9284	4,4402	0,5118	3,9083	4,6220	0,7138
12 mm	3,7618	4,3233	0,5615	3,3659	4,5547	0,9888
16 mm	3,7961	4,4706	0,6745	3,4861	4,6349	1,1488

## GRUPO I BLOCO 2

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	X <sub>1</sub>	X <sub>2</sub>	C <sub>1</sub>	X <sub>1</sub> '	X <sub>2</sub> '	C <sub>2</sub>
1 mm	6,6356	6,6817	0,4460	6,0854	6,8595	0,7741
3 mm	4,9198	5,3475	0,4277	4,9598	5,5966	0,6438
5 mm	4,1106	4,5855	0,4749	4,2812	4,9398	0,6568
7 mm	3,7053	4,2092	0,4997	3,8978	4,7175	0,8197
12 mm	3,5515	4,1323	0,5807	3,4932	4,5619	1,0687
16 mm	3,6095	4,2743	0,6648	3,3347	4,5465	1,2118

## GRUPO I BLOCO 3



Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,5222	7,0005	0,4784	6,3265	7,0784	0,7519
<b>3 mm</b>	4,9219	5,4268	0,5333	4,8591	5,5409	0,6818
<b>5 mm</b>	4,1375	4,5991	0,4616	4,1779	4,8333	0,6554
<b>7 mm</b>	3,6903	4,1856	0,4993	3,7637	4,4274	0,6636
<b>12 mm</b>	3,4574	4,0532	0,5958	3,3442	4,2898	0,9456
<b>16 mm</b>	3,4809	4,1285	0,6476	3,2422	4,3520	1,1098

**GRUPO I  
BLOCO 4**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,3945	6,9475	0,5574	6,1778	7,0685	0,8908
<b>3 mm</b>	4,9253	5,3830	0,4577	4,9845	5,5874	0,6202
<b>5 mm</b>	4,2134	4,6681	0,4547	4,3795	4,9533	0,5737
<b>7 mm</b>	3,8451	4,3083	0,4632	4,0208	4,7051	0,6843
<b>12 mm</b>	3,6959	4,2379	0,5419	3,6615	4,6051	0,9436
<b>16 mm</b>	4,6988	4,3322	0,6333	3,5802	4,6763	1,0982

**GRUPO I  
BLOCO 5**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,1084	6,5831	0,4747	5,9151	6,6427	0,7296
<b>3 mm</b>	4,7229	5,1471	0,4242	4,7248	5,3650	0,6513
<b>5 mm</b>	4,0618	4,5085	0,4467	4,1776	4,7690	0,5913
<b>7 mm</b>	3,7144	4,2064	0,4920	3,8842	4,5553	0,6711
<b>12 mm</b>	3,6019	4,1497	0,5479	3,5585	4,4868	0,9319
<b>16 mm</b>	3,6397	4,2665	0,6268	3,4819	4,6143	1,1324

**GRUPO I  
BLOCO 6**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,4116	5,8990	0,4874	5,1238	5,9095	0,7857
<b>3 mm</b>	4,0574	4,4843	0,4270	4,0195	4,6064	0,5869
<b>5 mm</b>	3,3473	3,7717	0,4244	3,3975	4,0953	0,7065
<b>7 mm</b>	2,9907	3,4671	0,4764	3,1145	3,7972	0,6827
<b>12 mm</b>	2,7709	3,3701	0,5991	2,7243	3,6381	0,9183
<b>16 mm</b>	2,7663	3,4065	0,6402	2,5194	3,6543	1,1349

**GRUPO I  
BLOCO 7**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,4522	6,9231	0,4708	6,1233	6,9223	0,7991
<b>3 mm</b>	4,9995	5,4300	0,4305	4,9817	5,5265	0,5404
<b>5 mm</b>	4,2890	4,7280	0,4391	4,3594	4,9304	0,5710
<b>7 mm</b>	3,8918	4,3781	0,4863	3,9715	4,6151	0,6436
<b>12 mm</b>	3,7150	4,3237	0,6086	3,6054	4,5464	0,9410
<b>16 mm</b>	3,7697	4,4142	0,6445	3,4801	4,6512	1,1712

**GRUPO I  
BLOCO 8**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,4752	6,0547	0,5795	5,3852	6,2890	0,8796
<b>3 mm</b>	4,0710	4,5559	0,4850	4,2059	4,8430	0,6371
<b>5 mm</b>	3,3299	3,8534	0,5235	3,5387	4,1833	0,6446
<b>7 mm</b>	2,9645	3,4691	0,5046	3,2211	3,8770	0,6559
<b>12 mm</b>	2,7223	3,2978	0,5755	2,7906	3,7094	0,9184
<b>16 mm</b>	2,6526	3,2874	0,6348	2,5292	3,6416	1,1125

**GRUPO I  
BLOCO 9**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,5463	6,0778	0,5315	5,3059	6,2025	0,8965
<b>3 mm</b>	4,0823	4,5411	0,4588	4,1227	4,7243	0,6016
<b>5 mm</b>	3,2944	3,7542	0,4597	3,4571	4,0765	0,6194
<b>7 mm</b>	2,9323	3,3997	0,4674	3,1301	3,7596	0,6295
<b>12 mm</b>	2,6871	3,3152	0,6281	2,6815	3,6703	0,9492
<b>16 mm</b>	2,6505	3,3094	0,6588	2,5352	3,6672	1,1320

**GRUPO I  
BLOCO 10**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,1926	6,6342	0,4416	6,0136	6,7068	0,6932
<b>3 mm</b>	4,8179	5,2580	0,4402	4,8156	5,4052	0,5896
<b>5 mm</b>	4,1274	4,6029	0,4755	4,2341	4,8661	0,6319
<b>7 mm</b>	3,7657	4,2556	0,4898	3,9016	4,5995	0,6979
<b>12 mm</b>	3,6011	4,1826	0,5815	3,5376	4,4690	0,9314
<b>16 mm</b>	3,6133	4,2732	0,6600	3,3521	4,5477	1,1956

**GRUPO II  
BLOCO 1**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	7,3238	7,8547	0,5309	7,2164	7,8130	0,5965
<b>3 mm</b>	5,1591	5,5696	0,4174	5,0099	5,5828	0,5729
<b>5 mm</b>	4,1239	4,5449	0,4210	4,0494	4,5795	0,5300
<b>7 mm</b>	3,5526	3,9675	0,4149	3,5111	4,0323	0,5212
<b>12 mm</b>	3,2969	3,7931	0,4962	3,2549	3,8758	0,6209
<b>16 mm</b>	3,3100	3,8727	0,5627	3,1676	3,9503	0,7827

**GRUPO II  
BLOCO 2**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	7,3131	7,8452	0,5322	7,0635	7,6994	0,6359
<b>3 mm</b>	5,0747	5,5359	0,4608	4,8785	5,4533	0,5747
<b>5 mm</b>	4,0493	4,5183	0,4690	3,8984	4,4178	0,5195
<b>7 mm</b>	3,4197	3,8952	0,4755	3,3825	3,8647	0,4822
<b>12 mm</b>	3,1893	3,7461	0,5570	3,1163	3,7381	0,6218
<b>16 mm</b>	3,2734	3,8316	0,5582	3,0591	3,8403	0,7812

**GRUPO II  
BLOCO 3**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,1135	6,6491	0,5356	5,9071	6,5359	0,6288
<b>3 mm</b>	4,5168	5,0032	0,4864	4,3436	4,8834	0,5398
<b>5 mm</b>	3,6268	4,0991	0,4722	3,5442	4,0575	0,5133
<b>7 mm</b>	3,1384	3,7384	0,6000	3,0558	3,6801	0,6243
<b>12 mm</b>	2,9558	3,5516	0,5958	2,8468	3,5704	0,7236
<b>16 mm</b>	2,9560	3,6122	0,6561	2,6919	3,6283	0,9364

**GRUPO II  
BLOCO 4**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	7,8259	8,3185	0,4920	7,6307	8,1810	0,5446
<b>3 mm</b>	5,4905	5,9788	0,4883	5,2647	5,8214	0,5567
<b>5 mm</b>	4,3046	4,7668	0,4623	4,1282	4,6377	0,5095
<b>7 mm</b>	3,6775	4,1042	0,4267	3,5663	4,0580	0,4917
<b>12 mm</b>	3,4050	3,8974	0,4924	3,2317	3,8842	0,6525
<b>16 mm</b>	3,4868	4,0411	0,5545	3,1438	3,9794	0,8356

**GRUPO II  
BLOCO 5**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,6683	6,2175	0,5492	5,4354	6,0995	0,6641
<b>3 mm</b>	4,1914	4,6731	0,4817	4,0406	4,5393	0,4987
<b>5 mm</b>	3,4276	3,8787	0,4511	3,3246	3,8169	0,4923
<b>7 mm</b>	3,0304	3,5331	0,5026	2,9112	3,4666	0,5554
<b>12 mm</b>	2,7951	3,3599	0,5648	2,6276	3,3212	0,6936
<b>16 mm</b>	2,7387	3,3718	0,6331	2,5176	3,3902	0,8726

**GRUPO II  
BLOCO 6**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,4451	5,9116	0,4665	5,4860	6,0266	0,5407
<b>3 mm</b>	4,0804	4,5170	0,4366	4,1309	4,5962	0,4653
<b>5 mm</b>	3,3196	3,7201	0,4006	3,3755	3,8314	0,4560
<b>7 mm</b>	2,9574	3,4343	0,4769	3,0029	3,5097	0,5067
<b>12 mm</b>	2,6644	3,2332	0,5688	2,6547	3,3590	0,7044
<b>16 mm</b>	2,5749	3,2047	0,6299	2,5130	3,4008	0,8878

**GRUPO II  
BLOCO 7**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,6790	6,2051	0,5261	5,5086	6,0599	0,5513
<b>3 mm</b>	4,2186	4,7283	0,5097	4,0819	4,6339	0,5520
<b>5 mm</b>	3,4089	3,9289	0,5200	3,3207	3,8470	0,5264
<b>7 mm</b>	3,0420	3,5879	0,5459	2,9717	3,5276	0,5559
<b>12 mm</b>	2,7639	3,3716	0,6077	2,6691	3,3788	0,7097
<b>16 mm</b>	2,7184	3,3618	0,6434	2,5412	3,3948	0,8536

**GRUPO II  
BLOCO 8**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,7802	6,3153	0,5351	5,8968	6,4683	0,5714
<b>3 mm</b>	4,2666	4,7259	0,4593	4,3839	4,8961	0,5122
<b>5 mm</b>	3,3757	3,8253	0,4496	3,5429	4,0140	0,4711
<b>7 mm</b>	2,8707	3,3294	0,4587	3,0902	3,6183	0,5282
<b>12 mm</b>	2,5870	3,1710	0,5840	2,7563	3,4732	0,7169
<b>16 mm</b>	2,5431	3,2017	0,6586	2,5714	3,5051	0,9338

**GRUPO II  
BLOCO 9**



Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,3030	6,7757	0,4727	6,1627	6,6897	0,5269
<b>3 mm</b>	4,8757	5,3448	0,4691	4,7912	5,3134	0,5272
<b>5 mm</b>	4,1729	4,6221	0,4493	4,1633	4,6468	0,4835
<b>7 mm</b>	3,7916	4,2900	0,4984	3,8033	4,3417	0,5383
<b>12 mm</b>	3,6315	4,2084	0,5769	3,5552	4,3467	0,7915
<b>16 mm</b>	3,6714	4,3251	0,6537	3,4739	4,4851	1,0112

**GRUPO II  
BLOCO 10**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,8145	7,3067	0,4922	6,7886	7,3318	0,5432
<b>3 mm</b>	5,2230	5,6689	0,4459	5,1504	5,7035	0,5531
<b>5 mm</b>	4,1530	4,5912	0,4382	4,0931	4,6098	0,5167
<b>7 mm</b>	3,5583	3,9900	0,4318	3,6019	4,1064	0,5046
<b>12 mm</b>	3,2833	3,7756	0,4923	3,3000	3,9770	0,6769
<b>16 mm</b>	3,2968	3,8679	0,5711	3,2238	4,0775	0,8537

**GRUPO III  
BLOCO 1**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,4665	5,9116	0,4451	5,2149	5,8265	0,6116
<b>3 mm</b>	4,3594	4,8165	0,4571	4,1745	4,7322	0,5577
<b>5 mm</b>	3,6345	4,0937	0,4592	3,5977	4,1074	0,5096
<b>7 mm</b>	3,2572	3,7628	0,5056	3,1734	3,7872	0,6138
<b>12 mm</b>	2,9800	3,5531	0,5731	2,8374	3,7401	0,9027
<b>16 mm</b>	2,9424	3,5585	0,6161	2,6805	3,7843	1,1038

**GRUPO III  
BLOCO 2**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,1630	5,6171	0,4541	5,2079	5,6664	0,4585
<b>3 mm</b>	4,1930	4,6379	0,4450	4,1335	4,7256	0,5921
<b>5 mm</b>	3,4881	3,9340	0,4459	3,6213	4,1349	0,5136
<b>7 mm</b>	3,1431	3,6319	0,4889	3,2790	3,8565	0,5776
<b>12 mm</b>	2,8961	3,4679	0,5718	2,9004	3,7864	0,8859
<b>16 mm</b>	2,8523	3,4970	0,6447	2,7261	3,8067	1,0805

**GRUPO III  
BLOCO 3**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,6480	7,1291	0,4811	6,7715	7,3181	0,5465
<b>3 mm</b>	5,0920	5,5935	0,5016	4,9930	5,6824	0,6894
<b>5 mm</b>	4,1863	4,6173	0,4310	4,1698	4,8656	0,6958
<b>7 mm</b>	3,6097	4,0505	0,4408	3,7489	4,4192	0,6703
<b>12 mm</b>	3,4276	3,9214	0,4937	3,4859	4,2278	0,7419
<b>16 mm</b>	3,4994	4,0695	0,5701	3,3528	4,3387	0,9859

**GRUPO III  
BLOCO 4**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,1065	6,6498	0,5433	5,9671	6,5980	0,6309
<b>3 mm</b>	4,3912	4,8909	0,4998	4,1305	4,8294	0,6989
<b>5 mm</b>	3,4724	3,9518	0,4794	3,4544	3,9808	0,5264
<b>7 mm</b>	3,0115	3,4909	0,4794	3,0230	3,6373	0,6144
<b>12 mm</b>	2,7068	3,2877	0,5809	2,6755	3,4365	0,7610
<b>16 mm</b>	2,6638	3,3148	0,6510	2,4583	3,4669	1,0087

**GRUPO III  
BLOCO 5**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,6591	7,0783	0,4192	6,6698	7,1197	0,4751
<b>3 mm</b>	5,1863	5,6054	0,4191	4,8994	5,6173	0,7178
<b>5 mm</b>	4,2241	4,6358	0,4145	4,2281	4,8603	0,6322
<b>7 mm</b>	3,6738	4,1051	0,4313	3,7349	4,4016	0,6668
<b>12 mm</b>	3,3998	3,9143	0,5146	3,4327	4,0701	0,6374
<b>16 mm</b>	3,4094	3,9550	0,5457	3,2998	4,2153	0,9155

**GRUPO III  
BLOCO 6**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	7,1106	7,6036	0,4929	6,9383	7,5605	0,5945
<b>3 mm</b>	5,2811	5,8358	0,5547	4,8419	5,7741	0,9322
<b>5 mm</b>	4,0262	4,5060	0,4798	3,9897	4,5507	0,5611
<b>7 mm</b>	3,3397	3,8011	0,4614	3,2947	4,0758	0,7811
<b>12 mm</b>	3,0974	3,5858	0,4884	3,1415	3,8418	0,7003
<b>16 mm</b>	3,1730	3,7313	0,5583	2,9948	3,8915	0,8967

**GRUPO III  
BLOCO 7**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,4631	6,9192	0,4561	6,3380	6,8558	0,5178
<b>3 mm</b>	5,2804	5,7280	0,4476	5,0215	5,6531	0,6316
<b>5 mm</b>	4,4876	4,9264	0,4388	4,3696	4,9223	0,5527
<b>7 mm</b>	3,9908	4,4866	0,4958	3,9470	4,5539	0,6068
<b>12 mm</b>	3,7844	4,3551	0,5708	3,6867	4,4300	0,7433
<b>16 mm</b>	3,8177	4,4095	0,5918	3,6098	4,5402	0,9304

**GRUPO III  
BLOCO 8**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,6760	6,1277	0,4518	5,6631	6,1942	0,5312
<b>3 mm</b>	4,2311	4,6528	0,4217	4,1172	4,7058	0,5887
<b>5 mm</b>	3,4180	3,8568	0,4388	3,4911	4,0440	0,5529
<b>7 mm</b>	3,0592	3,5293	0,4701	3,1398	3,7229	0,5831
<b>12 mm</b>	2,8019	3,3575	0,5556	2,8397	3,5166	0,6769
<b>16 mm</b>	2,7490	3,3687	0,6197	2,6243	3,6076	0,9833

**GRUPO III  
BLOCO 9**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,1441	6,5348	0,3908	6,2247	6,6422	0,4076
<b>3 mm</b>	4,9404	5,3667	0,4264	4,8426	5,4353	0,5927
<b>5 mm</b>	4,2459	4,6802	0,4343	4,3156	4,8127	0,4972
<b>7 mm</b>	3,8310	4,3017	0,4707	3,9284	4,5305	0,6021
<b>12 mm</b>	3,6114	4,1873	0,5760	3,6391	4,4373	0,7982
<b>16 mm</b>	3,6145	4,2299	0,6154	3,5073	4,5238	1,0165

**GRUPO III  
BLOCO 10**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,3281	6,7614	0,4332	6,3453	6,7613	0,4160
<b>3 mm</b>	4,9974	5,4582	0,4607	4,8229	5,4473	0,6243
<b>5 mm</b>	4,1950	4,6373	0,4423	4,1799	4,7087	0,5287
<b>7 mm</b>	3,6616	4,1371	0,4754	3,7139	4,3037	0,5898
<b>12 mm</b>	3,3646	3,8986	0,5340	3,3816	4,0932	0,7115
<b>16 mm</b>	3,3676	3,9504	0,5828	3,2343	4,1935	0,9591

**GRUPO IV  
BLOCO 1**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,3212	6,7088	0,3877	6,2216	6,7150	0,4933
<b>3 mm</b>	5,0881	5,5065	0,4184	4,9742	5,5113	0,5371
<b>5 mm</b>	4,2194	4,6580	0,4386	4,2094	4,7724	0,5630
<b>7 mm</b>	3,6891	4,1771	0,4880	3,6979	4,3553	0,6573
<b>12 mm</b>	3,4029	3,9658	0,5629	3,2900	4,0981	0,8082
<b>16 mm</b>	3,4079	4,0065	0,5986	3,0514	4,1493	1,0979

**GRUPO IV  
BLOCO 2**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,5309	6,0417	0,5108	5,2192	6,0027	0,7835
<b>3 mm</b>	4,1225	4,5827	0,4602	4,0005	4,5469	0,5464
<b>5 mm</b>	3,3261	3,8008	0,4747	3,2977	3,8203	0,5226
<b>7 mm</b>	2,9620	3,4284	0,4663	2,9788	3,5416	0,5628
<b>12 mm</b>	2,6396	3,2468	0,6072	2,5545	3,3521	0,7976
<b>16 mm</b>	2,6117	3,2462	0,6345	2,2833	3,3512	1,0679

**GRUPO IV  
BLOCO 3**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,8429	7,3117	0,4688	6,5502	7,2054	0,6552
<b>3 mm</b>	5,1936	5,6284	0,4415	5,0595	5,6087	0,5492
<b>5 mm</b>	4,3842	4,8554	0,4712	4,3169	4,8754	0,5585
<b>7 mm</b>	3,9905	4,4701	0,4796	3,9508	4,5628	0,6120
<b>12 mm</b>	3,7995	4,3210	0,5214	3,5423	4,4650	0,9227
<b>16 mm</b>	3,7855	4,4422	0,6567	3,3739	4,5050	1,1311

**GRUPO IV  
BLOCO 4**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,1698	5,5790	0,4092	4,9654	5,4730	0,5077
<b>3 mm</b>	4,0747	4,4828	0,4082	3,8809	4,4754	0,5945
<b>5 mm</b>	3,3215	3,7492	0,4277	3,2138	3,7695	0,5558
<b>7 mm</b>	2,8690	3,3150	0,4460	2,7663	3,4078	0,6414
<b>12 mm</b>	2,6049	3,1954	0,5905	2,4273	3,1323	0,7051
<b>16 mm</b>	2,6269	3,2838	0,6569	2,2131	3,1600	0,9469

**GRUPO IV  
BLOCO 5**



Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,1954	6,6558	0,4604	5,9605	6,6135	0,6530
<b>3 mm</b>	4,8472	5,3498	0,5026	4,8048	5,3219	0,5171
<b>5 mm</b>	4,1583	4,6502	0,4919	4,1447	4,6962	0,5514
<b>7 mm</b>	3,8016	4,2756	0,4740	3,7385	4,4273	0,6888
<b>12 mm</b>	3,6004	4,2058	0,6054	3,3916	4,3484	0,9568
<b>16 mm</b>	3,6410	4,2807	0,6397	3,1157	4,2859	1,1703

**GRUPO IV  
BLOCO 6**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,4784	6,8983	0,4199	6,3846	6,8671	0,4825
<b>3 mm</b>	5,1814	5,6441	0,4627	5,0537	5,6445	0,5909
<b>5 mm</b>	4,3200	4,7722	0,4522	4,3244	4,7817	0,4572
<b>7 mm</b>	3,7110	4,1860	0,4750	3,7226	4,4349	0,7122
<b>12 mm</b>	3,4669	4,0370	0,5701	3,3943	4,1655	0,7712
<b>16 mm</b>	3,4944	4,0967	0,6023	3,1542	4,2303	1,0761

**GRUPO IV  
BLOCO 7**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,8709	7,3010	0,4310	6,4774	7,1840	0,7066
<b>3 mm</b>	5,2767	5,7111	0,4344	5,0865	5,6602	0,5737
<b>5 mm</b>	4,4254	4,8727	0,4474	4,3002	4,9113	0,6111
<b>7 mm</b>	3,9738	4,4568	0,4830	3,8889	4,5551	0,6662
<b>12 mm</b>	3,7304	4,3238	0,5935	3,5678	4,3464	0,7785
<b>16 mm</b>	3,7629	4,4020	0,6391	3,3672	4,4585	1,0914

**GRUPO IV  
BLOCO 8**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	7,0785	7,5337	0,4552	6,7311	7,4034	0,6723
<b>3 mm</b>	5,1512	5,6176	0,4663	4,9338	5,5166	0,5828
<b>5 mm</b>	4,0184	4,4612	0,4428	3,9133	4,4369	0,5237
<b>7 mm</b>	3,3858	3,8039	0,4181	3,3274	3,9115	0,5841
<b>12 mm</b>	3,0112	3,5095	0,4983	2,8122	3,6092	0,7971
<b>16 mm</b>	2,9853	3,5407	0,5554	2,6035	3,5727	0,9692

**GRUPO IV  
BLOCO 9**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	5,3132	5,7654	0,4522	5,1079	5,7419	0,6340
<b>3 mm</b>	4,0042	4,4643	0,4601	3,9397	4,4552	0,5155
<b>5 mm</b>	3,2639	3,7214	0,4574	3,2205	3,7834	0,5629
<b>7 mm</b>	2,9489	3,4349	0,4860	2,9547	3,5257	0,5710
<b>12 mm</b>	2,7124	3,2946	0,5822	2,6252	3,3765	0,7513
<b>16 mm</b>	2,6966	3,3203	0,6237	2,4140	3,3969	0,9828

**GRUPO IV  
BLOCO 10**

Distância do ápice	Antes da instrumentação			Após a instrumentação		
	$X_1$	$X_2$	$C_1$	$X_1'$	$X_2'$	$C_2$
<b>1 mm</b>	6,0724	6,5893	0,5169	5,9973	6,6143	0,6170
<b>3 mm</b>	4,7258	5,2507	0,5249	4,7469	5,3363	0,5895
<b>5 mm</b>	4,1085	4,6993	0,5908	4,0975	4,7688	0,6713
<b>7 mm</b>	3,7784	4,3670	0,5886	3,7621	4,4615	0,6994
<b>12 mm</b>	3,6675	4,2538	0,5862	3,6043	4,3671	0,7627
<b>16 mm</b>	3,6480	4,3386	0,6906	3,4403	4,4596	1,0193

**Anexo II** – Ampliação (%) do canal radicular artificial após instrumentação, segundo grupo e nível.

**GRUPO I**

Distância do ápice (mm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
1	0,49	0,73	0,57	0,60	0,54	0,61	0,70	0,52	0,69	0,57
3	0,29	0,50	0,28	0,35	0,53	0,37	0,25	0,31	0,31	0,34
5	0,19	0,38	0,42	0,26	0,32	0,66	0,30	0,23	0,35	0,33
7	0,39	0,64	0,33	0,48	0,36	0,43	0,32	0,30	0,35	0,42
12	0,76	0,84	0,59	0,74	0,70	0,53	0,55	0,59	0,51	0,60
16	0,70	0,82	0,71	0,73	0,81	0,77	0,82	0,75	0,72	0,81

**GRUPO II**

Distância do ápice (mm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
1	0,12	0,19	0,17	0,10	0,21	0,16	0,05	0,07	0,11	0,10
3	0,37	0,25	0,11	0,14	0,03	0,06	0,08	0,11	0,12	0,24
5	0,26	0,11	0,09	0,10	0,09	0,14	0,01	0,05	0,08	0,17
7	0,26	0,01	0,04	0,15	0,10	0,06	0,02	0,15	0,08	0,17
12	0,25	0,12	0,21	0,32	0,23	0,24	0,17	0,23	0,37	0,37
16	0,39	0,40	0,43	0,51	0,38	0,41	0,33	0,42	0,55	0,49

**GRUPO III**

Distância do ápice (mm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
1	0,37	0,01	0,13	0,16	0,13	0,21	0,13	0,17	0,04	0,96
3	0,22	0,33	0,37	0,40	0,71	0,68	0,41	0,40	0,39	0,35
5	0,11	0,15	0,61	0,10	0,52	0,17	0,26	0,26	0,14	0,19
7	0,21	0,18	0,52	0,28	0,55	0,69	0,22	0,24	0,28	0,24
12	0,57	0,55	0,50	0,31	0,24	0,43	0,30	0,22	0,38	0,33
16	0,79	0,68	0,73	0,55	0,68	0,61	0,57	0,59	0,65	0,64

**GRUPO IV**

Distância do ápice (mm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
1	0,27	0,53	0,40	0,24	0,42	0,15	0,64	0,48	0,40	0,19
3	0,28	0,19	0,24	0,46	0,03	0,28	0,32	0,25	0,12	0,12
5	0,28	0,10	0,18	0,30	0,12	0,01	0,36	0,18	0,23	0,14
7	0,35	0,21	0,28	0,44	0,45	0,50	0,38	0,40	0,17	0,19
12	0,43	0,31	0,77	0,19	0,58	0,35	0,31	0,60	0,29	0,30
16	0,83	0,68	0,72	0,44	0,83	0,79	0,71	0,74	0,57	0,48

CAMARGO, J.M.P. *Avaliação da eficácia das instrumentações rotatórias (sistema Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile série 29) em canais radiculares simulados* Araraquara, 2000. 215 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

## RESUMO

Foram avaliadas comparativamente as técnicas Quantec LX, Pow-R, Profile e Profile série 29, em blocos de resina com canais radiculares simulados, as deformações produzidas nas paredes côncavas e convexas, através da editoração de imagens com a utilização do programa AutoCAD. Os resultados nos permitiram concluir que o sistema que mais provocou a ampliação foi o sistema Quantec LX seguido respectivamente pelo sistema Profile série 29, sistema Profile e sistema Pow-R. Permitiu também fazer uma análise matemática de qual a quantidade e local do desgaste nos níveis 1, 3, 5, 7, 12 e 16 milímetros.

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

CAMARGO, J.M.P. *Evaluation of the effectiveness of the rotary instrumentation (Quantec LX, Pow-R, Profile and Profile series 29) in simulated root canals* Araraquara, 2000. 215 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

## **ABSTRACT**

It was comparatively evaluated the Quantec LX, Pow-R, Profile and Profile series 29 techniques, utilizing resin blocks, with simulated canals. The evaluation was done with the AutoCAD program after image editoration. The results led us to conclude that, the Quantec LX system promoted the greater amplification of the root canal, folowed by Profile series 29, Profile and Pow-R systems.

This kind of analysis, alowed us to conclude also, where and the quantity of wear in different levels.

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