

**MESTRADO**

ANELISE DE CASTRO ORIOLI VALENTE

INFLUÊNCIA DA NATUREZA DA LIGA METÁLICA E DO  
TIPO DE ACIONAMENTO DO INSTRUMENTO  
ENDODÔNTICO PARA OBTENÇÃO DO MOVIMENTO  
DE ALARGAMENTO NA MODELAGEM (FORMA) DE  
CANAIS ARTIFICIAIS CURVOS

2006



Faculdade de Odontologia  
Av. Paulo De Frontin, 628 / 5º Andar - Rio Comprido  
20261-243 - Rio De Janeiro, RJ  
Tels.: (0xx21) 2503-7289 Ramal 242

# **Livros Grátis**

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

Milhares de livros grátis para download.

Anelise de Castro Orioli Valente

Influência da natureza da liga metálica e do tipo de acionamento do instrumento endodôntico para obtenção do movimento de alargamento na modelagem (forma) de canais artificiais curvos.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Estácio de Sá, visando à obtenção do grau de Mestre em Odontologia (Endodontia).

ORIENTADOR:

Prof. Dr.Hélio Pereira Lopes

UNIVERSIDADE ESTÁCIO DE SÁ

RIO DE JANEIRO

2006

V154 Valente, Anelise de Castro Orioli

Estudo comparativo da influência da natureza da liga metálica e do tipo de movimento de alargamento no deslocamento apical do preparo de canais curvos / Anelise de Castro Orioli Valente. – Rio de Janeiro, 2006.

118 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Odontologia)– Universidade

Estácio de Sá, 2006.

Bibliografia: f. 88-103.

“Marco Polo descreve uma ponte, pedra por pedra.

- Mas qual é a pedra que sustenta a ponte? - pergunta Kublai Kan.

A ponte não é sustentada por esta ou aquela pedra - responde Marco, mas

sim pela linha do arco que elas formam.

Kublai Kan permanece silencioso, refletindo.

Depois acrescenta: -Porque me falas das pedras? Só o arco que me importa.

Marco Polo responde:

-Sem pedras não há o arco."

**Ítalo Calvino**

## DEDICATÓRIAS

---

**Ao meu querido amigo e marido Paulo Vicente Valente,**

“...pensei em tudo que é possível falar  
que sirva apenas para nós dois...  
falar da cor dos temporais  
do céu azul, das flores de abril  
pensar além do bem e do mal  
lembrar de coisas que ninguém viu  
...pensei no tempo e era tempo demais...  
você olhou sorrindo pra mim  
me acenou com beijos de paz...  
...mas se você quiser transformar  
o ribeirão em braço de mar  
você vai ter que encontrar....  
...e perceber meu coração  
bater mais forte só por você  
...o mundo lá sempre a rodar  
em cima dele tudo vale  
quem sabe isso quer dizer amor,  
estrada de fazer o sonho acontecer.”

**Milton Nascimento**

Aos meus maiores amores Edmyr Orioli e Maria Domiciana de Castro Orioli, modelos de vida, fontes de inspiração, exemplos de fé e sabedoria. Obrigada por sempre me conduzirem pelo caminho certo e estarem incondicionalmente ao meu lado.

A minha fiel amiga e secretária Maria de Fátima Cardozo (Bá), pelos os mais de trinta anos de dedicação. Obrigada por zelar meu lar e sempre estar ao meu lado.

Aos meus sogros Amauri dos Santos Valente e Joarézia Dutra da Silva Santos Valente e minha cunhada Poliana Dutra da Silva Santos Valente, por sempre valorizarem e incentivarem, aos que os cercam, na busca do saber.

A minha querida avó Anna Edith Orioli e ao meu querido Padrinho Dr. Pedro Fragomenni exemplos de honestidade e caráter, que infelizmente não puderam esperar para ver mais essa minha conquista .

Ao meu orientador Prof, Dr Hélio Pereira Lopes pela paciência em que me orientou: "Há homens que lutam um dia e são bons. Há outros que lutam um ano e são melhores. Há os que lutam muitos anos e são muito bons. Porém, há os que lutam toda a vida. Esses são os imprescindíveis" (Bertolt Brecht)

As minhas companheiras de turma ,Karen Magalhães,Simone Marques e Tatiana Guimarães Pinto. Um dia a vida nos apresenta algumas pessoas que fazem a diferença.Obrigada pelos dois anos de convívio e conquistas, e por fazerem toda a diferença no meu processo de aprendizado dentro do mestrado.

Ao Professor Dr. Ernani da Costa Abad, amigo que me estimulou e me ouviu, e jamais deixou de me incentivar, minha eterna gratidão.

## AGRADECIMENTOS

---

À Deus, por estar presente em toda a minha vida me mostrando como ser uma pessoa melhor e mais sábia.

À Nossa Senhora que esteve sempre comigo, conduzindo-me , apoiando-me e amparando-me.

Ao coordenador do mestrado da Unesa Prof. Dr. José Freitas Siqueira Jr., por incentivar a busca constante pela ciência.

À Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Isabela Roças Siqueira pelo exemplo de professora e dedicação em nos tornar cada vez melhores.

Aos meus amigos de mestrado Túlio Gama , Jansen Moreira pelo exercício do convívio.

Ao Prof. Dr. Antônio José Ribeiro de Castro, pelas orientações sobre a vida acadêmica, e pelos ensinamentos sobre cirurgia parendodôntica.

Aos demais professores do curso de mestrado pelos conhecimentos transmitidos.

À equipe do Projeto Trauma e em especial aos amigos Prof<sup>a</sup>. Fernanda Nehmem e Guilherme Schneider , pelo convívio engrandecedor.

À Sr<sup>a</sup> Suelly Vargas, exemplo de secretária, pela dedicação e apoio durante o curso de mestrado.

À minha querida amiga arquiteta Danielle Dávila, que mais uma vez fez toda a diferença em um projeto de minha vida

Ao meu amigo André Luís Corrêa Mota, por me ajudar a desmistificar o universo da fotografia.

Ao meu amigo Sérgio de Medeiros Lima Pereira que me passou noções de engenharia mecânica, com muita paciência e empenho.

Ao engenheiro mecânico Zanelli pelo empenho na confecção do REFERENCIADOR FOTOGRÁFICO

À querida amiga Prof<sup>a</sup> Claudia Simões por sempre me incentivar e ser espelho de profissional competente.

À amiga Patrícia Quintero que me ajudou na digitação.

À amiga e professora de português Marion da Cunha Cerqueira pela revisão textual.

À equipe Multioral, que entendeu diversas vezes a minha ausência, e principalmente a Dra. Esther Klein que sempre me incentivou e apoiou.

A todos os meus pacientes por terem exercido a paciência, em todas as vezes que me fiz ausente.

Aos meus tios, primos, amigos pela compreensão nos diversos momentos de ausência.

A todos vocês , sincinceramente o meu muito obrigado!!!!

## ÍNDICE

---

RESUMO.....	xii
ABSTRACT .....	xiii
LISTA DE FIGURAS .....	xiv
LISTA DE TABELAS .....	xv
INTRODUÇÃO .....	1
PROPOSIÇÃO .....	41
MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
RESULTADOS.....	60
DISCUSSÃO .....	68
CONCLUSÃO.....	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	88

## RESUMO

---

Este trabalho teve como intuito observar o comportamento e comparar os três tipos de instrumentos endodônticos (K<sup>3</sup>, Nitiflex, Flexofile), de ligas diferentes porém com conicidades iguais(0,02mm/mm), no deslocamento do preparo radicular em canais artificiais curvos. Para isso foi utilizado o movimento de rotação alternada por meio de contra-ângulo especial e o movimento de rotação contínua. Foram separados 30 canais artificiais em três grupos de 10 amostras pela média do raio do arco obtido pelo método geométrico. Para a mensuração do deslocamento do preparo radicular foram realizadas fotografias digitais pré e pós - operatórias por meio de uma câmera digital que captou as imagens com o auxílio do referenciador fotográfico que foi construído exclusivamente para esse trabalho e garantiu que as fotografias sempre estivessem no mesmo plano preservando assim a padronização das imagens. Em função dos resultados , concluímos que a natureza da liga metálica (NiTi ou aço inoxidável) e o tipo de movimento de alargamento contínuo ou alternado não interferiram nos resultados obtidos.

**Palavras-Chaves:** Aço inoxidável, Níquel - Titânio, canais artificiais, fotografia digital, movimento de rotação alternada e movimento de rotação contínua.

## ABSTRACT

---

This study aimed to observe the behavior of and compare three types of endodontic instruments (K3, Nitiflex, Flexofile), manufactured from different alloys but with the same taper (0,02mm/mm), with regard to the apical transportation in simulated curved canals. For this, automated handpieces of alternated motion and continuous motion were used. Thirty simulated canals were distributed in three groups of 10 samples each based on radius average and on the arc size calculated using a geometric method. Digital Photographs were used to measure the deviation of apical preparation. The pictures were taken before and after instrumentation of the simulated canal preparation. It was used an engine named Photographic Referenciator, which was constructed exclusively for this study, to guarantee that the photographs always were in the same plan, thus preserving the standardization of the images. In function of the results, we conclude that the nature of the metallic alloy (NiTi or stainless steel) and the type of the instrument movement (continuous or alternated) motion did not influence the results obtained.

**Key Words:** Stainless Steel, Nickel - Titanium, Artificial Canals, Digital Photograph, Automated Handpieces with Alternate Motion and Continuous Rotation.

## LISTA DE FIGURAS

---

<b>Figura 1:</b> Fotografia do canal artificial inserido no bloco de resina epóxi. ....	42
<b>Figura 2:</b> <i>Stop</i> de aço inoxidável. ....	44
<b>Figura 3:</b> Referenciador Fotográfico .....	45
<b>Figura 4:</b> Na esquerda, máquina digital apoiada no referenciador fotográfico. Na direita, imagem aumentada da amostra.....	46
<b>Figura 5:</b> Exemplo de foto digital do canal original. ....	46
<b>Figura 6:</b> Perspectiva Explodida. Legenda dos componentes do Referenciador Fotográfico. ....	47
<b>Figura 7:</b> Determinação do raio da parte curva (arco) do canal artificial. ....	51
<b>Figura 8:</b> Mensuração do comprimento do arco. ....	52
<b>Figura 9:</b> Projeção do ponto I e I' na reta de referência. ....	53
<b>Figura 10:</b> Projeção do ponto M e M' na reta de referência. ....	54
<b>Figura 11:</b> Projeção do ponto F e F' na reta de referência. ....	55
<b>Figura 12:</b> (a): imagem canal artificial antes da instrumentação. (b): imagem canal artificial após a instrumentação. (c): imagens sobrepostas. ....	58
<b>Figura 13:</b> Exemplo dos pontos marcados no <i>Software Image Tool</i> . Região inicial da parede externa (I) e região inicial da parede interna (I') do canal original. Definição das distâncias entre as paredes externas entre canal instrumentado e canal original (A), e paredes internas entre canal instrumentado e canal original (B).....	59

## LISTA DE TABELAS

---

<b>Tabela 1:</b> Média dos diâmetros em milímetros obtidos no ponto inicial, média, final e reta do canal artificial curvo não instrumentado.....	60
<b>Tabela 2:</b> Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes externas (A) verificados quando do emprego do instrumento K <sup>3</sup> (Grupo1). ....	61
<b>Tabela 3:</b> Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes internas (B) verificados quando do emprego do instrumento K <sup>3</sup> (Grupo1). .....	61
<b>Tabela 4:</b> Resultados do teste de Mann-Whitney comparando as medidas dos desvios interno e externo. Grupo 1. ....	62
<b>Tabela 5:</b> Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes externas (A) verificados quando do emprego dos instrumentos Nitiflex (Grupo2).....	62
<b>Tabela 6:</b> Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes internas (B) verificados quando do emprego do instrumento Nitiflex ( Grupo2). .....	63
<b>Tabela 7:</b> Resultados do teste de Mann-Whitney comparando as medidas dos desvios interno e externo. Grupo2. ....	63
<b>Tabela 8:</b> Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes externas (A) verificados quando do emprego dos instrumentos FlexoFile (Grupo3).....	64

<b>Tabela 9:</b> Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes internas (B) verificados quando do emprego do instrumento FlexoFile (Grupo3).....	64
<b>Tabela 10:</b> Resultados do teste de Mann-Whitney comparando as medidas dos desvios interno e externo. Grupo3. ....	65
<b>Tabela 11:</b> Médias dos valores obtidos das diferenças entre os desgastes das paredes externas e internas segundo a avaliação de Hata <i>et al.</i> (2002).....	65
<b>Tabela 12:</b> Médias dos resultados em milímetros para os três grupos no ponto I. ....	66
<b>Tabela 13:</b> Comparação entre os grupos em relação aos desgastes das paredes externas nos pontos I. ....	67
<b>Tabela 14:</b> Comparação entre os grupos em relação aos desgastes das paredes internas nos pontos I. ....	67

## INTRODUÇÃO

---

Os desafios da prática endodôntica são principalmente caracterizados pela dificuldade em se obter uma perfeita limpeza e uma correta modelagem do sistema de canais radiculares. Para que estes desafios sejam vencidos é sabido que cada etapa realizada na confecção do preparo do sistema de canais possui um comprometimento direto com o êxito da etapa seguinte. Por conseguinte com o cumprimento destas etapas de forma consciente torna-se mais fácil a execução das técnicas de obturação e a obtenção do sucesso almejado por praticantes da endodontia (SCHILDER, 1974).

A instrumentação do Sistema de Canais Radiculares (S.C.R) sofreu inúmeras modificações, a começar pelo princípio de instrumentação ápice – coroa, que foi utilizado durante 160 anos, sendo substituído pelo princípio coroa-ápice precedidos de um adequado acesso coronário. A arrojada filosofia para a época, foi desenvolvida em 1978 pelo Dr John B. Pappin que pretendeu facilitar a execução de canais curvos e atresiadados, aumentando os índices do sucesso da terapia endodôntica, em especial em canais necrosados, já que não haveria o bombeamento de material necrótico para o ápice, ocasionando o insucesso do tratamento (LEONARDO, 2005a; DE DEUS, 1992a).

No entanto, para que o preparo de canais curvos não sofresse acidentes tais como: *zip* apical, degraus, perfurações; a instrumentação da porção apical ficou limitada à ação de instrumentos de pequeno diâmetro.

Para que instrumentos de diâmetros maiores fossem utilizados no preparo da porção apical em canais curvos e possibilitassem uma melhor limpeza da porção apical, na década de 80 iniciou-se a investigação de instrumentos de liga de níquel titânio (NiTi) que possui uma maior flexibilidade quando comparado as ligas de aço inoxidável e na década de 90 houve então a introdução dessas ligas na fabricação do instrumentos endodônticos.

Por ser a porção apical dos canais curvos, a área de mais difícil instrumentação, devemos escolher técnicas mais seguras, tendo como objetivo transformar a forma anatômica original do canal radicular em novo contorno cirúrgico cônico com paredes lisas, uniformes e limpas. Para isso, os pesquisadores buscam incansavelmente o aperfeiçoamento dos sistemas automatizados que realizam movimentos oscilatórios e movimento de rotação contínua (LEONARDO, 2005a; SILVA DP, 2004; LOPES *et al.*, 2004c).

### **Instrumentação dos Canais Radiculares**

A importância atribuída ao preparo químico-mecânico no sucesso do tratamento endodôntico prioriza a limpeza completa do sistema de canais radiculares, mantendo a forma anatômica original e promovendo a conicidade desde o orifício de entrada do canal até seu ápice (SCHILDER, 1974; VIEIRA, 1998; LEONARDO & LEAL, 2005). Há alguns anos, o preparo dos canais radiculares era realizado apenas pela instrumentação clássica onde se preconizava a técnica seriada, empregando os instrumentos manuais de aço inoxidável em ordem crescente de aumento de seus diâmetros, mantendo-se o mesmo comprimento de trabalho. Essa instrumentação induzia a um grande

número de acidentes, principalmente em canais curvos, tais como: desgaste excessivo das paredes do canal radicular, transporte ou deslocamento do preparo apical, compactação apical de restos teciduais e fraturas de instrumentos endodônticos (DE DEUS, 1992b; LEONARDO & LEAL 2005, LOPES *et al.*, 2004b ; WEINE *et al.*, 1975; ROANE *et al.*, 1985). Essa nova conscientização e entendimento da especialidade começou a despertar os pesquisadores para a criação de novas técnicas e instrumentos.

CLEM, em 1969, foi quem primeiro propôs o escalonamento para canais curvos e atrésicos denominado *step preparation*, observando que, com esta técnica, acidentes, como desvios e perfurações, poderiam ser evitados. Segundo o autor, os instrumentos calibrosos devido a sua rigidez, deveriam ter sua participação restrita à porção reta dos canais radiculares. Assim o preparo dos canais curvos deveria ser processado de forma que a instrumentação no comprimento de trabalho não excedesse limas de calibre nº 30, complementado o preparo da parte reta do canal com limas calibrosas.

MARTIN, em 1974 (DE DEUS, 1992c; LEONARDO, 2005b), descreveu uma técnica para canais curvos denominada técnica telescópica para endodontia ou *step back*. Esta técnica consiste na dilatação e irrigação do canal curvo em toda sua extensão até uma lima tipo K de diâmetro inicial 25 ou 30 e subsequente recuo de 1 milímetro em cada lima de numeração crescente.

Em 1974, SCHILDER propôs uma técnica de instrumentação a qual dividia em três etapas: preparo da porção apical, preparo da porção cervical do canal e recapitulação. A porção cervical do canal foi preparada com brocas *Gates Glidden* e a instrumentação da região apical foi realizada até lima K nº20

e escalonada, utilizando alargador nº25 até o nº35. O objetivo desta técnica foi manter a posição inicial do canal e do forame apical. Para este autor, a dificuldade em se obter uma obturação satisfatória decorria da deficiência de limpeza e modelagem.

WEINE *et al.*, (1975) observaram as iatrogênias causadas durante os preparos dos canais radiculares de dentes extraídos e de canais artificiais de blocos de resinas. Compararam o preparo feito por 10 operadores diferentes, cada um usando uma técnica rotineira e chegaram à conclusão de que, independentemente do operador, os canais não alcançaram o formato cônico. Em cada caso, a porção mais estreita do canal não atingiu o ápice, ficando próxima a porção média da curvatura o que resultou em um aspecto de ampulheta denominado “cotovelo”. Durante inserção e remoção da lima houve desgaste na porção interna do preparo entre a abertura e o “cotovelo” e houve desgaste na porção externa da curva até o ápice. O preparo visto a partir de sua base mostrava uma forma de gota de lágrima, e tal conformação recebeu a denominação de *zip* apical.

Em 1978 foi desenvolvida uma técnica no departamento de Endodontia, na Universidade de *Oregon Health Science Center*, pelo professor Dr. John B. Pappin denominada Técnica de Oregon, ou *Crown Down pressureless technique* ou Técnica *Crown Down*. Esta técnica visava um tempo de trabalho menor e uma instrumentação atraumática para todos os tecidos periapicais. Sua realização consiste em reduzir a pressão do instrumento em direção coroa ápice, produzindo menos extrusão de restos necróticos através do forame apical (MARSHALL & PAPPIN, 1980).

A modificação mais importante dessa técnica foi a atenção dada ao acesso coronário, precedendo a intervenção da área apical, permitindo a eliminação das curvaturas e mineralizações presentes no terço cervical e na entrada dos canais radiculares, possibilitando acessar livremente o terço apical com sensibilidade tátil mais apurada (LEEB, 1983).

MULLANEY (1979) comparou a técnica do recuo escalonado com a instrumentação convencional e concluiu que a melhor conicidade no formato final do preparo ocorreu na técnica do recuo escalonado, e o risco de deslocamento do preparo apical foi maior na instrumentação convencional.

Para evitar erros operatórios na instrumentação de canais curvos e atrésicos, ABOU-RASS *et al.*, (1980), introduziram a instrumentação anti-curvatura. Esta instrumentação visa manter a integridade das paredes do canal na porção mais delgada e reduzir a possibilidade da ocorrência de perfuração radicular ou deformações. Com isso, há um favorecimento da manutenção do forame apical em sua localização original.

Vários pesquisadores reconhecem as vantagens do preparo cervical logo após a exploração inicial do canal radicular (MARSHALL & PAPPIN, 1980; GOERIG *et al.*, 1982; LEEB, 1983; DE DEUS, 1992c; LOPES *et al.*, 2004c). Esta etapa do preparo químico-mecânico pode ser realizada por instrumentos manuais, acionados a motor ou a combinação destes. Os primeiros são representados pela lima tipo K, e os acionados a motor são representados pelas brocas *Gates Glidden* e pelos alargadores cervicais de NiTi e aço inoxidável (LOPES *et al.*, 2004c).

ROANE *et al.*, (1985) introduziram, para a instrumentação de canais curvos, o conceito de forças balanceadas que denominaram de Técnica de Forças Balanceadas que consiste no emprego de movimentos oscilatórios alternados no instrumento, com amplitudes de giros diferentes. Para tanto, preconizaram um instrumento denominado lima Flex-R cuja guia de penetração é arredondada sem cortes. A partir desta técnica e com a utilização destas limas, os autores afirmaram que conseguiram vencer as curvaturas de forma menos agressiva, diminuindo o risco de deformações na anatomia original do canal.

Portanto, várias são as técnicas de instrumentação dos sistemas de canais radiculares que empregam o princípio preconizado por CLEM (1969), muitas delas com mínimas variações, adaptações e sugestões, originando novas técnicas com denominações de cada autor (LEONARDO, 2005c):

- Técnica de WEINE (*Flare Preparation e Step Preparation* – 1972),
- Técnica de FAVA & CAPUTO (Preparo Biomecânico e Biescalonado – 1973),
- Técnica de MARTIN (*Telescope Preparation* – 1974),
- Técnica SCHILDER (*Cleaning & Shapping* – 1974),
- Técnica de BRILLIANT & CRISTIE (*Serialization* – 1975),
- Técnica de WALTON (*Step Back Filling* – 1976),
- Técnica de MULLANEY (*Step Back Enlargement* – 1979),
- Técnica do ESTADO DE OHIO (1980),
- Técnica ESCALONADA COM RECUO PROGRESSIVO PROGRAMADO (1980),

- Técnica de DE DEUS (Técnica Telescópica Modificada – 1982),
- Técnica ESCALONADA COM RECUO PROGRESSIVO ANATÔMICO (LOPES & COSTA – 1986),
- Técnica HÍBRIDA (VALDRIGHI *et al.*, – 1991).

## **Movimentos de Alargamento**

### **Movimento de alargamento com rotação alternada por meio de contra-ângulo**

Conhecido também como sistema de movimentação recíproca ou sistemas oscilatórios (SYDNEY & BATISTA, 2005), é caracterizado por alargamento com rotação alternada por meio de contra-ângulos especiais. Estes contra-ângulos executam movimento de alargamento com rotação alternada, com giro à direita e à esquerda, descrevendo um arco de 30° e 45°, permitindo o acoplamento de instrumentos tipo K-File de aço inoxidável e de NiTi (LOPES *et al.*, 2004c).

O surgimento da automação veio da necessidade de aumentar a produção, manter e melhorar a qualidade do resultado final do preparo e diminuir o tempo e esforço físico despendido.

Nos anos 60 começaram a surgir os sistemas de rotação alternada, aparelhos como *Giromatic* (MicroMega, Suíça), *Endo Angle* (Union Broach, York, PA, USA) e *Endolift* (Kerr, CA, USA).

O *Giromatic* foi o mais difundido e o mais estudado. Sua cinemática era de alargamento à direita e à esquerda, utilizando-se de instrumentos

específicos, em forma de alargadores ou de limas farpadas (SYDNEY & BATISTA, 2005).

O'CONNEL & BRAYTON (1975), JUNGSMANN *et al.*, (1975), observaram a ação dos sistemas de rotação alternada e chegaram à conclusão que o preparo manual era mais eficaz. Os estudos apresentaram respostas histológicas e clínicas que os aparelhos não eram capazes de remover completamente o tecido pulpar, a pré-dentina e os debris. Observaram também que houve alterações na forma do canal.

Comparando quatro técnicas de instrumentação, em 1976 WEINE *et al.*, utilizando duas técnicas manuais e duas técnicas mecânicas, concluíram que a técnica manual com ação de alargamento foi a mais eficiente. Utilizaram o contra-ângulo W&H e o *Giromatic* os quais promoveram *zips* apicais severos, com alteração da forma original do canal.

Em 1982, LEHMAN & GERSTEIN testaram o sistema de rotação com giro alternado utilizando dentes naturais e canais radiculares artificiais, e compararam com a instrumentação manual. Para este estudo, utilizaram o *Giromatic*, *Endo Angle* e *Endofit* e concluíram que a instrumentação manual, principalmente com o estabelecimento do preparo cervical, à técnica manual, foi muito mais eficiente.

LEVY, em 1984, citado por AUCÉLIO, desenvolveu o *Canal Finder System* (*Societe Endo Technique*, Marseille-France) para dar uma forma final mais uniforme ao preparo.

Em 1985, WEISZ estudou 700 dentes com patologia periapical e estabeleceu um padrão de trabalho que consistia em preparo apical no mínimo

até o instrumento 25. O sistema foi utilizado em baixa velocidade, sem pré-curvar os instrumentos. Os resultados deste estudo foram bem satisfatórios: em 40% dos casos as lesões tinham desaparecido totalmente em 6 meses e 54% das lesões tinham diminuído de tamanho, além de não serem vistas as aberrações na forma do canal. Este autor concluiu que esses bons resultados foram uma consequência do domínio de emprego do aparelho e que a perda da sensibilidade tátil era contornada com um bom treinamento prévio.

GOLDMAN *et al.*, (1989) concluíram que o *Canal Finder System* demonstrou muitos casos de desvios apicais, necessitando de uma complementação manual.

HÜLSMAN & STRYGA (1993), relataram que o *Giromatic* poderia ser usado para alargamento inicial de canais atresiadados e curvos sem maiores danos ao preparo.

Com a evolução da Endodontia, melhor conhecimento da anatomia interna dos canais radiculares, ocorreram mudanças significativas no desenho e nos diâmetros dos instrumentos, facilitando a instrumentação.

Para SYDNEY & BATISTA (2005), dois fatos marcantes na Endodontia moderna vieram facilitar a dinâmica da instrumentação: o conhecimento do potencial nocivo da ponta do instrumento e a reintrodução dos movimentos baseados na ação de alargamento, proposto por ROANE *et al.*, em 1985, denominado de Força Balanceada e por DE DEUS, em 1992, como Movimento Oscilatório. A partir, desses fatos os contra-ângulos voltaram ao mercado, como instrumentos mais adequados e com uma melhor compreensão técnica.

Atualmente, os sistemas de Rotação Alternada disponíveis, são o M4- (Kerr), Tep-10R (NSK), Endo-Gripper (Moyco-Union Broach), contra-ângulo Kas com cabeça 3LD, Tep-super 16, Endo-Eze (Ultradent).

ABOU-RASS e ELLIS, em 1996, avaliaram a eficiência das técnicas: manual com limas FlexoFile Maillefer, *Canal Finder System* e a associação destas . Os resultados mostraram que os instrumentos automatizados poderiam ser utilizados para iniciar o preparo cervical até antes do início das curvaturas.

KOSA *et al.* (1999) trabalharam com sistema Endo - Gripper com limas Flex-R e M4 com limas *Safety Hedstroem*, sistema *ProFile Series 29, Quantec 2000*, não verificando diferença significativa entre os grupos. Em se tratando do tempo dispendido para o preparo, o autor salienta que o contra- ângulo Endo-Gripper foi apenas inferior ao sistema de rotação contínua *ProFile Series 29*.

SYDNEY *et al.*, (2001) avaliaram radiograficamente para analisar a ocorrência de deslocamento do preparo apical, após o preparo dos canais MV de primeiros molares superiores humano *in vitro*, empregando os sistemas de rotação alternada M-4, Endo-Gripper e contra-ângulo Kavo e a técnica manual dos movimentos oscilatórios, com instrumentos FlexoFile. Os resultados mostraram um índice de incidência de desvios para os sistemas de rotação alternada de 14,28% e 7,14% para o grupo em que o preparo foi realizado manualmente.

BATISTA, em 2002, comparou a ação do contra-ângulo Endo-Gripper associado a limas de aço inoxidável e de NiTi com a técnica manual. Quanto à capacidade de produzir deslocamento do preparo apical, não houve diferenças

estatísticas. Em canais preparados com Endo Gripper e limas NiTi, não houve ocorrência de *zip* nem fratura do instrumento.

LYON *et al.*, em 2003, analisaram instrumentos de NiTi e aço inoxidável, acionados pelo contra ângulo Endo - Gripper( Moyco Union Broach- USA), quanto ao deslocamento do preparo apical de canais radiculares de curvatura mediana. Não observaram diferenças quanto à natureza da liga metálica empregada na fabricação dos instrumentos no deslocamento apical. Segundo os autores, a diferença existente entre os instrumentos de NiTi e de aço inoxidável até o diâmetro correspondente ao 35, não foi suficiente para interferir no desgaste da parede externa dos canais radiculares, e a ausência de ângulo de transição nos instrumentos de aço inoxidável, Flex-R e Onyx-R (Moyco Union Broach-USA), assim como emprego dos movimentos oscilatórios obtidos por meio do contra-ângulo redutor, Endo - Gripper, foram fatores decisivos nos resultados obtidos.

BATISTA *et al.*, em 2003, analisaram o preparo de canais artificiais empregando o sistema de rotação alternada Endo-Gripper (Moyco Union Broach – USA), associado a limas de NiTi (Ônyx-R-Moyco Union Broach-USA) e instrumentação manual. Os resultados não mostraram diferenças estatísticas significativas quanto à técnica. O Endo-Gripper consumiu menor tempo de trabalho em relação à técnica manual. Na técnica manual, ocorreu fratura do instrumento.

LIMONGI *et al.*, (2004) avaliaram a presença de deslocamento do preparo apical no preparo de canais radiculares em raízes méso vestibulares de molares superiores humanos, utilizando-se de peças automatizadas de giro

contínuo, Sistema Pow-R e giro alternado, sistema M4. A análise da presença de desvios apicais foi realizada por meio de radiografias obtidas na plataforma radiográfica confeccionada para o experimento. Os resultados mostraram não haver diferença estatística significativa quanto a avaliação de desvio.

### **Movimento de alargamento com rotação contínua**

É caracterizado pelo movimento de alargamento, empregado nos instrumentos endodônticos, acionados a motor, com as seguintes manobras: avanço, rotação contínua à direita e tração (LOPES *et al.*, 2004c).

Para este movimento, empregam-se normalmente contra-ângulos redutores de velocidade que são acoplados em motores elétricos ou micromotores a ar que permitem controle de giro e torque. A velocidade de emprego varia entre 180 a 350 rpm e o torque 0,1 a 10Ncm (LOPES *et al.*, 2004c).

### **Considerações sobre Ligas Metálicas e Instrumentos Endodônticos**

#### **Liga de Aço Inoxidável**

Os aços inoxidáveis são ligas de ferro que contêm teores de cromo acima de 12% e são classificados de acordo com sua microestrutura e elementos. A adição de elementos a ligas altera a microestrutura, a influência na resistência mecânica, comportamento perante a corrosão e a fratura.

As ligas de aço inoxidável são denominadas como austenítica, ferrítica e martensíticas.

Os instrumentos endodônticos são produzidos com ligas de aço inoxidável austenítico. O aço inoxidável austenítico foi descoberto por volta de 1912 pelo alemão Edward Maurer. No aço inoxidável austenítico, a estrutura dos átomos de ferro estão arranjados na forma de estrutura cristalina cúbica de face centrada. Neste caso, os átomos se distribuem no espaço formando um cubo, ocupando a posição dos vértices e o centro das faces (LOPES *et al.*, 2004a).

Em qualquer um dos tipos de microestrutura, os elementos de liga podem substituir o ferro em qualquer posição cristalina, excetuando-se o carbono, o hidrogênio e o boro, que ocupam os vazios intersticiais existentes na célula. A liga de aço inoxidável austenítica possui 35% de níquel e 13% de cromo. Nos instrumentos endodônticos de aço inoxidável, os percentuais de elementos químicos variam com a marca comercial. Estas ligas possuem boa resistência à corrosão, à fratura, grande tenacidade e dureza, características estas que permitem que os instrumentos endodônticos vençam os carregamentos adversos encontrados durante a instrumentação do S.C.R. Os aços recomendados na fabricação de instrumentos endodônticos, conforme especificação número 29 da ANSI/ADA de 1976, são ligas inoxidáveis austeníticas, da série AISI (American Iron and Steel Institute) 301, 302, e 303 (LOPES *et al.*, 2004a).

## Liga de Níquel Titânio

A liga de níquel-titânio (NiTi) foi desenvolvida por BUEHLER e WANG em 1963, no Naval Ordnance Laboratory, NOL, em Silver Springs, Maryland, razão pela qual recebeu o nome de NiTiNOL. A liga de níquel titânio é uma liga com memória de forma (LOPES *et al.*, 2004a).

As ligas que possuem essa característica demonstram ter capacidades de retornarem para um tamanho ou forma previamente definido quando submetido a um procedimento termomecânico apropriado. As ligas com memória de forma apresentam alguns comportamentos termomecânicos típicos: efeito memória de forma e superelasticidade, ou pseudo-elasticidade. O efeito memória de forma (EMF) acontece quando o material (liga metálica) é capaz de recuperar completamente sua forma original por aquecimento acima de uma temperatura determinada. A superelasticidade, dá ao material um comportamento parecido com de algumas borrachas (*rubber like*), ou seja, quando o material é submetido a um carregamento ele pode ser deformado até 8% sem guardar nenhuma deformação residual, enquanto a maioria dos metais podem ser deformados de 0,1 a 0,2% do seu comprimento inicial. Esta grande elasticidade, mais do que o próprio efeito memória de forma, é o grande diferencial das ligas de níquel titânio em relação às de aço inoxidável empregadas na fabricação de instrumentos endodônticos (LOPES *et al.* 2004a).

O emprego das ligas de NiTi na Odontologia foi proposto por CIVJAN em 1975 ao sugerir que a liga de níquel-titânio possuía propriedades que encorajariam seu emprego na confecção de instrumentos endodônticos,

especialmente devido à superelasticidade , que permite que o instrumento sofra grande deslocamento elástico, sem deformação permanente, recuperando a sua forma original (LOPES *et al.*, 2004a).

WALIA *et al.*, em 1988, realizaram um estudo, analisando a possibilidade de utilizarem as ligas de níquel-titânio na confecção de limas endodônticas. Os autores concluíram que o instrumento protótipo de NiTi possuía flexibilidade duas a três vezes maior que os de aço inoxidável e era mais resistente à fratura, tanto com torque no sentido horário quanto no sentido anti-horário. Embora estudos relativos à sua eficiência de corte devessem ser realizados, o instrumento protótipo de NiTi mostrou ter um futuro promissor para instrumentação de canais curvos.

THOMPSON, em 2000, descreveu um relato com o propósito de promover uma visão geral das ligas de níquel-titânio usadas em Odontologia. A liga de níquel-titânio denominada Nitinol tem sido utilizada na fabricação dos instrumentos endodônticos nos últimos anos. Essa liga apresenta um menor módulo de elasticidade, quando comparada com o aço inoxidável. O comportamento superelástico dos fios de Nitinol significa capacidade de retornar a sua forma original, após serem submetidos a uma deformação. Tal comportamento mecânico é de interesse para a Endodontia, pois permitem a confecção de instrumentos endodônticos, propiciando vantagens no preparo de canais curvos. O autor concluiu que os instrumentos endodônticos de níquel-titânio são mais flexíveis que os de aço inoxidável e possuem a capacidade de preparar canais mais rapidamente, sem a ocorrência de aberrações; entretanto, apresentam alto custo e diminuição da capacidade de corte conforme o uso.

BERGMANS *et al.*, em 2001, relataram que devido à sua superelasticidade, as limas de níquel-titânio proporcionam um preparo mais cêntrico, com menor incidência de transporte e deformações ao longo das paredes do sistema de canais radiculares. Os autores também relataram que, com a utilização adequada e especial atenção, os sistemas de instrumentos de níquel-titânio podem ser considerados seguros, apresentando uma incidência mínima de falhas durante a instrumentação.

Em 2004d, LOPES *et al.*, avaliando a flexibilidade de instrumentos endodônticos tipo K, fabricados em aço inoxidável e em níquel titânio, chegaram à conclusão, corroborando com outros autores, de que os instrumentos de NiTi são mais flexíveis que os de aço inoxidável.

### **Limas K-FlexoFile (MAILLEFER, Ballaigues, Suíça)**

As limas K-FlexoFile são fabricadas desde 1981 pela Maillefer Instruments –Suíça. Apresentam uma parte de trabalho semelhante à da lima tipo K, mas com maior número de hélices (média de 29) por unidade de comprimento, conferindo ao instrumento maior capacidade de corte. Possuem a ponta cônica, cilíndrica, com extremidade truncada e sem ângulo de transição, são fabricadas por torção de uma haste piramidal de aço inoxidável de seção reta transversal triangular e o ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento é de 45°.

São oferecidas comercialmente, nos comprimentos 18, 21, 25, e 31 mm. O cabo do instrumento é anatômico, apresentando ranhuras horizontais, que facilitam o manuseio. Uma das grandes vantagens da lima K-FlexoFile é a sua

maior flexibilidade, quando comparada a outras limas tipo K de aço inoxidável. Essa flexibilidade favorece a passagem do instrumento nos segmentos curvos dos canais radiculares, diminuindo significativamente a possibilidade de degraus, deslocamentos apicais e perfurações (Pereira, 2002; Lopes *et al.*; 2004a).

### **Limas K- Nitiflex (Maillefer, Ballaigues, Suíça)**

LOPES *et al.*, (2004a) explicam que as limas K-Nitiflex são fabricadas por usinagem de um fio metálico de níquel-titânio de seção reta transversal circular. A haste helicoidal apresenta seção reta transversal de forma triangular. São oferecidas comercialmente nos comprimentos 21 e 25mm e nos números de 15 á 60. A ponta do instrumento apresenta figura de um cone circular, extremidade truncada e sem ângulo de transição, ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento e de 45°.

### **Instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor**

Com o advento das ligas de níquel-titânio, a idéia de instrumentos acionados a motor que pudessem ser usados no interior de canais radiculares, especialmente os curvos, foram aparecendo. Não era mais necessário tentar imitar o movimento manual, pois a flexibilidade do Nitinol permitia a introdução dos instrumentos, executando uma rotação de 360 graus em canais curvos(LEONARDO & LEONARDO, 2002a).

Os primeiros instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor foram desenvolvidos por MCSPADDEN (1996), que introduziu um sistema constituído por um motor elétrico, NT Matic e limas conhecidas como NT Engine Files e Mc Xim Files. As limas NT Engine Files são convencionais com conicidade de 0,02 mm, mas apresentam diferenças em seu desenho. As limas Mc Xim Files foram especialmente fabricadas para esse sistema, uma vez que o diâmetro  $D_1/D_0$  foi mantido sempre com 0,25mm, embora o  $D_2/D_{16}$  tenha variado em função da conicidade. Desta forma, a conformação, acentuadamente cônica destas limas, permite maior desgaste ao nível coronário, desgaste anticurvatura, mantendo, porém, o diâmetro cirúrgico apical equivalente ao  $D_1/D_0$ , isto é, 0,25mm.

Os instrumentos do Sistema K<sup>3</sup> são fabricados pela Sybron Dental Specialties Kerr (Cidade do México, México), e são constituídos de limas endodônticas e de alargadores cervicais (LOPES *et al.*, 2004a).

As limas K<sup>3</sup> são oferecidas comercialmente nas conicidades de 0,02,0,04 e 0,06mm nos comprimentos de 21, 25 e 30mm e nos números de 15 a 60. Na haste de fixação existem dois anéis coloridos: um próximo à extremidade (denominado de superior) corresponde à conicidade e o outro (denominado de inferior) ao diâmetro do instrumento em  $D_0$  (LEONARDO & LEONARDO, 2002b). A ponta do instrumento K<sup>3</sup> apresenta a figura de um cone circular e sua extremidade é arredondada. O ângulo da ponta é menor do que 60° (40 a 45°) não tem ângulo de transição. O ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento aumenta de  $D_0$  (30° aproximadamente) para  $D_{16}$  (45° aproximadamente). O número de hélices varia entre 13 (instrumentos de

n.º 60) e 28 (instrumentos de n.º 15). O núcleo dessas limas é cônico invertido, com o menor diâmetro voltado para o término da haste helicoidal, o que permite a esses instrumentos apresentarem boa flexibilidade ao longo de toda sua haste helicoidal cônica. A profundidade do canal helicoidal aumenta de  $D_0$  e para  $D_{16}$  ( LOPES *et al.*, 2004a).

A haste helicoidal apresenta seção reta transversal com três arestas laterais de corte, formadas pela interseção da guia radial e a superfície de ataque do canal helicoidal. O ângulo interno da aresta lateral de corte é de 60º aproximadamente e o seu vértice, agudo. O ângulo de ataque é negativo, ou seja, o ponto de referência da aresta lateral de corte está atrasado em relação à superfície de ataque do instrumento. A guia radial é ampla proporcionando um aumento da área da seção reta transversal e do núcleo do instrumento, aumentando com isso a sua resistência à fratura por torção, porém, reduzindo a sua flexibilidade e conseqüentemente a resistência à fratura por fadiga de baixo ciclo (LOPES *et al.*, 2004a).

Os alargadores cervicais (Orifice Opener) apresentam a ponta com característica morfológica semelhante à de uma lima  $K^3$ . A haste helicoidal tem seção reta transversal com duas arestas laterais de corte, formadas pela interseção da guia radial e a superfície de ataque do canal helicoidal. As arestas laterais de corte são diametralmente opostas (180º) e seu ângulo interno é de aproximadamente 90º. São oferecidos comercialmente no comprimento de 17mm e nos números e conicidades de 25/0,08 , 25/0,10e 25/0,12, o comprimento da parte de trabalho é de 10mm. O ângulo agudo da ponta é menor do que 60º (40 a 45º). O número de hélices em média é de

quatro. O ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento aumenta de  $D_0$  ( $20^\circ$  aproximadamente) para  $D_{10}$  ( $30^\circ$  aproximadamente).

### **Métodos de avaliação do deslocamento apical do preparo**

A instrumentação dos SRC tem como objetivo a obtenção de um canal radicular de formato cônico, com menor diâmetro apical, e o maior em nível coronário. Este objetivo é conseguido em canais retos, mas em canais curvos se torna uma tarefa mais complicada, exigindo do operador conhecimento e atenção à técnica a ser utilizada e à eleição do instrumento.

No canal curvo, a forma final do preparo geralmente apresenta algum desvio em relação ao original. Isto ocorre devido aos fatores: valor do raio da curvatura, localização da curvatura, comprimento do arco, flexibilidade e diâmetro do instrumento endodôntico utilizado, localização da abertura foraminal e dureza da dentina (LOPES *et al.*, 2004b).

Na instrumentação, podemos detectar 3 áreas onde o instrumento exerce pressão contra as paredes dentinárias provocando desgaste acentuado e indesejável.

Na embocadura do canal, o instrumento tende a gastar a parte côncava do canal, no terço médio a parte convexa do canal e no terço apical a parede côncava do canal podendo formar o degrau ou transporte. (LOPES *et al.*, 2004b).

Para minimizar os acidentes ocorridos durante a instrumentação de canais, tem-se sugerido modificações nas técnicas, como por exemplo, o pré-

alargamento “*pre-flaring*” do terço cervical e avanços tecnológicos como o advento da utilização da liga de níquel titânio no fabrico dos instrumentos endodônticos, que permite, então, instrumentos mais flexíveis.

Modificações no desenho das limas, principalmente na haste helicoidal e na ponta do instrumento também estão ocorrendo para evitar os problemas pertinentes à instrumentação de canais curvos e atresiadados (LOPES *et al.*, 2004b).

Desvio ou transporte apical conceitua-se pela mudança do trajeto do canal radicular em sua região apical, ocorrendo na parede côncava do canal radicular curvo ( parede externa da raiz).

Quando este desvio ocorre de maneira que permanece em massa dentária e não se exterioriza, é denominado transporte apical interno, ao passo que, quando há essa exteriorização e o forame apical original é rasgado, é denominado transporte apical externo ou *zip* apical (WEINE, 1975; LOPES *et al.*, 2004b).

Ainda de acordo com LOPES *et al.*, 2004b, o mecanismo para a formação do deslocamento do preparo interno ou externo é o mesmo, diferenciando-se na posição da extremidade apical do instrumento em relação ao forame apical.

Como exposto, concluímos que, para prevenir o transporte do preparo apical, é mister a atenção para o uso de instrumentos de maior elasticidade e a utilização do movimento de alargamento, evitando-se o uso de movimento de limagem.

Muitos autores vêm, ao longo dos anos, discutindo o transporte do preparo apical em relação aos tipos de movimentos e em relação aos instrumentos empregados. Elegemos, nesta revisão de literatura, os mais importantes e os que contribuíram para a feitura do nosso experimento.

LIM & WEBBER (1985a) utilizaram vinte cinco dentes extraídos de humanos com canal único e curvatura moderada (10 - 20°), outros vinte cinco dentes com curvaturas severas (25 - 40°), 12 canais radiculares artificiais com curvatura moderada (15°) e 12 canais radiculares artificiais com curvatura severa (30°). As curvaturas foram determinadas empregando-se a metodologia de SCHNEIDER (1971), e os blocos foram confeccionados em resina de poliéster. Os dentes e os blocos foram preparados similarmente, valendo-se da instrumentação seriada do instrumento nº 15 ao nº 25, sendo o preparo considerado completo, quando a lima nº 30 alcançasse o comprimento de 1mm aquém do comprimento de trabalho, sendo todas as limas pré-curvadas. Os resultados mostraram que os canais radiculares artificiais, confeccionados em resina de poliéster transparente, constituem um válido modelo experimental para o estudo das alterações na forma do canal radicular. A incidência de canais em forma de "ampulheta" foi maior em curvaturas mais severas.

LIM & WEBBER (1985b) estudaram os efeitos da técnica escalonada no preparo de dentes humanos, em raízes com curvaturas moderadas (10° - 20°) e curvaturas severas (25° - 40°). Uma única técnica de instrumentação foi empregada para os dois grupos, iniciando com as limas nº 15 a nº 25 e o preparo apical estaria finalizado, quando a lima nº 30 alcançasse o comprimento de 1 milímetro aquém do comprimento de trabalho. Foi realizado

um escalonamento com recuo programado de 1 mm do instrumento nº 30 ao nº 40, sendo todas as limas pré-curvadas. Utilizando o método de sobreposição radiográfica, constataram que a incidência de canais em forma de "ampulheta" aumentou em curvaturas severas. A dilatação coronal deu forma de funil ao preparo, e o escalonamento aumentou o risco de rompimento ou exagerado desgaste na parte interna das curvaturas. Em curvaturas moderadas, 16% mostraram *zip* após completa instrumentação, enquanto que, em curvaturas severas, 80% apresentavam este acidente.

ESPOSITO & CUNNINGHAM (1995) compararam a capacidade de manter a forma original em quarenta dentes extraídos de humanos, com limas de níquel-titânio manual, rotatórios (MAC) e de aço inoxidável (K-Flex). Utilizando o método radiográfico, concluíram que as limas de níquel-titânio têm maior capacidade em manter a forma original quando o preparo era dilatado até a lima nº 35 ou nº 40 na porção apical.

SCHÄFER (1996) utilizou blocos de resina transparente com canais radiculares curvos em 42º, que foram preparados com instrumentos Flexoreamer, Flex-R ou K-FlexoFile de nº 15 ao nº 35 pelas técnicas ; com forças balanceadas, com escalonamento e com técnica combinada. O fator de forma foi analisado e os melhores resultados foram verificados quando os canais foram primeiramente dilatados com Flexoreamer ou Flex-R nº 15 e nº 20 usando movimento de rotação, seguido pelos instrumentos nº 25 a nº 35, usando forças balanceadas. Essa combinação favorece o preparo do canal sem transporte.

COLEMAN *et al.*, em 1996, compararam a utilização de limas manuais de níquel-titânio e de aço inoxidável até a lima memória de número 25, no preparo de canais mesiais de molares inferiores. Os autores concluíram, a partir de imagens digitais, realizadas antes e após instrumentação, que as limas de níquel-titânio proporcionaram menor índice de transporte apical. Em relação à área, tempo de instrumentação e formato transversal dos canais, não foram encontradas diferenças significativas entre estes instrumentos e os de aço inoxidável.

ZMENER & BANEGAS (1996) compararam os resultados do preparo de canais radiculares utilizando a técnica manual, ultra sônica e rotatória (*ProFile.0 04 series 29*) utilizando 45 blocos de resina com canais curvos. Com o uso do método da dupla exposição radiográfica, os autores observaram que a instrumentação rotatória promoveu canais mais centrados e preparos mais homogêneos do que a técnica manual e ultra - sônica, as quais alteraram as curvaturas originais, apresentando transporte em diferentes níveis do comprimento de trabalho.

COLEMAN & SVEC (1997) compararam os preparos decorrentes da técnica escalonada usando limas tipo K de aço inoxidável e níquel titânio em canais artificiais curvos. Foram produzidas imagens computadorizadas, sendo que os blocos foram também seccionados em três níveis: 1 a 2mm do forame, na metade da curvatura e porção cervical. Os resultados mostraram que as limas de níquel-titânio causaram significativamente menos transporte e deixaram o canal mais centrado na porção apical. Utilizando-se da mesma metodologia de preparos em dentes humanos, os resultados foram similares.

Comparando a eficiência do preparo do sistema de canais radiculares. BISHOP e DUMMER (1997) utilizaram limas manuais de níquel-titânio (Nitiflex) e de aço inoxidável (FlexoFile), em canais artificiais em blocos de resina. A partir de processamento e análise das imagens pré e pós-operatórias, os autores concluíram que as limas Nitiflex promoveram um preparo de melhor qualidade e melhor forma que as limas FlexoFile, apresentando um menor número de instrumentos fraturados, *zips*, degraus e perfurações.

LOPES *et al.*, (1997), através de análise radiográfica, avaliaram os deslocamentos dos preparos apicais após a instrumentação do canal radicular. Utilizando limas manuais de aço inoxidável e de níquel-titânio e limas rotatórias de níquel-titânio *ProFile* 0.04 Series 29. As imagens radiográficas pré e pós-instrumentação foram projetadas com aumento de 20 vezes e o contorno dos instrumentos e dos dentes foram delimitados em uma folha de papel branco, pela sobreposição das imagens, coincidindo-se o contorno dos dentes. A separação entre os pontos correspondentes aos deslocamentos, devido à instrumentação, foi medida com paquímetro Mitutoyo. Os resultados demonstraram que as limas de NiTi exibiram menores valores em relação as de aço inoxidável; as limas de NiTi acionadas a motor exibiram menores valores em relação as de NiTi manuais.

THOMPSON & DUMMER (1997a) avaliaram a capacidade dos instrumentos rotatórios *ProFile* 0.4 série 29 de níquel-titânio, no preparo de canais radiculares artificiais com curvatura, valendo-se da técnica escalonada no sentido cérvico-apical. Verificaram a eficiência dos instrumentos em termos

de tempo, fratura, perda do comprimento de trabalho, obstrução e forma tridimensional do canal. Os resultados mostraram que o tempo necessário para o preparo do canal não foi influenciado significativamente pela forma do canal. Nenhum canal tornou-se obstruído com restos de resina e a perda da distância foi em média 0,5mm ou menos. As impressões das formas dos canais demonstraram que eles apresentavam um "batente apical" definido com paredes lisas e boa conicidade. Concluíram que o aludido instrumento preparou rapidamente canais artificiais criando boa forma tridimensional.

THOMPSON & DUMMER (1997b) avaliaram a capacidade do instrumento *ProFile* .04 Series 29 em dar forma a canais radiculares artificiais curvos, valendo-se da técnica cérvico-apical. Foram analisados vários fatores em relação a forma tais como: *zips*, *danger zones*, perfurações, *elbows* e degraus. Os resultados mostraram que nenhum *zip*, perfuração ou "*danger zones*" foram observados, mas, em 60% foram evidenciados degraus. A direção do transporte em curvaturas de 8mm de comprimento ficou equilibrada entre a parte interna e externa, mas, em curvaturas de 12mm, foi mais para o lado externo. Foi removida a excessiva quantidade de resina do lado externo na parte apical da curvatura, sendo associada a degraus.

SHORT *et al.*, (1997), a fim de compararem a ocorrência de transporte apical em canais curvos de molares inferiores, utilizaram os sistemas automatizados de níquel-titânio *ProFile* 0.04 série 29, o e Lightspeed e a técnica manual Step-Back, com limas de aço inoxidável Flex-R. As imagens digitalizadas de cortes transversais (a 1, 3 e 5 mm do comprimento de

trabalho), antes e após a instrumentação dos canais foram comparadas, e foi concluído que os sistemas rotatórios promoveram preparos de melhor qualidade e com menor índice de transporte, sendo que a diferença entre a instrumentação manual e os sistemas rotatórios foi maior após o uso da lima nº 40 do que da lima nº 30. Os autores também constataram que os sistemas de rotatórios foram significativamente mais rápidos que a instrumentação manual.

LOPES *et al.*, (1998) utilizaram primeiros e segundos molares inferiores, que foram montados em plataformas de resina para avaliar a ocorrência de transporte apical. Para isso, prepararam estes canais com limas K-FlexoFile, ou limas K-FlexoFile intercaladas com limas intermediárias K-FlexoFile Gold Médium. Após a análise por sobreposição das radiografias pré e pós-instrumentação, os autores concluíram que o transporte apical ocorreu de forma freqüente, mesmo quando os instrumentos de diâmetros intermediários (FlexoFile Golden Medium) foram utilizados. O emprego intercalado desses com limas convencionais FlexoFile não promoveu redução estaticamente significativa do transporte apical.

Neste artigo, os autores também propuseram o método geométrico, que é determinado pelo encontro das mediatrizes de duas cordas da região de maior curvatura do canal radicular, classificando as curvaturas dos canais em suaves: raio igual ou > que 20 mm, moderadas: raio > que 10 mm e < que 20mm, e severas: igual ou < que 10 mm.

CIMIS *et al.*, (1988) utilizando molares inferiores extraídos de humanos, com curvaturas variando de 45° a 60° (método de Schneider) observaram que

após a instrumentação dos canais radiculares com limas tipo K de número 20 ou menores (n<sup>os</sup> 10 e 15) ocorreu o deslocamento do preparo apical em 55% das amostras. Os deslocamentos dos prepares apicais foram considerados suaves ( $\leq$  a 0,25 mm), moderados ( $>$  0,25 mm e  $\leq$  a 0,5mm) e severos ( $>$  0,5 mm).

BRYANT *et al.*, (1998a) avaliaram a capacidade de modelagem dos instrumentos *ProFile* 0.04 em canais artificiais. Quarenta canais, fabricados em quatro diferentes formas em termos de ângulo e posição da curvatura foram instrumentados, usando a técnica coroa-ápice recomendada pelo fabricante. Os autores observaram o tempo de preparo, os defeitos dos instrumentos utilizados, se houve ou não bloqueio do canal, a perda do comprimento de trabalho e a forma tridimensional do mesmo. Observou-se que o tempo gasto para a instrumentação do canal foi de 2 minutos. Quanto aos defeitos, três instrumentos fraturaram e três deformaram plasticamente. Nenhum canal foi bloqueado e a perda do comprimento do trabalho foi mínima. Os autores concluíram que os instrumentos *ProFile* 0.04 criaram uma boa modelagem nos canais artificiais .

BRYANT *et al.*, (1998b) determinaram a capacidade de modelagem das limas rotatórias de níquel titânio *ProFile* conicidade .04, com pontas padrão isso em canais artificiais . Os autores utilizaram da mesma metodologia citada no trabalho descrita acima, porém observaram a prevalência de distorções (*zip* e *elbow*) e a quantidade de transporte observada após a instrumentação. Os autores encontraram nove *zips* (24%) e um degrau (curvatura de 40°).

Nenhuma perfuração da zona de perigo foi encontrada. Houve uma tendência do instrumento em remover mais o material da parede externa do canal.

BRYANT *et al.*, (1999) determinaram a capacidade de modelagem de instrumentos rotatórios de níquel-titânio *ProFile* (Maillefer, Dentsply, Suíça) conicidade 0,04 e 0,06 em canais radiculares artificiais . O total de quarenta canais radiculares artificiais compostos de quatro diferentes formatos em relação à angulação e posição da curvatura foram preparados usando a técnica *crown-down* recomendada pelo fabricante. Fotografias pré-operatórias de cada canal radicular foram gravadas em discos ópticos utilizando um pacote de análise de imagens. Os canais artificiais foram preparados e as fotografias pós-operatórias foram sobrepostas as imagens originais. O uso combinado de instrumentos rotatórios *ProFile* conicidade 0,04 e 0,06 foi rápido, eficaz e produziu boas modelagens do canal radicular, com exceção daqueles onde havia arcos com comprimentos curtos que se iniciavam próximos ao limite apical.

PESCE *et al.*, (1999) compararam *in vitro* a eficiência do preparo manual de canais radiculares utilizando limas Nitiflex e FlexoFile empregando a técnica de preparo cérvico – apical. Para este estudo foram utilizadas quarenta raízes mesio vestibulares de molares superiores extraídos. Após o preparo, os canais radiculares foram moldados com material de impressão à base de silicone e examinados quanto à presença ou não de deslocamento do preparo apical. Os autores concluíram que não houve diferenças estatísticas significantes entre os dois tipos de instrumentos testados, apesar de que algumas amostras do grupo

de canais instrumentados com lima FlexoFile apresentaram maior deslocamento do preparo apical.

Ainda em 1999, MIRANZI *et al.*, avaliaram a eficiência das limas Flex- R em canais artificiais curvos utilizando a técnica cérvico apical e comparando dois tipos de movimentos. Utilizaram brocas Gates Glidden nº1 e nº2 para auxiliar no processo do preparo cervical e o preparo apical foi realizado até um instrumento nº40. Os blocos foram divididos em dois grupos, o primeiro foi preparado com movimento de limagem, e o segundo grupo com forças balanceadas. As imagens foram feitas antes e depois dos preparos e os autores concluíram que o movimento de limagem produz irregularidades aos preparos dos canais artificiais curvos, e que este movimento acumula mais restos de resina na porção apical, dificultando o retorno ao comprimento de trabalho e que o movimento de forças balanceadas mantém o preparo mais centrado e com pouca incidência de acidentes, além de acumular menos restos de resina na porção apical, facilitando o retorno ao comprimento de trabalho inicial.

ALVES & SALGADO (2000) averiguaram a eficiência do preparo do canal radicular, quanto à ocorrência de deslocamento do preparo apical, comparando instrumentos de aço inoxidável pela técnica de Roane (limas Flex- R), com instrumentos acionados a motor (Sistema Quantec Series 2000). Trinta canais MV de primeiros molares inferiores foram utilizadas, empregando o método da plataforma radiográfica, com a finalidade de estudar a capacidade de manutenção da forma original do canal radicular no 1/3 apical. Os resultados relataram que ocorreu maior incidência de deslocamento do preparo

apical com a técnica de preparo manual (limas Flex- R) do que com o sistema de rotação contínua Quantec 2000.

KUM *et al.*, (2000) estudaram o preparo do sistema de canais radiculares, utilizando três técnicas de instrumentação rotatória (*ProFile .04*, *ProFile .04 + ProFile .06*, *ProFile GT + ProFile .04*) e a Instrumentação manual *Step Back* (K-FlexoFile - grupo controle) em canais artificiais, observaram a prevalência de aberrações nos canais, alterações do comprimento de trabalho e tempo gasto no preparo. Após a análise das imagens pré e pós-instrumentação escaneadas, os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os três grupos rotatórios em relação a forma do canal. Entretanto, a técnica manual *Step-Back* apresentou tempo de trabalho significativamente maior do que o dos grupos rotatórios.

Pelo método da dupla exposição radiográfica e auxílio das imagens digitalizadas dos canais, NISHIYAMA (2001) realizou uma análise comparativa entre as técnicas de instrumentação mecânica rotatória, empregando uma série de limas reduzidas Quantec, empregando uma série de limas reduzidas Quantec com Flare, e uma série reduzida Quantec sem auxílio das Flare. Buscou-se analisar o ângulo de curvatura do instrumento antes e após a instrumentação, avaliar o deslocamento do centro do instrumento na porção apical após a instrumentação e observar a alteração da área da seção transversal proporcionada por cada uma das técnicas estudadas. O autor concluiu que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os três grupos, quanto à variação do ângulo e deslocamento do centro do instrumento na porção apical, após a instrumentação. Quanto à diferença na área de seção

transversal, somente o sistema *Quantec*, sem o auxílio da *Flare*, promoveu desgaste inferior no terço apical, não havendo diferenças quando da avaliação do terço médio.

Em 2001, GARIP & GÜNDAY, utilizando o método de tomografia, compararam o preparo de 80 canais artificiais, instrumentados com limas de níquel titânio manuais, Nitiflex, R-Files, NiTi Hédstroem files, K-FlexoFile e Stainless Steel Hédstroem files, concluíram que os instrumentos de níquel titânio transportaram menos apicalmente em comparação aos de aço inox.

IMURA *et al.*, em 2001, prepararam 72 raízes mesiais com *ProFile* 0.04, Pow-R e Flex-R manuais. Para este estudo, separaram as amostras por similares curvaturas em grupos de A a D, utilizaram um *software* digital para comparar imagens de um canal não instrumentado e instrumentado. Concluíram que, no terço apical, *ProFile* 0.04 corta mais a parede externa do canal causando uma significativa diferença estatística.

ESBERARD *et al.*, (2002) avaliaram quatro tipos de instrumentos lançados na época no mercado (Morflex, Flex-R, Onyx-R e Nitiflex) e comparou estes com limas tipo Kerr e limas FlexoFile. Este estudo foi feito por meios de blocos de resina e avaliados no seguinte aspecto: degrau apical, formação de deslocamento do preparo apical, atuação em todas as paredes do canal radicular e preparo apical. Foram utilizados em todos os canais artificiais uma instrumentação até a lima de número 25 e em seguida, empregou-se a técnica escalonada com recuo progressivo programado até o instrumento 40. Concluíram que as limas Onyx-R, Flex-R desviaram, menos o canal artificial.

E, para o preparo do terço apical, as limas Flex-R apresentaram melhores resultados, seguidas pelas limas FlexoFile.

HATA *et al.*, em 2002, avaliando o preparo do canal pelos sistemas *ProFile*, *GT* e Flex-R com técnica das forças balanceadas em canais curvos artificiais estipularam que as medidas obtidas das paredes internas seriam registradas como valores negativos, e os valores medidos das paredes externas seriam registrados positivos. Logo, quando o somatório entre esses valores era zero, consideravam que o canal estava perfeitamente instrumentado, sem desvio; quando o somatório era negativo ou positivo, era considerado que houve desvio ou da parede externa ou da parede interna. Os autores concluíram que, no milímetro final do canal, os sistemas *GT* e *ProFile* realizaram transporte apical mais freqüente no lado externo da curvatura, e, nos canais instrumentados pela técnica das forças balanceadas, o transporte apical foi mais freqüente no lado interno.

Em 2002, FERREIRA *et al.*, utilizaram 40 canais artificiais em resina de poliéster com graus de curvatura variando entre 30 e 35 para analisar o grau de transporte dos canais preparados pela técnica *Step-down*, modificada com limas de aço inoxidável na cinemática de anticurvatura e limas de níquel-titânio na cinemática da força balanceada. A verificação do transporte foi realizada por meio de radiografias obtidas na plataforma radiográfica, através da superposição de imagens referentes à posição original do canal e ao resultado final da modelagem. Após a análise dos resultados, pode-se verificar a superioridade das limas de níquel-titânio e da cinemática da força balanceada no preparo do canal, tanto ao nível do terço médio quanto ao do apical.

SCHÄFER & FLOREK, em 2003, compararam os instrumentos K<sup>3</sup> acionados a motor com limas manuais K-FlexoFile em canais artificiais. Imagens pré e pós operatórias foram obtidas e analisadas por um *software*. Baseados na superposição das imagens, vários erros puderam ser constatados como *zip* apical, degrau e perfuração. Os resultados desse estudo foram que *zips* apicais e degraus são mais vistos com limas K-FlexoFile quando comparados à lima K<sup>3</sup>. Para a utilização das limas tipo K-FlexoFile, foram utilizadas uma seqüência dos autores já que as técnicas *crown-down* e das forças balanceadas se mostraram insatisfatórias no projeto piloto.

PESSOTTI, em 2003, utilizando canais artificiais CS-20 (P-oclusal- SP-Brasil) com uma média de microdureza de 16,8HK comparou o transporte apical utilizando instrumentos rotatórios *ProFile* .04, K<sup>3</sup> e instrumentos manuais K-FlexoFile. Para isso, utilizou imagens radiográficas e, por meio de um recurso do *software image tool* versão 1,27, essas imagens radiográficas foram ampliadas e analisadas quanto ao deslocamento do centro do instrumento na porção apical. Este deslocamento foi realizado empregando-se um sistema de cálculo de distância linear. Não houve diferenças estatísticas significantes entre os grupos das limas *ProFile* 0,04 e k<sup>3</sup>. Porém houve diferenças estatísticas significativas quando comparadas com instrumentos de aço inoxidável.

SONNTAG *et al.*, em 2003, comparando o efeito entre a instrumentação com a técnica *stepback*, utilizando limas de aço inoxidável e limas de NiTi acionadas a motor com a técnica *crown-down*, feitas por estudantes, concluíram que, mesmo sendo utilizados por operadores inexperientes, *zips* e

*elbows* ocorreram com menos freqüência quando usadas as limas de NiTi acionadas a motor.

SCHÄFER & SCHLINGEMANN (2003) determinaram a eficiência de limpeza e capacidade de modelagem em canais radiculares com curvaturas severas em dentes extraídos, preparados por instrumentos acionados a motor de níquel-titânio K<sup>3</sup> (SybronEndo, CA, USA) e compararam com limas manuais de aço inoxidável K-FlexoFile (Maillefer, Dentsply, Suíça). Um total de sessenta canais radiculares de molares superiores e inferiores com curvaturas em torno de 25 a 35 graus foram divididos em dois grupos iguais de canais. Baseados nas radiografias tiradas antes da instrumentação com o instrumento inicial inserido no interior do canal, os grupos foram separados em relação ao ângulo e ao raio da curvatura. Os canais foram preparados por instrumentos K<sup>3</sup> com a técnica *crown-down* e por limas K-FlexoFile com movimentos de alargamento até a lima nº 35. Após cada instrumento, o canal radicular foi irrigado com 5mL de solução de NaOCl a 2,5% e, ao final da instrumentação, uma nova irrigação com 5mL de soro fisiológico. Utilizando radiografias pré e pós-instrumentação, a correção (perda da curvatura) dos canais radiculares foi determinada por um programa computadorizado de análise de imagens. Após o corte longitudinal das raízes, a quantidade de debris e de lama dentinária foi quantificada com base em uma escala de avaliação numérica, usando um microscópio eletrônico de varredura. Sob as condições do estudo realizado, as limas K-FlexoFile promoveram melhora significativa na remoção de debris do que os instrumentos K<sup>3</sup>; por outro lado, instrumentos K<sup>3</sup> mantiveram melhor a curvatura original.

VALOIS & COSTA JR (2003), avaliando radiograficamente o deslocamento apical de canais curvos após a instrumentação, utilizaram 45 raízes MV de molares superiores humanos, incluindo estas raízes em blocos de resina acrílica e dividindo em três grupos de 15 dentes cada. Os grupos um e dois foram instrumentados com os sistemas mecânico - rotatórios *ProFile* e *GT*, respectivamente, e o grupo três com as limas manuais de aço inoxidável. Após análise das radiografias pré e pós - instrumentação, o deslocamento do preparo apical do canal radicular foi quantificado num aumento de 28 vezes e por meio do uso de régua milimetrada. Pela análise estatística dos dados obtidos, os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Em 2004, PEREIRA *et al.*, a partir de 36 canais artificiais curvos confeccionados em bloco de resina epóxi transparente, instrumentados por limas de níquel-titânio Nitiflex com pontas ISO e por limas de níquel-titânio *ProFile* Series 29 foram divididos em dois grupos para análise dos índices de transporte apical e tempo despendido durante o preparo. Com auxílio de uma plataforma metálica, foi empregada a técnica da dupla exposição radiográfica. As radiografias resultantes foram posicionadas em um *scanner*, e as imagens digitalizadas, visualizadas no monitor de um microcomputador. A aferição de transporte apical foi realizada pelo *software Digora for windows* 1.51. Os autores concluíram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos experimentais em relação ao transporte apical, porém o grupo cuja instrumentação foi feita com limas de níquel titânio Nitiflex teve o menor tempo médio despendido.

Em 2004, CALBERSON *et al.*, determinaram a capacidade de modelagem de instrumentos de níquel-titânio ProTaper (Maillefer, Dentsply, Suíça) em canais artificiais de resina. Quarenta canais com quatro diferentes formas em relação à angulação (20° e 40°) e à posição da curvatura (secção reta antes da curvatura de 8 e 12 mm) foram alargados de acordo com as especificações do fabricante com as limas de finalização F1, F2 e F3 no comprimento total de trabalho. Por meio de uma câmera digital apoiada por uma mesa confeccionada para o experimento, fotografias pré e pós-operatórias foram realizadas, gravadas e superpostas e as aberrações identificadas.

As medidas foram tomadas em cinco diferentes pontos: no orifício de entrada; metade do caminho do orifício na porção reta; início da curvatura; ápice da curvatura e limite apical. Os instrumentos ProTaper realizaram preparos de conicidade aceitável em todos os tipos de canal. Quando do uso de F2 e F3 em canais curvos, devem ser tomados cuidados para evitar uma retirada excessiva de material na curvatura interna, formando zonas de perigo..

Em 2004, VELTRI *et al.*, compararam a capacidade dos instrumentos *Pro Taper* e *GT* quanto à habilidade de manter a forma do canal em dentes naturais, dividiram os espécimes em dois grupos e realizaram radiografias pós e pré operatórias., localizando os seguintes pontos: orifício de entrada; metade do caminho do orifício na porção reta; início da curvatura; ápice da curvatura e limite apical. Traçando retas a partir destes pontos para verificar a parede em que houve o maior desgaste do canal. Não houve diferenças estatísticas entre os dois instrumentos.

Também em 2004, DUARTE *et al.*, estudaram a eficiência do sistema *ProFile* e do sistema  $K^3$  no preparo de canais curvos artificiais. Neste estudo, foram utilizados vinte blocos de resina nos quais foram confeccionados dois pontos de amálgama na parte externa. Realizou-se, então, uma radiografia pré-operatória com instrumento nº15, e os blocos foram divididos em dois grupos: o primeiro grupo foi instrumentado pelo sistema *ProFile*, e o segundo pelo sistema  $K^3$ . Após a confecção do preparo, um cone 25 foi inserido dentro dos canais artificiais para verificação da qualidade do preparo em termos de dilatação e uma nova radiografia foi realizada com o instrumento nº25 no comprimento de trabalho. As radiografias pré e pós operatórias foram escaneadas e realizou-se a determinação do desvio no programa *Digora*. Os autores concluíram que ambos os sistemas apresentaram segurança no preparo de canais curvos, apresentando baixos índices de desvio. O Sistema  $K^3$  preparou os canais mais rapidamente e a qualidade do preparo em relação à dilatação foi melhor para o sistema  $K^3$  quando comparado ao sistema *ProFile*.

TASDEMIR *et al.*, em 2005, avaliaram por meio de tomografias computadorizadas o preparo de vinte raízes mesio - vestibulares, instrumentados pelo sistema HERO 642- NiTi e instrumentação manual utilizando instrumentos K- File. Os resultados mostraram que houve menos transporte do canal original, principalmente no terço médio e cervical quando utilizaram o sistema HERO.

Em 2005, GUELZOW *et al.*, comparando seis instrumentos de NiTi acionados a motor e limas Hedström acionadas manualmente em dentes naturais através de radiografias das amostras pré e pós instrumentadas,

chegaram à conclusão de que os instrumentos acionados a motor mantêm melhor a forma do canal.

RANGEL *et al.*, (2005) estudaram a influência dos instrumentos de NiTi do sistema Race acionados a motor, no preparo dos canais artificiais em blocos de acrílico. De acordo com os resultados obtidos, concluíram que o preparo foi rápido, com pequenas mudanças em relação ao comprimento de trabalho com poucos instrumentos deformados plasticamente e nenhuma fratura.

YOSHIMINE *et al.*, (2005) compararam a forma do preparo de canais artificiais em blocos de resina com dupla curvatura, empregando três tipos de instrumentos de NiTi acionados a motor: ProTaper, K<sup>3</sup> e Race. Os resultados obtidos sugeriram que os instrumentos K<sup>3</sup> e Race, em virtude da menor conicidade e maior flexibilidade, devem ser usados no preparo apical de canais com curvaturas complicadas. Os instrumentos ProTaper devem ser usados em combinação com outros com menor conicidade e mais flexíveis para evitar a transposição apical em canais com curvaturas severas.

JODWAY & HÜLSMANN, em 2006, fizeram um estudo comparativo com instrumentos manuais de NiTi e sistema de instrumentos K<sup>3</sup> em 50 raízes méso vestibulares, compararam as amostras a partir de fotografias pré e pós operatórias., realizando cortes transversais nas raízes , excluindo aquelas que se mostravam com o contorno irregular e analisando somente os contornos redondos e ovais.Segundo os autores, os cortes transversais que resultaram em contornos irregulares podem não estar exatamente perpendiculares ao longo do eixo do canal, podendo acarretar em resultados não reais. Chegaram à conclusão de que ambos os sistemas mantêm a curvatura original do canal.

MOREIRA FILHO (2006), trabalhando em canais artificiais avaliou instrumentos manuais e acionados a motor de NiTi da marca ProTaper , e concluiu que o movimento de alargamento acionado a motor ou manual, não interferiu nos resultados obtidos.

## PROPOSIÇÃO

---

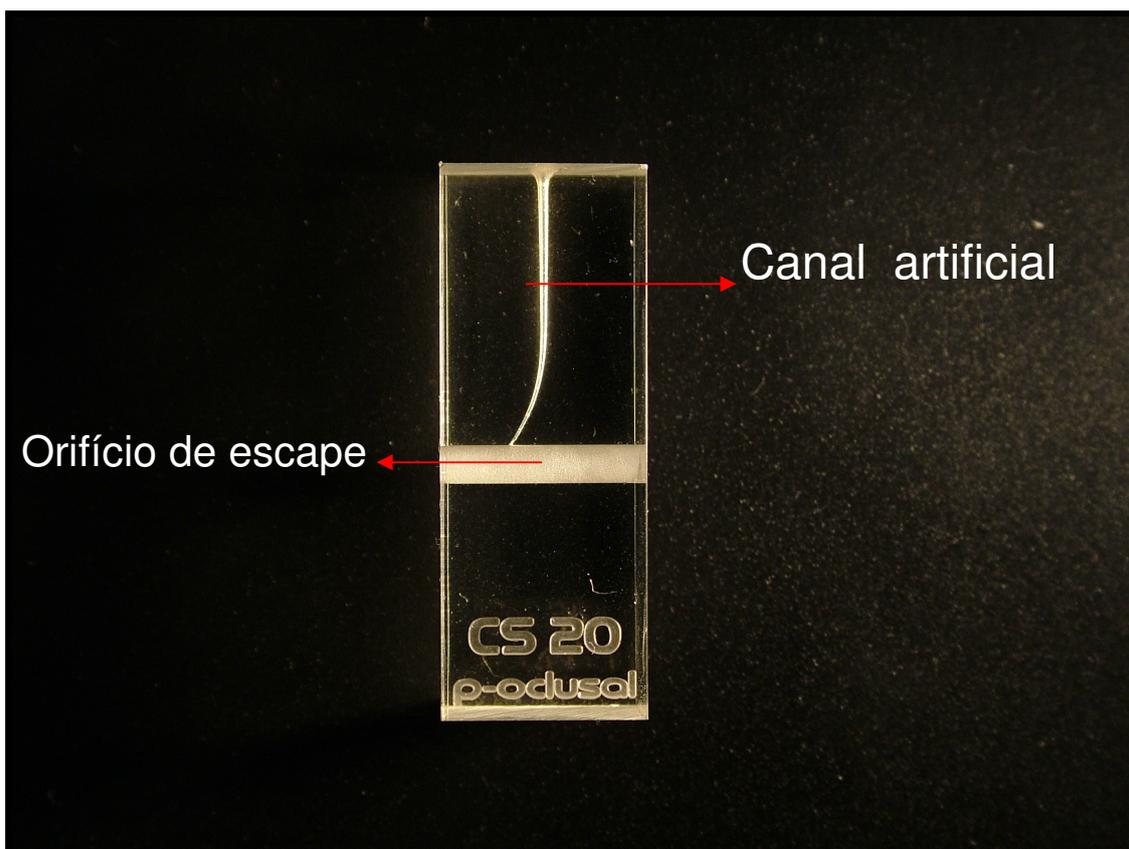
O presente trabalho tem como objetivo avaliar quantitativamente o desgaste das paredes externas e internas do segmento apical curvo (arco) de canais artificiais comparando-se:

- instrumentos endodônticos manuais tipo K de aço inoxidável (FlexoFile) com movimento de alargamento alternado obtido por meio de contra ângulo especial, acoplado em motor elétrico,
- instrumentos manuais tipo K de NiTi (Nitiflex) com movimento de alargamento com rotação alternada obtido por meio de contra - ângulo especial, acoplado em motor elétrico,
- instrumentos endodônticos de NiTi ( $K^3$ ) com movimento de alargamento com rotação contínua obtido por meio de contra – ângulo redutor de velocidade acoplado em motor elétrico.

## MATERIAIS E MÉTODOS

---

Para este estudo, foram utilizados trinta blocos confeccionados em resina epóxi, contendo canais curvos artificiais com valores nominais de 17 mm a partir do orifício de entrada, situado no topo do bloco até o ponto terminal do canal, com ângulo de 20° pela classificação de Schneider, e diâmetro apical de 0,15mm (Oclusal Produtos Odontológicos Ltda.- São Paulo -S.P).Esta angulação e milimetragem foram fornecidas pelo fabricante (Figura 1).



**Figura 1:** Fotografia do canal artificial inserido no bloco de resina epóxi.

Os blocos são produzidos em moldes de aço por processo de fundição por gravidade. O controle de qualidade é realizado por meio da inspeção individual de cada bloco, onde são avaliadas as principais características: curvatura do canal, transparência, cor e aspecto da superfície externa do bloco.

A microdureza Knoop de dois blocos de resina empregados na confecção dos canais artificiais foi determinada com auxílio de um microdurômetro (microdurômetro digital Buehler modelo 2003, EUA), em cinco pontos de cada bloco (distância de 2mm), com carga aplicada de 10gf, durante 15 segundos.

### **Preparação Inicial dos Canais Artificiais**

Os trinta canais artificiais foram inicialmente explorados por limas de aço inoxidável tipo K nº 10 (Dentsply Maillefer, Ballaiguess, Suíça), que foram levadas até o comprimento de trabalho (CT=17mm), que coincidia com o término do canal. A distância das limas da embocadura até o comprimento de trabalho foram medidas por uma régua endodôntica milimetrada (Dentsply Maillefer, Ballaiguess, Suíça) sendo cursores de borracha ajustados no CT antes da utilização dos instrumentos. Para que os instrumentos não passassem o comprimento total do canal radicular foi confeccionado um *stop* cilíndrico de aço inoxidável que foi posicionado justo no orifício localizado abaixo do canal artificial. Esse orifício une o meio interno do canal artificial ao meio externo e tem como utilidade o escoamento do líquido usado durante o preparo e das raspas de resina produzidas na instrumentação do canal. O *stop* de aço

inoxidável foi utilizado em todas as etapas da instrumentação realizadas nesse trabalho, tomando-se o cuidado de sempre removê-lo no momento da irrigação e lubrificação.



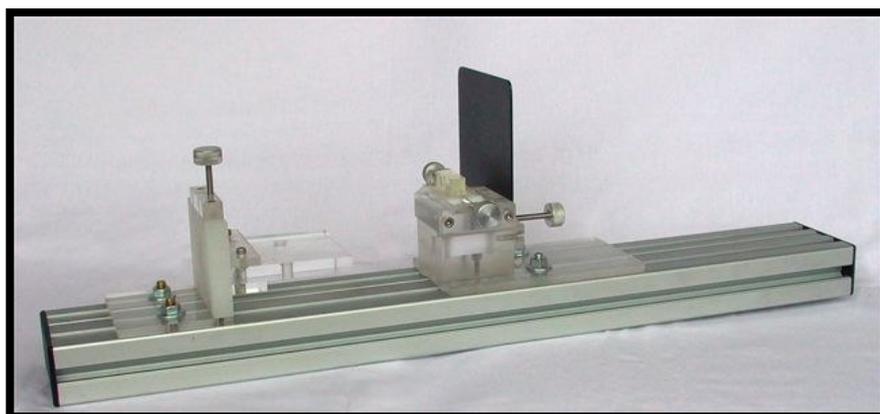
**Figura 2:** *Stop* de aço inoxidável.

Em seguida, os canais artificiais foram pré-alargados no segmento cervical até uma distância de 8 mm em relação à embocadura do canal por meio de alargador cervical de níquel titânio K<sup>3</sup> (Sybron Dental Specialties-Kerr México), de número 25 e de conicidade de 0,10mm/mm acionado a motor elétrico Endo Plus (V.K Driller Equipamentos Elétricos Ltda., São Paulo) com contra ângulo redutor 16:1(NAC-E16R,NSK-TOKYO-JAPAN), com uma velocidade de 300 rpm e um torque de 8 N.cm. Para todas as amostras, este pré alargamento permaneceu dentro do segmento reto dos canais artificiais.

Após o pré-alargamento, os canais artificiais foram instrumentados manualmente até o comprimento de trabalho de 17 mm, por meio do movimento de alargamento alternado. A seqüência utilizada para esse preparo

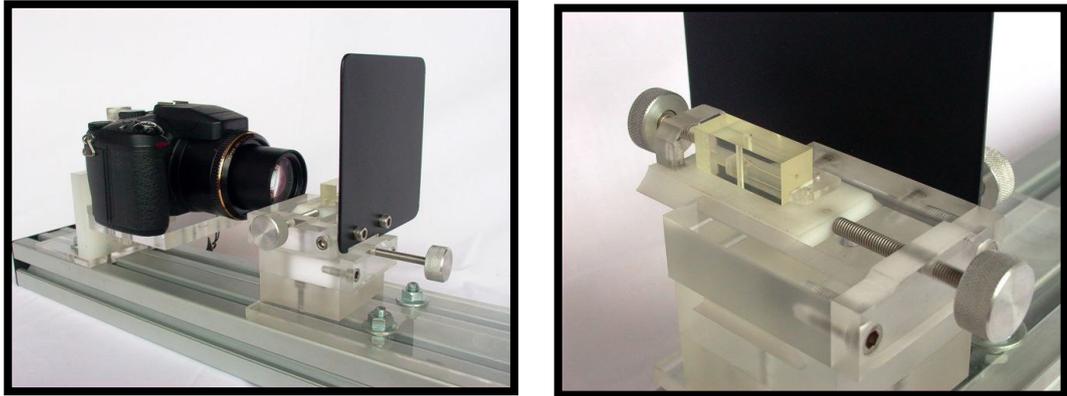
foi de limas tipo K de aço inoxidável número 10 de conicidade 0,02mm/mm e limas tipo K FlexoFile número 15 e 20, com conicidade de 0,02mm/mm. Todas as limas apresentavam o comprimento de 21 mm e foram da marca MAILLEFER (Ballaignes, Suíça). O comprimento da parte curva após esta primeira fase ficou em 7,02mm com pequenas variações.

Os trinta canais artificiais, após padronizados, doravante também denominados de **canais originais**, foram posicionados no **referenciador fotográfico**. Na Figura 3, observa-se o equipamento confeccionado exclusivamente para o estudo.



**Figura 3:** Referenciador Fotográfico

As amostras foram então fotografados pela câmera digital Fine Pix (FUJIFILM-S7000-19X,6,3 MEGAPIXELS;FUJI PHOTO FILM CO.,TOKYO - JAPAN), como observado na Figura 4.



**Figura 4:** Na esquerda, máquina digital apoiada no referenciador fotográfico. Na direita, imagem aumentada da amostra.

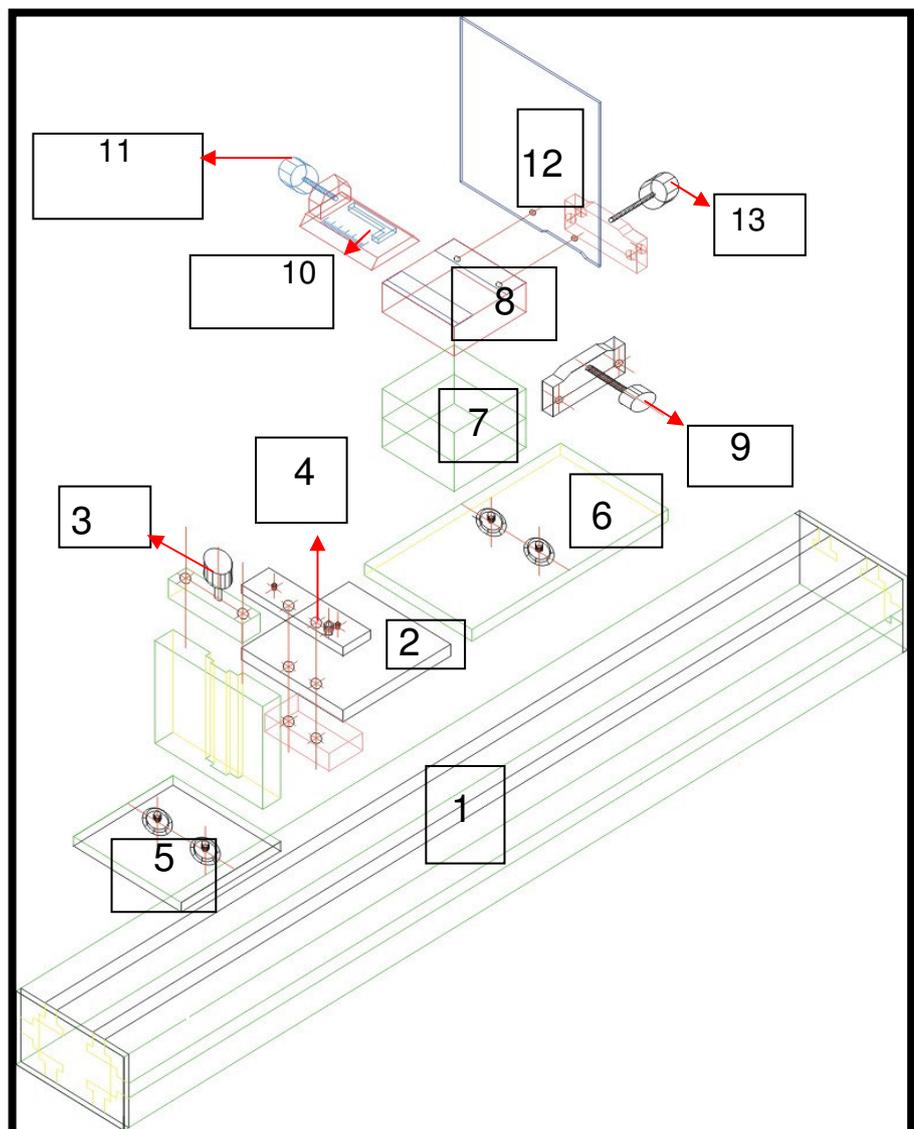
Na Figura 5, a seguir, verifica-se a fotografia digital retirada com o auxílio do referenciador fotográfico de uma das amostras.



**Figura 5:** Exemplo de foto digital do canal original.

## Referenciador Fotográfico

A partir de um **trilho de aço (1)**, foi construído um **elevador para o apoio da câmera digital (2)**, o qual se desloca verticalmente por meio de um **parafuso de deslocamento(3)**.



**Figura 6:** Perspectiva Explodida. Legenda dos componentes do Referenciador Fotográfico.

Esta função serve para localizar a lente da câmera digital em relação a amostra a ser fotografada de forma mais centralizada.

Para guiar o posicionamento exato da câmera no elevador, temos um orifício denominado **orifício da base do elevador (4)** que se encaixa ao orifício para introdução do tripé da câmera, que se localiza na parte inferior da câmera digital, e por meio desses orifícios introduzimos um parafuso para a fixação da câmera digital ao elevador. Esse conjunto do **elevador para o apoio da câmera digital (2)**, **orifício da base do elevador (4)**, **parafuso de deslocamento (3)** é fixado a uma extremidade do **trilho de aço (1)** por meio de de uma **base de acrílico para a máquina (5)**, a qual pode ser deslocada horizontalmente, proporcionando controle bruto de profundidade por meio de da aproximação ou distanciamento do conjunto de apoio da amostra.

O conjunto de apoio da amostra se localiza na outra extremidade do **trilho de aço(1)**, e esta localizada em cima de uma **base de acrílico para a amostra (6)**, a qual pode ser também deslocada horizontalmente, produzindo o mesmo ajuste bruto mencionado anteriormente.

O conjunto de apoio da amostra possui um **bloco fixo de acrílico (7)**, e acima dele **bloco móvel de acrílico (8)** que possui um **ajuste lateral(9)** que é responsável pela movimentação do **bloco móvel de acrílico (8)** lateralmente, permitindo que a amostra fique bem centralizada em relação a lente da câmera. Para o apoio da amostra neste **bloco móvel de resina (8)**, temos uma pequena **plataforma em resina acrílica leitosa (10)**, que possui uma canelela afixada, onde a amostra é colocada sempre na mesma posição e com auxílio de um **parafuso fixador (11)** que quando é apertado fixa a amostra nesta

plataforma. Para melhorar o efeito da fotografia a ser executada, temos atrás do **bloco móvel de resina (8)** um **anteparo de metal na cor preto fosco (12)**. Este anteparo evita que a luz que ultrapassa a amostra sofra reflexão de fundo claro que poderia estar localizado atrás da amostra, evitando a perda de nitidez da imagem captada.

O conjunto **bloco móvel de resina (8)**, **ajuste lateral (9)**, **plataforma em resina acrílica leitosa (10)**, **parafuso fixador (11)** e **anteparo de metal na cor preto fosco (12)** são movimentados por meio de um **ajuste de profundidade (13)**. Essa movimentação ocorre no sentido horizontal e auxilia o posicionamento da amostra em relação à lente da câmera digital, proporcionando foco e enquadramento da amostra a ser fotografada.

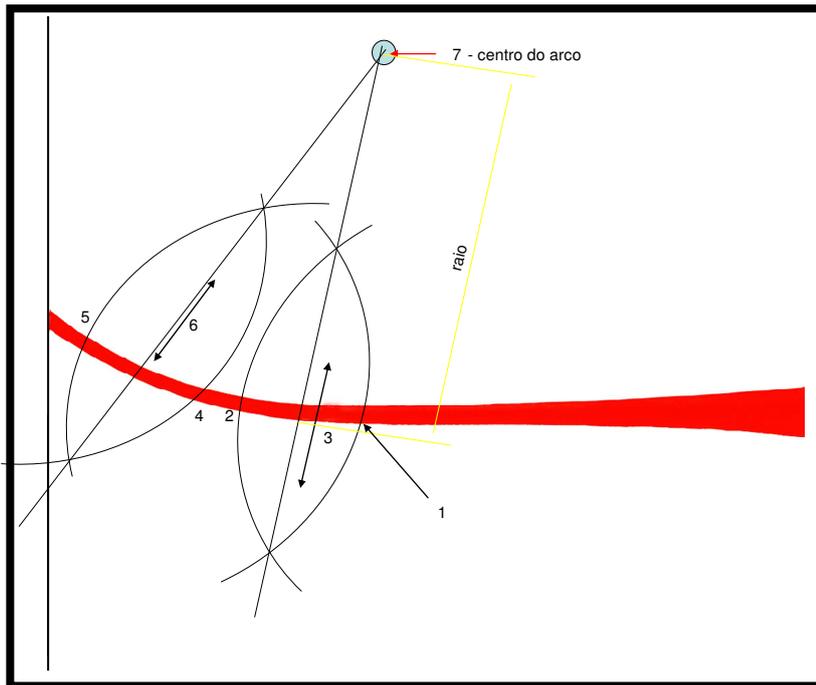
Antes de realizarmos as fotografias de todas as amostras, elegemos um canal artificial aleatório e fotografamos este por meio do referenciador, para observarmos foco e nitidez da imagem ampliada quando esta fosse mostrada pelo computador. Após esta calibragem, o referenciador não foi mais ajustado para que, então, os canais fossem fotografados sempre na mesma posição.

### **Mensuração dos raios e separação das amostras**

Após a realização das fotografias das trinta amostras, as imagens adquiridas foram impressas em folha de papel A4. Para medição do raio da curva de cada canal artificial, utilizamos o método Geométrico idealizado por LOPES *et al.*, em 1998, onde o raio é determinado pelo encontro das mediatrizes de duas cordas da região maior da curvatura do canal radicular.

Foi feito a média e o desvio padrão de todos os raios adquiridos cujos resultados foram 11,261 mm e 0,803172 mm respectivamente e, então, a partir da obtenção desses valores, as amostras foram separadas em três grupos de 10 amostras de forma que a média e o desvio padrão de cada um desses grupos pudessem expressar a média e o desvio padrão dos raios adquiridos da população total das 30 amostras (Figura 7).

A estes grupos denominamos de Grupo 1 onde a média foi de 11,259 mm e desvio padrão de 0,846318 mm com o maior e menor raio no valor de 12,79 mm e 9,93 mm respectivamente, Grupo 2 com média de 11,261 mm e desvio padrão de 0,90786 mm onde o valor do maior raio foi de 12,58 mm e do menor valor do raio foi de 9,23 mm e Grupo 3 com a média de 11,263 mm e desvio padrão de 0,733576 mm onde o maior raio achado foi de 12,65 mm e o menor foi de 10,44 mm.



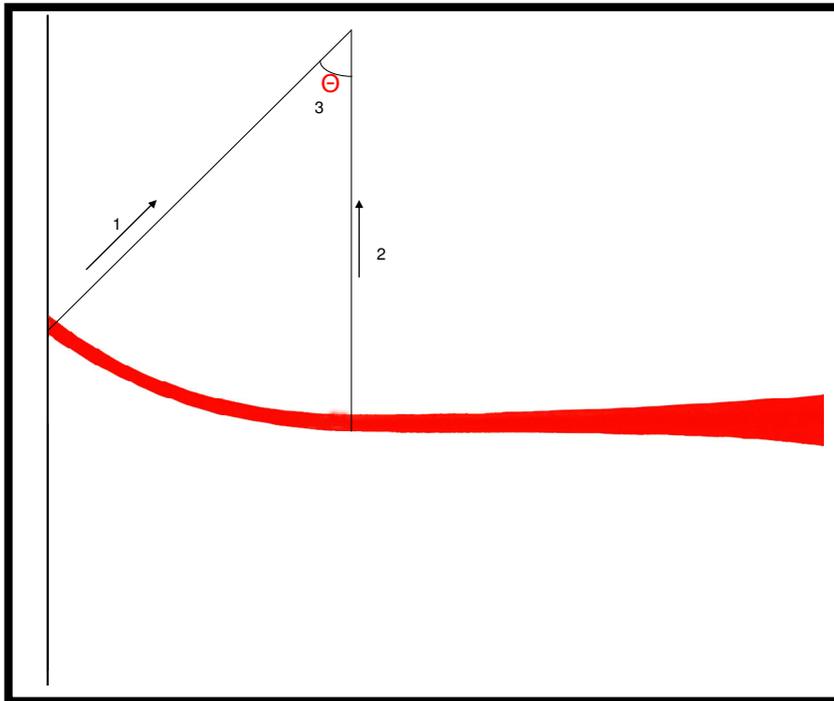
**Figura 7:** Determinação do raio da parte curva (arco) do canal artificial.

### Mensuração do Comprimento de Arco

Por meio dos raios obtidos de todas as amostras, calculamos o tamanho da circunferência e medimos em ângulo os tamanhos dos arcos conforme indicado na Figura 8. Este ângulo foi calculado por meio de 2 perpendiculares traçadas a partir da parede externa do canal artificial que cortam o início e o fim da curva passando obrigatoriamente pelo centro da circunferência. A partir desse ângulo, e sabendo o tamanho do raio do canal, obtivemos os tamanhos dos arcos de todas as amostras em milímetros por meio de da fórmula:

$$2\pi R \text{-----} 360^\circ$$

$$X \text{-----} \text{ângulo } \Theta$$



**Figura 8:** Mensuração do comprimento do arco.

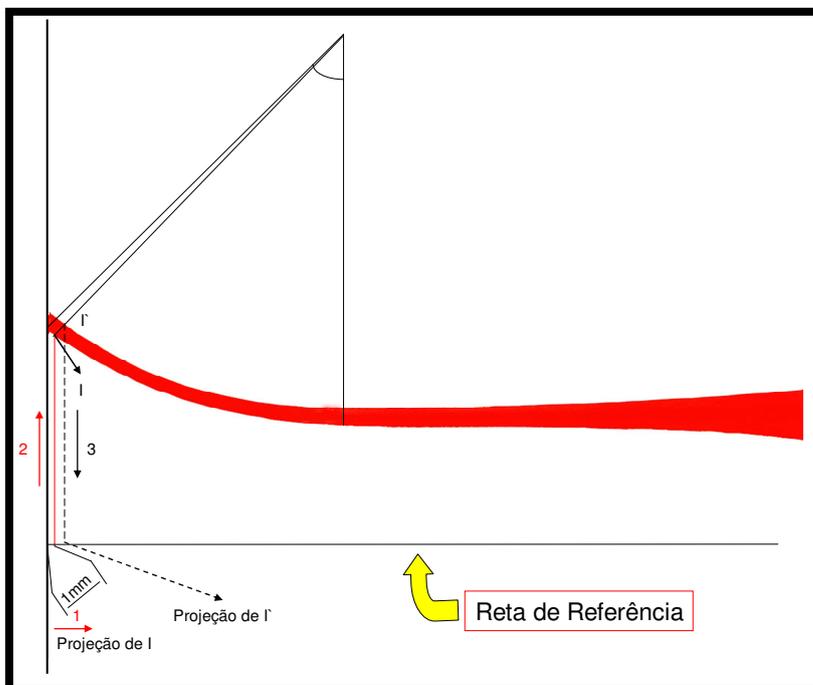
A medida menor e maior dos arcos do Grupo1 foi respectivamente 6,31mm e 7,02 mm com média de 6,60mm e desvio padrão 0,226725, para o Grupo 2 a menor medida foi de 6,38mm e a maior 6,80mm com média de 6,56mm e desvio padrão de 0,151734 e para o Grupo 3 a medida foi de 6,38mm para menor arco e 6,93mm para o maior arco com média e desvio padrão de 6,74mm e 0,189294 respectivamente.

## Determinação dos pontos localizados nas paredes internas e externas do arco

Para que os pontos localizados nas paredes externas e internas a serem analisados ficassem sempre inseridos dentro do segmento curvo, selecionamos a amostra de menor arco de cada um dos três grupos.

A seguir, nas amostras de menor arco de cada grupo traçamos uma reta paralela ao segmento reto do canal artificial em toda sua extensão doravante denominada reta de referência. Nesta reta, foram projetados os pontos das paredes externas e internas do arco a ser analisado.

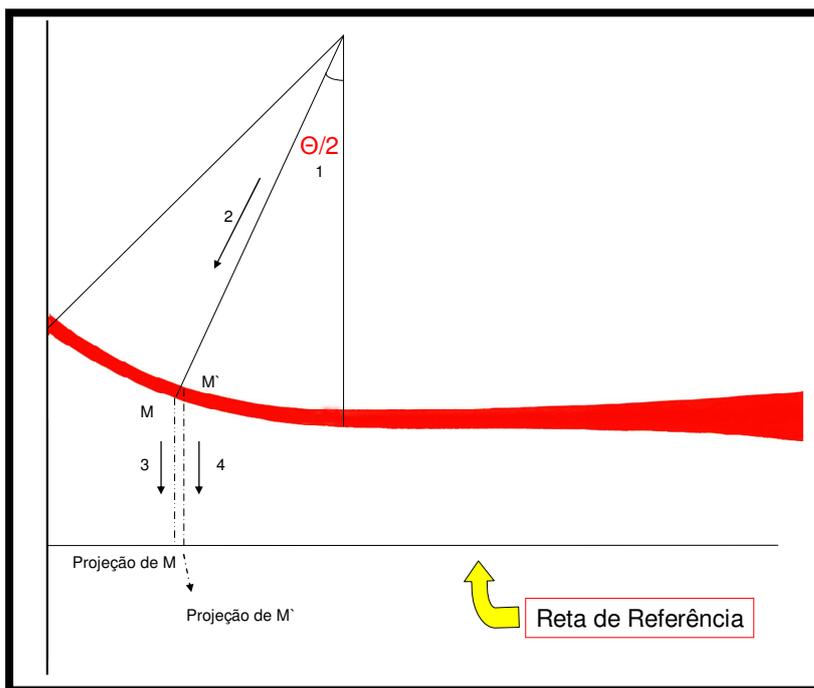
Localizamos o ponto inicial que foi denominado de I, na parede externa a 1 mm da reta de referência a partir do forame do canal artificial (Figura 9).



**Figura 9:** Projeção do ponto I e I' na reta de referência.

Encontrou-se o ponto médio da parede externa do menor arco de cada grupo, doravante denominado M, por meio da divisão angular deste arco em duas partes iguais. Ao traçarmos a reta indicada por número 2 na figura abaixo, encontramos o ponto M na parede externa do canal artificial. Por conseguinte, seguimos a projeção do ponto M perpendicularmente sobre a reta de referência como identificado na figura abaixo (Figura 10).

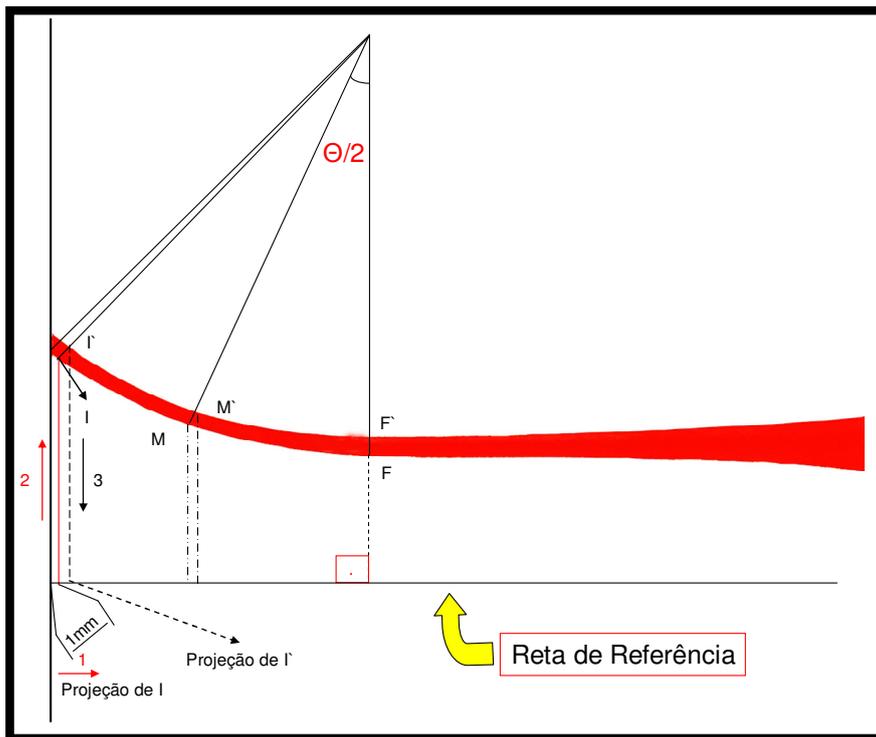
Para o Grupo 1, esta medida foi de 3,06 mm, para o Grupo 2, de 3,11 mm e, para o Grupo 3, este ponto foi localizado a 2,82 mm em relação à extremidade inicial do canal artificial.



**Figura 10:** Projeção do ponto M e M' na reta de referência.

E, por fim, projetamos o ponto final (junto ao segmento reto), denominado ponto F, da parede externa do canal por meio de uma reta que

partia do centro da circunferência e cortava perpendicularmente o fim da parte curva até encontrar a reta de referência. As medidas achadas foram as seguintes, no Grupo 1: 6,10 mm; no Grupo 2: 6,31 mm e no Grupo 3: 5,93 mm. (Figura 11).



**Figura 11:** Projeção do ponto F e F' na reta de referência.

Os cálculos dos pontos das paredes internas foram determinados a partir de uma reta traçada do ponto já definido da parede externa do canal artificial até o centro do arco e foram denominados respectivamente de I', M', F' conforme observado na Figura 9, Figura 10 e Figura 11.

A projeção dos pontos de referência em uma reta bem como a medida inicial estipulada em 1mm foram executadas para facilitar o manuseio do programa onde foi realizada a mensuração dos desgastes.

## **Instrumentação dos Canais Artificiais**

Todos os instrumentos utilizados tinham 21mm de comprimento e 0,02mm/mm de conicidade. As amostras foram instrumentadas no limite apical que coincidiram com o término do canal em ordem crescente da lima de número 25 até a lima de número 40. A recapitulação foi feita com a lima de número 20, que era repassada em toda extensão do canal seguida de refrigeração com 5mL de água. Na seqüência de instrumentação, os canais eram preenchidos com uma solução química lubrificante, glicerina líquida (Musa 95 mL). Durante a instrumentação o bloco de acrílico contendo o canal artificial foi irrigado com água gelada por meio de uma seringa plástica de 5 mL e agulha Navitip de 0,30 mm de diâmetro externo (Ultradent Products , Inc . EUA).

O **Grupo 1** foi instrumentado com instrumentos do sistema K<sup>3</sup> (Sybron Dental Specialties-Kerr México), pelo movimento de alargamento contínuo, utilizando o motor elétrico Endo Plus (V.K Driller Equipamentos Elétricos Ltda., São Paulo) com contra ângulo redutor 16:1(NAC-E16R,NSK-TOKYO-JAPAN) com rotação de 300rpm e torque de 1N .

O **Grupo 2** foi instrumentado pelas limas de níquel titânio K - Nitiflex (MAILLEFER, Ballaigues, Suíça), pelo movimento de alargamento alternado por meio de contra ângulo Endo - Gripper (Moyco Union Broach – USA , CAT número 17 -36351, com redução de 10:1) que foi acionado por meio de um

motor elétrico Endo Plus (V.K Driller Equipamentos Elétricos Ltda., São Paulo) em uma rotação nominal de 10.000 rpm.

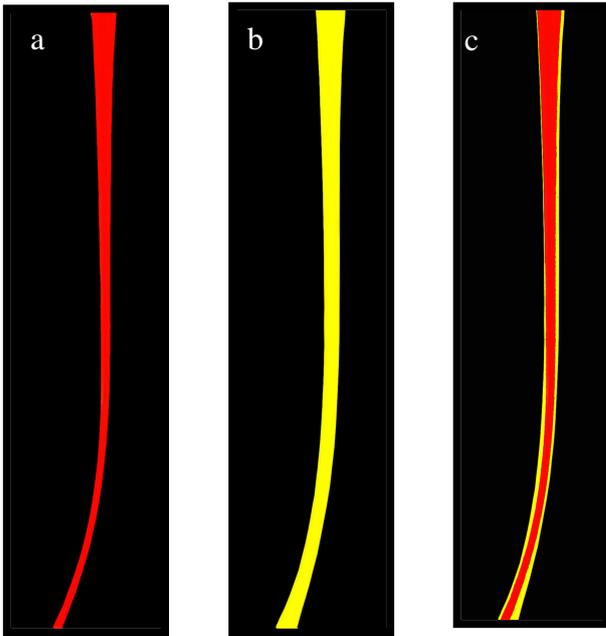
O **Grupo 3** foi instrumentado pelas limas de aço inoxidável K – FlexoFile (MAILLEFER, Ballaigues, Suíça), pelo movimento de alargamento alternado. O contra ângulo, o motor e os procedimentos empregados foram os mesmos utilizados no Grupo 2.

Todos os blocos de resina foram imobilizados por meio de um torno de mesa (mini Morsa-25 mm) e foram instrumentados por um só operador. A cada preparo de cinco amostras, os instrumentos foram descartados e substituídos por novos.

Após a instrumentação, todos os blocos foram posicionados no referenciador fotográfico na posição correspondente àquelas em que foram realizadas as fotografias iniciais e foram novamente fotografados, sendo as imagens armazenadas no microcomputador Pentium IV.

### **Mensuração das Imagens**

As imagens obtidas dos canais instrumentados foram sobrepostas às imagens iniciais dos canais originais e trabalhadas por meio do *software Adobe Photoshop, versão 7.0*, como podemos observar na Figura 12.



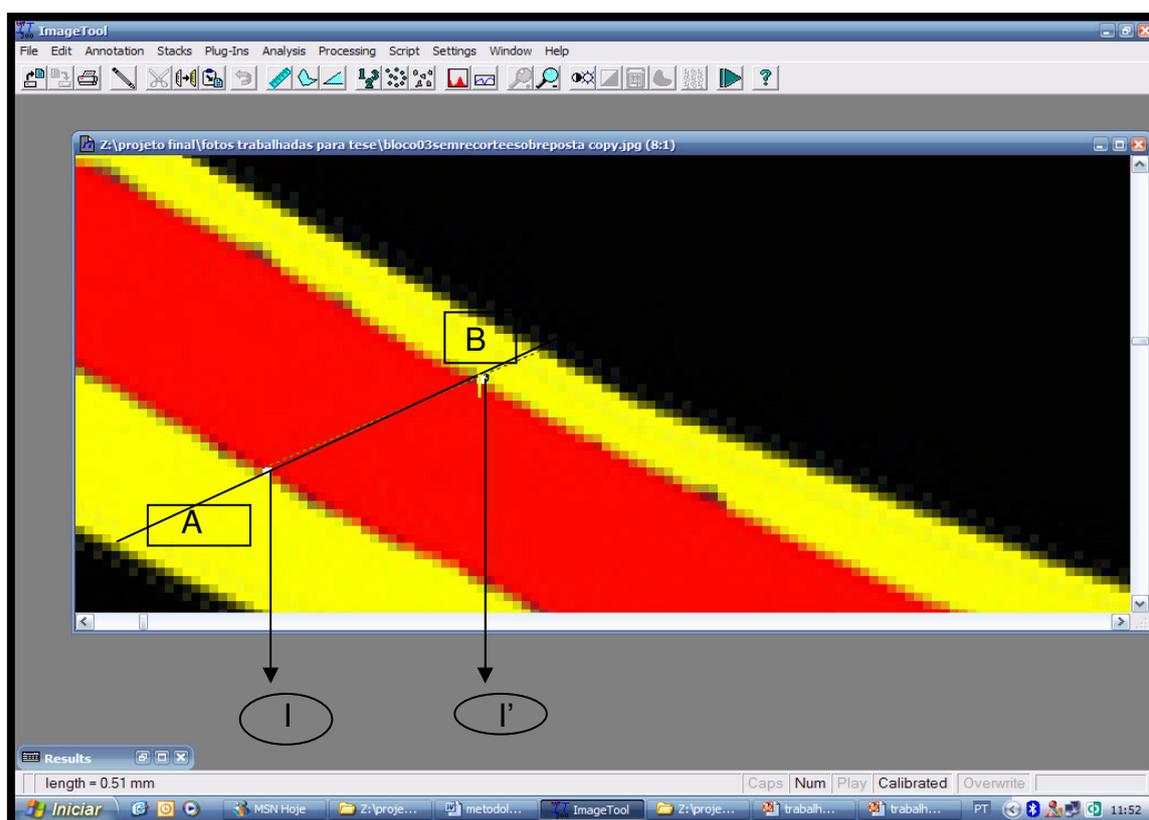
**Figura 12:** (a): imagem canal artificial antes da instrumentação. (b): imagem canal artificial após a instrumentação. (c): imagens sobrepostas.

A seguir, foi utilizado *software Image Tool versão 1.27* (desenvolvido no Centro de Ciência e Saúde da Universidade do Texas – San Antonio – USA) para a mensuração em escala real dos desgastes referentes aos pontos demarcados nas paredes externas e internas dos arcos dos canais artificiais. Este programa nos permitiu que as imagens dos canais artificiais fossem calibradas com seu tamanho real informado nas especificações do fornecedor do canal artificial.

Após a calibragem inicial, as distâncias entre as paredes externas e internas dos canais originais e instrumentados foram obtidas por meio do prolongamento da reta que partiu do centro da circunferência até os pontos demarcados nas paredes externas e internas, conforme observado na Figura 13.

Para os três pontos demarcados no canal artificial, as distâncias achadas entre a parede externa do canal instrumentado e a parede externa do canal original foram denominadas de A, e as distâncias achadas entre a parede interna do canal original e parede interna do canal trabalhado foram denominadas de B.

A partir da mensuração dessas distâncias, foi possível determinar para qual lado houve maior desgaste em cada ponto avaliado da parte curva do canal artificial.



**Figura 13:** Exemplo dos pontos marcados no *Software Image Tool*. Região inicial da parede externa (I) e região inicial da parede interna (I') do canal original. Definição das distâncias entre as paredes externas entre canal instrumentado e canal original (A), e paredes internas entre canal instrumentado e canal original (B).

## RESULTADOS

---

As curvaturas dos canais empregados nesta pesquisa, de acordo com LOPES *et al.*, 1988, foram classificadas de moderadas, pois os raios obtidos foram maiores que 10 mm e menores que 20 mm.

A média da microdureza (Knoop) de cada bloco foi: de 16,90HK (bloco1) e de 17,20HK (bloco 2). A média da microdureza dos blocos foi de 17,05HK.

As médias das distâncias entre as paredes externas e internas dos canais originais (diâmetro), nos diversos pontos estão registradas na Tabela 1.

**Tabela 1:** Média dos diâmetros em milímetros obtidos no ponto inicial, média, final e reta do canal artificial curvo não instrumentado.

Grupos	1			2			3		
Ponto									
do									
Canal	Inicial	Médio	Final	Inicial	Médio	Final	Inicial	Médio	Final
Média									
do									
Canal									
Original									
(mm)	0,374	0,341	0,394	0,318	0,333	0,398	0,313	0,325	0,377

Para o **Grupo 1** (limas K<sup>3</sup>) as médias e os desvios padrão das distâncias entre as paredes externas do canal original e canal instrumentado (A) e

paredes internas do canal original e canal instrumentado (B) nos pontos mensurados estão registrados na Tabela 2 e Tabela 3.

**Tabela 2:** Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes externas (A) verificados quando do emprego do instrumento K<sup>3</sup> (Grupo1).

<b>PAREDE EXTERNA DO CANAL</b>	<b>MÉDIA (mm)</b>	<b>DESVIO PADRÃO (mm)</b>
AI	0,311	0,116
AM	0,096	0,046
AF	0,063	0,037

**Tabela 3:** Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes internas (B) verificados quando do emprego do instrumento K<sup>3</sup> (Grupo1).

<b>PAREDE INTERNA</b>	<b>MÉDIA (mm)</b>	<b>DESVIO PADRÃO (mm)</b>
BI	0,024	0,031
BM	0,112	0,033
BF	0,105	0,023

Com a finalidade de verificar se houve diferença entre os desgastes interno e externo em relação ao mesmo ponto, foi aplicado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney (devido a grande variação do desvio padrão) com o nível de significância de 5%.

A Tabela 4 apresenta os resultados da aplicação do teste.

**Tabela 4:** Resultados do teste de Mann-Whitney comparando as medidas dos desvios interno e externo. Grupo 1.

COMPARAÇÕES	VALOR DE p	DIFERENÇA ESTATÍSTICA	CONCLUSÃO
BI X AI	0,0001	SIGNIFICATIVA	AI > BI
BM X AM	0,2235	NÃO SIGNIFICATIVA	BM=AM
BF X AF	0,0121	SIGNIFICATIVA	BF > AF

O diâmetro do canal, após a instrumentação com instrumento K<sup>3</sup>(**Grupo1**), aumentou em valores percentuais no ponto inicial de 89,57%, no ponto médio de 61,00% e no ponto final de 42,64%.

Para o **Grupo 2** (limas Nitiflex), as médias e os desvios padrão, das distâncias entre as paredes externas do canal original e canal instrumentado (A) e paredes internas do canal original e canal instrumentado (B) nos pontos mensurados estão registrados na Tabela 5 e Tabela 6.

**Tabela 5:** Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes externas (A) verificados quando do emprego dos instrumentos Nitiflex (Grupo2).

PAREDE EXTERNA DO CANAL	MÉDIA (mm)	DESVIO PADRÃO (mm)
AI	0,314	0,126
AM	0,055	0,040
AF	0,021	0,024

**Tabela 6:** Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes internas (B) verificados quando do emprego do instrumento Nitiflex ( Grupo2).

<b>PAREDE INTERNA DO CANAL</b>	<b>MÉDIA (mm)</b>	<b>DESVIO PADRÃO (mm)</b>
BI	0,068	0,130
BM	0,155	0,064
BF	0,176	0,043

Com a finalidade de se verificar se houve diferença entre os desgastes interno e externo em relação ao mesmo ponto do canal, foi aplicado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney (pois o desvio padrão variou muito) com o nível de significância de 5%.

A Tabela 7 apresenta os resultados da aplicação do teste.

**Tabela 7:** Resultados do teste de Mann-Whitney comparando as medidas dos desvios interno e externo. Grupo2.

<b>COMPARAÇÕES</b>	<b>VALOR DE p</b>	<b>DIFERENÇA ESTATÍSTICA</b>	<b>CONCLUSÃO</b>
BI X AI	0,0064	SIGNIFICATIVA	AI > BI
BM X AM	0,0011	SIGNIFICATIVA	BM > AM
BF X AF	0,0001	SIGNIFICATIVA	BF > AF

O diâmetro do canal, após a instrumentação com instrumento Nitiflex (**Grupo2**), aumentou em valores percentuais no ponto inicial de 120,13 %, no ponto médio de 63,06% e no ponto final de 49,50%.

Para o **Grupo 3** (limas FlexoFile), as médias e os desvios padrão das distâncias entre as paredes externas do canal original e canal instrumentado

(A) e paredes internas do canal original e canal instrumentado (B) nos pontos mensurados estão registrados na Tabela 8 e Tabela 9.

**Tabela 8:** Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes externas (A) verificados quando do emprego dos instrumentos FlexoFile (Grupo3).

<b>PAREDE EXTERNA DO CANAL</b>	<b>MÉDIA (mm)</b>	<b>DESVIO PADRÃO (mm)</b>
AI	0,353	0,042
AM	0,072	0,038
AF	0,019	0,043

**Tabela 9:** Média e desvio padrão das distâncias em milímetros das paredes internas (B) verificados quando do emprego do instrumento FlexoFile ( Grupo3).

<b>PAREDE INTERNA DO CANAL</b>	<b>MÉDIA (mm)</b>	<b>DESVIO PADRÃO (mm)</b>
BI	0,034	0,059
BM	0,113	0,056
BF	0,198	0,088

Com a finalidade de se verificar se houve diferença entre os desgastes interno e externo em relação ao mesmo ponto do canal, foi aplicado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney (pois o desvio padrão variou muito) com o nível de significância de 5%.

A Tabela 10 apresenta os resultados da aplicação do teste.

**Tabela 10:** Resultados do teste de Mann-Whitney comparando as medidas dos desvios interno e externo. Grupo3.

COMPARAÇÕES	VALOR DE p	DIFERENÇA ESTATÍSTICA	CONCLUSÃO
BI X AI	0,0001	SIGNIFICATIVA	AI > BI
BM X AM	0,0739	NÃO SIGNIFICATIVA	BM=AM
BF X AF	0,0005	SIGNIFICATIVA	BF > AF

O diâmetro do canal após a instrumentação com instrumento FlexoFile (**Grupo3**) aumentou em valores percentuais no ponto inicial de 123,64%, no ponto médio de 56,92% e no ponto final de 57,56%.

Conforme proposto por Hata *et al.*, em 2002, os desgastes dos pontos iniciais das paredes externas para os três grupos foram classificados como valores positivos, ou seja, o desgaste foi maior da parede externa do que a interna, enquanto que os desgastes dos pontos médios e finais das paredes internas para os três grupos foram classificados como valores negativos, ou seja, os desgastes foram maiores das paredes internas do que as externas.

A Tabela 11 mostra estes resultados.

**Tabela 11:** Médias dos valores obtidos das diferenças entre os desgastes das paredes externas e internas segundo a avaliação de Hata *et al.* (2002).

Pontos do canal	GRUPO1	GRUPO2	GRUPO3
Início	+	+	+
Médio	-	-	-
Final	-	-	-

As médias dos resultados no ponto I em milímetros para os três grupos revelaram que o desgaste da parede externa foi maior do que a da parede interna conforme observado na Tabela 12.

**Tabela 12:** Médias dos resultados em milímetros para os três grupos no ponto I.

<b>Ponto Inicial do Canal</b>  (I).	<b>Grupos</b>		
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>
<b>Médias das Distâncias</b>			
<b>Entre Paredes Externas</b>	0,311	0,314	0,353
<b>(A) em mm.</b>			
<b>Desvio Padrão (A) em mm</b>	0,115802	0,126157	0,041913
<b>Médias das Distâncias</b>			
<b>Entre Paredes Internas (B)</b>	0,024	0,068	0,034
<b>em mm.</b>			
<b>Desvio Padrão (B) em mm.</b>	0,03134	0,129598	0,058727

A Tabela 13 apresenta as comparações das medidas das paredes externas entre os grupos, através do teste Kruskal-Wallis. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas nas comparações realizadas (Al  $p=0,6384$ ).

**Tabela 13:** Comparação entre os grupos em relação aos desgastes das paredes externas nos pontos I.

<b>COMPARAÇÕES</b>	<b>DIFERENÇA ESTATÍSTICA</b>
AI GRUPO1 X AI GRUPO2	NÃO SIGNIFICATIVA
AI GRUPO1 X AI GRUPO3	NÃO SIGNIFICATIVA
AI GRUPO2 X AI GRUPO3	NÃO SIGNIFICATIVA

A Tabela 14 apresenta as comparações das medidas das paredes externas entre os grupos, através do teste Kruskal-Wallis. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas nas comparações realizadas (BI  $p=0,7574$ ).

**Tabela 14:** Comparação entre os grupos em relação aos desgastes das paredes internas nos pontos I.

<b>COMPARAÇÕES</b>	<b>DIFERENÇA ESTATÍSTICA</b>
BI GRUPO1 X BI GRUPO2	NÃO SIGNIFICATIVA
BI GRUPO1 X BI GRUPO3	NÃO SIGNIFICATIVA
BI GRUPO2 X BI GRUPO3	NÃO SIGNIFICATIVA

## DISCUSSÃO

---

Este trabalho buscou avaliar a influência de instrumentos de ligas de NiTi e aço inoxidável, com diferentes geometrias, porém com a mesma conicidade de 0,02mm/mm e diferentes movimentos de alargamento. Os instrumentos foram acionados a motor elétrico com dois tipos de movimento de alargamento, o de rotação contínua e o de rotação alternada para verificação do desgaste das paredes externas e internas do arco de canais artificiais utilizando-se do deslocamento de pontos pré estabelecidos, apical, médio e final.

Optamos por empregar os canais artificiais em face das referências favoráveis a este modelo experimental, comprovados na literatura revisada.

Muitos autores avaliaram a modelagem dos canais por meio de canais artificiais em blocos de resina (KUM *et al.*, 2000; GARIP & GÜNDAY, 2001; FERREIRA *et al.*, 2002; HATA *et al.*, 2002; ESBERARD *et al.*, 2002; SONNTAG *et al.*, 2003; SCHÄFER & FLOREK, 2003; CALBERSON *et al.*, 2004). A vantagem destes canais artificiais é permitir a padronização de sua configuração principalmente em relação ao raio, localização e comprimento do arco, além de padronizar a dureza do material empregado. Também permite uma melhor visualização, no momento da instrumentação e das alterações da forma original dos canais, por serem transparentes. Esta padronização dos canais artificiais elimina variáveis que poderiam interferir nos resultados referentes aos objetivos propostos neste trabalho.

WEINE *et al.*, (1975) foram os primeiros autores a utilizarem os blocos de resina com canais artificiais para fins de pesquisa no campo da endodontia. Mesmo sendo a resina empregada com dureza inferior à dentina, esses autores puderam observar que o processo de instrumentação foi conduzido de forma bastante similar àquela processada em dentes humanos. Durante a realização do nosso estudo, constatamos as observações dos autores acima.

Segundo SCHÄFER E FLORAK (2003), o uso de canais artificiais em blocos de resina não reflete a ação real dos instrumentos quando comparados à ação em dentes, entretanto, para a verificação da forma adquirida após o preparo, os canais artificiais se mostram melhores.

De acordo com KUM *et al.*, (2000), os blocos de resina não são considerados modelos ideais, quando utilizados para estudo de instrumentação rotatória, pois não são cortados da mesma maneira que a dentina. Muitos instrumentos rotatórios não apresentam fio de corte agudo, assim removem a dentina por ruptura (lascas). Esse efeito de ruptura na resina é desconhecido, porém o aquecimento gerado pode, ocasionalmente, plastificar a resina.

Segundo LIM & WEBBER (1985a), o preparo dos canais artificiais, utilizando instrumentos rotatórios ou ultra-sônicos, pode gerar calor e conseqüentemente, plastificar os blocos de resina, resultando em alteração na forma do canal. Porém, isto parece improvável, pois o aumento da temperatura é momentâneo e a constante irrigação, durante a instrumentação, provocaria um efeito refrigerador. Assim, neste estudo durante a instrumentação dos canais artificiais, utilizamos a irrigação com água resfriada com pedras de gelo,

e pudemos constatar que a plastificação dos blocos de resina, aparentemente, não ocorreu.

Trabalhos que utilizaram dentes extraídos, (COLEMAN *et al.*, 1996; SHORT *et al.*, 1997; NISHIYAMA, 2001; LIMONGI *et al.*, 2004; JODWAY & HÜLSMAN, 2006) tentaram padronizar os espécimens, separando-os por ângulos das curvaturas. O método de se classificar as curvaturas de canais radiculares por meio do ângulo foi proposto por SCHNEIDER, 1971, o qual é passível de crítica, pois os valores das curvaturas são determinados por raios e não por ângulos, podendo o ângulo variar com comprimento do arco do canal sem ocorrer a variação do comprimento do raio. Além disso, há a dificuldade de se determinar com exatidão a tangente que passa pelo início da região curva do canal, bem como a reta que passa pela ponta do instrumento alojado junto ao forame apical. Para a padronização de nossas amostras utilizamos o método Geométrico idealizado por LOPES *et al.*, em 1998, onde a curvatura dos canais é determinada pelos raios, representados pelo encontro das mediatrizes de duas cordas da região de maior curvatura do canal radicular.

Segundo PEREIRA *et al.*, (2004), ao utilizarmos canais em dentes humanos, verifica-se a enorme diversidade de forma, extensão, volume e direção dos mesmos, o que dificulta o controle e representa variáveis que podem influenciar a interpretação dos resultados.

A microdureza dentinária da porção coronária é diferente da porção radicular. Segundo PATTERSON (1963), citado em LOPES *et al.*, (2004c) a microdureza dentinária varia quanto a localização, estando entre 25 a 80 na escala Knoop (HK). CRAIG *et al.*, (1959), citado em PESSOTTI (2003),

afirmaram que a dureza dentinária próxima à polpa é de cerca de 35 HK. Entretanto, segundo estudos de WEINE *et al.*, (1976), a microdureza do bloco de resina utilizado é de 22HK. Em nosso estudo, a média da microdureza Knoop dos blocos de resina avaliados foi de 17,05HK, semelhantes aos obtidos por PESSOTTI (2003). Esses resultados indicam que a microdureza da dentina é realmente maior que o da resina epóxi empregada na confecção dos blocos contendo os canais artificiais. Isso, certamente, garantiu um maior desgaste após o preparo dos canais se a comparação foi realizada com dentes naturais.

Por apresentar maior dureza que a resina utilizada na confecção dos blocos, (SCHÄFER, 1996) consideram que o transporte do preparo apical seja menor em dentes humanos. Entretanto, LIM & WEBBER (1985a); COLEMAN & SVEC (1997) salientaram que as alterações observadas foram quantitativa e qualitativamente similares, tanto em canais de dentes humanos quanto em canais em resina. Diante das dificuldades de se obter e padronizar dentes extraídos com configurações semelhantes para um estudo comparativo e a necessidade da aprovação do comitê de ética para trabalharmos com estes dentes, optamos por empregar canais artificiais. Além disso, há na literatura revisada, referências favoráveis ao uso de canais artificiais em resina como modelo experimental (HATA, 2002; CALBERSON *et al.*, 2004; GARIP & GÜNDAY, 2001; RANGEL *et al.*, 2005; YOSHIMINE *et al.*, 2005). Todavia, os resultados dos estudos utilizando canais artificiais devem ser criteriosamente interpretados, sendo que a extrapolação para os dentes humanos deve ser cautelosa e com ressalvas (BISHOP & DUMMER, 1997; BRYANT *et al.*, 1998a; BRYANT *et al.*, 1998b).

Para esse estudo, foram utilizados 30 blocos de resina com canais artificiais. Apesar de a resina empregada possuir uma dureza menor à da dentina, preferimos sua utilização na confecção de canais artificiais, pois permite padronizar o comprimento, raio de curvatura, diâmetro, comprimento do arco e dureza facilitando, pela transparência, a análise da forma do canal nas porções avaliadas após a instrumentação. Os canais artificiais confeccionados em resina representam um método de grande valia para observação do processo de instrumentação (ESPÓSITO & CUNNINGHAM, 1995; HATA *et al.*, 2002; LIM & WEBER, 1985a).

Inicialmente, os canais artificiais foram pré-alargados no segmento cervical até uma distância de 8 mm por meio de alargador cervical de NiTi K<sup>3</sup> (Sybron Dental Specialties-Kerr México), de número 25 e conicidade de 0,10mm/mm e foram instrumentados manualmente em todo o comprimento de trabalho de 17 mm, por meio de alargamento com rotação alternada, até a lima de n<sup>o</sup>. 20 FlexoFile. O alargamento prévio do corpo do canal permite que, durante o preparo do segmento apical, somente a região de menor diâmetro do instrumento mantenha contato com a parede do canal radicular, submetendo o instrumento a um menor carregamento, o que diminui o esforço de corte e o risco de fratura por torção LOPES *et al.*, (2004c). Além disso, possibilita uma instrumentação que favorece a manutenção da anatomia original do canal na sua porção mais curva (HATA *et al.*, 2002; ROANE *et al.*, 1985).

A pré - instrumentação de todos os canais artificiais teve como objetivo padronizar a forma e o diâmetro, além de criar o leito do canal. A seguir, os canais foram fotografados e sob estes foram mensurados os raios das

curvaturas (arcos) e os comprimentos dos arcos. A partir do comprimento médio do raio, as amostras foram separadas em três grupos de 10, de forma que a média de cada um desses grupos pudesse expressar a média dos raios e dos arcos adquiridos da população total dos trinta arcos (Grupo 1: raio 11,259 mm e arco de 6,60mm; Grupo 2: raio 11,26 mm e arco de 6,56 mm; Grupo 3: raio 11,26 mm e arco de 6,74mm).

Esta busca de uma uniformização na distribuição das amostras, é de fundamental importância, uma vez que o comprimento do raio e do arco são fatores determinantes no deslocamento do preparo apical. Todavia, os trabalhos da literatura consultada determinaram o ângulo e não o raio (LIM & WEBER, 1985a LIM & WEBER, 1985b; GARIP & GÜNDAY, 2001; IMURA *et al.*, 2001. SCHÄFER & FLOREK, 2003; LIMONGI *et al.*, 2004). Além disso não mencionam os comprimentos dos arcos.

Quanto menor o raio e maior o arco, maior será a intensidade das tensões necessárias para o instrumento endodôntico percorrer o arco do canal durante os procedimentos de instrumentação, conseqüentemente maior será o deslocamento do preparo apical (LOPES *et al.*, 2004c).

Além disso, a uniformização dos grupos em relação ao raio e ao comprimento do arco, permitiu que os desgastes das paredes externas e internas referentes aos pontos localizados no segmento curvo do canal (apical) ficassem sempre inseridos dentro dos arcos. Também, sendo a haste helicoidal dos instrumentos cônica foi possível padronizar o diâmetro dos instrumentos em relação aos pontos avaliados para os três grupos experimentais

Pelo exposto, podemos admitir que a determinação da curvatura de um canal por meio do ângulo e a não determinação do comprimento do arco possibilitam a inclusão de diversas variáveis que poderão influenciar nos resultados quanto ao deslocamento de um canal curvo após a instrumentação.

Após a pré-instrumentação, todas as amostras foram instrumentadas em todo o comprimento do canal em ordem crescente do número 25 ao 40.

Não utilizamos a técnica coroa-ápice, porque a penetração sucessiva dos instrumentos endodônticos com diâmetros decrescentes e comprimentos (extensão) crescentes (escalonamento) criaria variáveis de difícil controle com possível interferência nos resultados obtidos. Assim, como tínhamos o objetivo de avaliar se a natureza da liga metálica e o tipo de alargamento contínuo ou alternado, e não a técnica empregada, poderia ter influência no desgaste das paredes no segmento apical curvo de canais artificiais, empregamos os instrumentos em todo o comprimento do canal em ordem crescente de diâmetro.

Durante a instrumentação, optamos pelo uso de água como solução irrigadora associado ao uso de um lubrificante hidrossolúvel (BRYANT *et al.*, 1999; THOMPSON & DUMMER 1997a; THOMPSON & DUMMER 1997b). Para evitarmos a plastificação da resina durante a instrumentação do canal, utilizamos pedra de gelo para resfriar a água. A glicerina, por ser facilmente hidrossolúvel, foi o material de escolha com a finalidade de lubrificar o canal artificial para amenizar o atrito e a geração de calor. O uso de soluções químicas com atividade de solvente e antimicrobiana não é indicado pelo fato de estarmos trabalhando em canais artificiais em blocos de resina.

A mensuração das imagens referentes aos desgastes das paredes externas e internas nos pontos localizados e determinados nos arcos dos canais artificiais foi realizada em escala real por meio do *software Image Tool* versão 1.27.

Os pontos localizados nas paredes externas e internas do segmento curvo do canal foram obtidos por uma reta que partia do centro da circunferência permitindo que as medidas dos desgastes fossem feitas perpendicularmente ao eixo do canal.

Segundo LOUSHINE *et al.*, 1999, citado JODWAY & HÜLSMANN (2006), para se classificarem as formas dos canais por meio de cortes transversais em redondo, ovalado ou irregular, é necessário que o corte seja feito perpendicular ao eixo do canal e não ao eixo do dente (segmento reto da raiz). Porém entendemos que os trabalhos onde os cortes são feitos perpendicularmente ao eixo do dente, teremos valores dos desgastes não reais e quanto menor o raio, maior será o erro obtido.

Algumas metodologias buscaram uma forma criteriosa na localização dos pontos situados nas paredes dos canais como relatado por CALBERSON *et al.*, em 2004, JODWAY & HÜLSMANN em 2006, e VELTRI *et al.*, 2004

Porém, o emprego de dentes naturais e imagens radiográficas, impossibilitam a garantia de que as medições dos situados nas paredes dos canais sejam realizadas perpendicularmente ao eixo do canal. Por este motivo, os resultados destes trabalhos podem ser questionados devido à dificuldade de se padronizar os dentes naturais (canais radiculares) e as imagens radiográficas obtidas.

Trabalhos como FERREIRA *et al.*, em 2002; HATA *et al.*, em 2002 avaliaram os deslocamentos dos preparos localizados nos segmentos curvos sem o esclarecimento do método utilizado na identificação dos pontos de medição do desgaste. Sendo assim, permite o questionamento dos resultados obtidos, pois não pode identificar se a mesma seção reta transversal do instrumento está trabalhando no local pré determinado para as medidas de cada amostra.

Na mensuração dos valores correspondentes aos desgastes das paredes de canais naturais ou artificiais, vários trabalhos sugerem o uso de radiografias (LIM & WEBBER, 1985b; ESPÓSITO & CUNNINGHAM,1995; LOPES *et al.*, 1997; ALVES & SALGADO 2000, VALOIS & COSTA Jr,2003.). Todavia, o emprego de imagens computadorizadas tem sido muito usado nos últimos tempos (COLEMAN *et al.*,1996; SHORT *et al.*,1997;KUM 2000, GARIP & GÜNDAY 2001; SCHÄFER & FLOREK 2002; HATA *et al.*, 2002; DUARTE *et al.*, 2004; CALBERSON *et al.*, 2004).

Em 2004, CALBERSON *et al.*, para padronizarem as imagens dos canais artificiais em blocos de resina antes e depois da instrumentação, idealizaram uma mesa onde a câmera era colocada em uma posição fixa e uma plataforma onde os blocos de resina, contendo os canais artificiais, eram colocados. Isso possibilitou que, quando fossem realizadas as imagens dos canais antes e após a instrumentação, estas ficassem sempre no mesmo plano, facilitando a sobreposição delas, quando fossem trabalhadas por um programa de imagens em um microcomputador.

O **referenciador fotográfico** foi o equipamento desenvolvido neste projeto, baseado na proposição de CALBERSON *et al.*, 2004. Este equipamento é contemplado principalmente com um elevador para o apoio da câmera digital de alta resolução, bloco fixo de acrílico para o suporte do canal artificial, anteparo de metal na cor preto fosco para redução de reflexo na imagem, e ajuste tridimensional grosso e fino.

Com essas características, o referenciador fotográfico permitiu fixar a máquina digital no suporte, e realizar o ajuste de foco em relação ao canal artificial de cada amostra. Após esses procedimentos, garantiu que todas as demais amostras fotografadas estariam no mesmo plano, permitindo, assim, a sobreposição das imagens obtidas e a comparação quantitativa dos dados.

Para garantir que as fotos fossem tiradas no mesmo plano, o elevador para o apoio da câmera digital permitiu a fixação da máquina por meio de um parafuso preso a orifício, localizado na parte inferior da mesma, além disso, o posicionamento da máquina recostada a parede anterior do elevador permite o seu alinhamento em relação as amostras.

Por sua vez, a amostra é encaixada na plataforma em resina acrílica leitosa, a qual deve ser posicionada, garantindo que todas estarão oferecendo a mesma face à câmera fotográfica.

O ajuste do foco, além das funcionalidades da câmera, também pode ocorrer através da movimentação de ambas as bases ( base de acrílico para a máquina e base de acrílico para a amostra). O ajuste grosso oferecido pelo referenciador, após realizado, deve ser travado por meio do parafuso que prende as bases ao trilho de aço. Após a realização do ajuste grosso, pode-se

realizar o ajuste fino do foco da máquina verticalmente através do elevador para o apoio da câmera digital. Além disso, a plataforma em resina acrílica leitosa possui mais dois ajustes finos, ajuste lateral e de profundidade, que permitem a movimentação da amostra nesses sentidos.

Logo, após a realização de todos os ajustes e a obtenção do foco para uma imagem, sem qualquer alteração dos ajustes, se obteve naturalmente foco nas demais amostras pela substituição e o encaixe destas sobre a base que possui tal finalidade. Isso garantiu que todas as fotos fossem retiradas sobre um mesmo plano, permitindo a comparação através da sobreposição das imagens digitais.

As ligas metálicas dos instrumentos usadas neste trabalho foram de níquel-titânio e de aço inoxidável.

Segundo KAZEMI *et al.*, (2000), para a comparação do comportamento mecânico de ligas metálicas diferentes, faz-se necessário que os instrumentos tenham configurações iguais.

Os instrumentos endodônticos K selecionados para este trabalho são fabricados em ligas de aço inoxidável e NiTi (FlexoFile e Nitiflex), produzidos pelo mesmo fabricante (Maillefer, Ballaigues, Suíça) e apresentam configurações semelhantes (LOPES *et al.*, 2004).

Os instrumentos endodônticos de NiTi, acionados a motor, selecionados para este trabalho, foram os K<sup>3</sup> (SYBRON KERR, CIDADE DO MÉXICO, MÉXICO) e apresentam em relação aos instrumentos K algumas variações quanto à configuração da parte de trabalho. Dentre as diferenças, podemos destacar a forma da seção reta transversal da haste helicoidal. Para os

instrumentos K (FlexoFile e Nitiflex), a forma é triangular com três fios (arestas) de corte na forma de filetes, formados pela interseção das paredes dos canais helicoidais. Para os instrumentos K<sup>3</sup>, a seção reta transversal mostra três guias radiais representadas por um cone truncado originário da convergência das paredes dos canais helicoidais. O perfil do canal helicoidal é sinuoso e o fio de corte é formado pela interseção da guia e uma parede do canal helicoidal. Outra diferença é o ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento. Para os instrumentos FlexoFile e Nitiflex, este ângulo é de 45° em toda a extensão da haste helicoidal enquanto que, para os instrumentos K<sup>3</sup>, é variável D<sub>0</sub> (30°) para D<sub>16</sub> (45°).

Outras comparações como forma de ponta, diâmetros e conicidades podem ser consideradas semelhantes entre os instrumentos empregados neste trabalho.

Vários são os estudos comparando os instrumentos endodônticos de aço inoxidável com os de níquel titânio e seus efeitos na forma do canal instrumentado (COLEMAN *et al.*, 1996; PESCE *et al.*, 1999; GARIP & GÜNDAY 2001; SCHÄFER & FLOREK 2002; FERREIRA *et al.*, 2002, SONNTAG *et al.*, 2003; SCHÄFER & SCHLINGEMANN, 2003).

Trabalhos que avaliaram a influência da natureza da liga metálica no deslocamento apical em canais radiculares (COLEMAN & SVEC, 1997; LOPES *et al.*, 1997; BISHOP & DUMMER, 1997; GARIP & GÜNDAY, 2001, SONNTAG *et al.*, 2003), concluíram que os instrumentos de NiTi tiveram desempenho melhor.

Outros trabalhos encontraram para instrumentos de aço inoxidável e de NiTi desempenho similares (PESCE *et al.*, 1999; KUM *et al.*, 2000; VALOIS & COSTA,2003.SCHÄFFER & FLOREK,2003).Todavia para ESBERARD *et al.*,2000, o desempenho de instrumentos de aço inoxidável foi melhor do que os instrumentos de NiTi.

Possivelmente, estes resultados conflitantes estão relacionados à metodologia empregada e não às propriedades mecânicas das ligas metálicas utilizadas na fabricação dos instrumentos. Assim, nos trabalhos consultados observamos que ocorreram comparação entre instrumentos endodônticos de configuração diferentes (conicidades, diâmetros, forma das seções retas transversais e ângulos de inclinação das hélices). Também, não existiu maior rigor quanto à configuração dos canais, principalmente, em relação à intensidade das curvaturas. Tampouco foram padronizados os comprimentos dos raios e dos arcos canais.

Nossa hipótese foi que, ao compararmos as ligas de NiTi e de aço inoxidável, as de NiTi por apresentarem pequeno módulo de elasticidade e grande flexibilidade para acompanhar a curvatura do canal, poderiam apresentar melhor comportamento frente à manutenção da forma original dos canais instrumentados (LOPES *et al.*, 2004d). Para tanto, procuramos em nosso estudo padronizar as amostras, assim como os instrumentos endodônticos empregados.

No presente estudo, utilizamos dois tipos de movimentos de alargamento: com rotação contínua e com rotação alternada.

Para as limas K FlexoFile e Nitiflex, utilizamos o movimento de alargamento com rotação alternada por meio de contra-ângulo especial acoplado ao motor elétrico. O contra-ângulo especial tem como objetivo transformar o movimento de rotação contínuo, obtido, por meio de motor elétrico em oscilação alternada à direita e à esquerda. Para os instrumentos K<sup>3</sup>, utilizamos o movimento de alargamento contínuo por meio de contra-ângulo redutor de velocidade, acoplado em um motor elétrico com giro à direita.

Segundo LOPES *et al.*, (2004c) o alargamento é um processo mecânico de usinagem destinado a aumentar, por meio do desgaste, o diâmetro de um furo cônico ou cilíndrico pré - existente.

O alargamento consiste no deslocamento (avanço) e do giro (rotação) do instrumento no interior de um canal (furo). Para que ocorra o alargamento, é necessário que o instrumento trabalhe justo no interior do canal, ou seja, o diâmetro do instrumento deverá ser maior que o diâmetro do canal.

A literatura consultada (MIRANZI *et al.*, 1999; FERREIRA *et al.*, 2002) pouco menciona o tipo de movimento empregado no resultado da forma do preparo dos canais curvos. Geralmente, compara a instrumentação rotatória (acionada a motor) à instrumentação manual, porém sem citar, na maioria das vezes, o tipo de movimento empregado (ESPOSITO & CUNNINGHAM, 1995; SCHÄFER, 1996; ZMENER & BANEGAS, 1996; SHORT *et al.*, 1997; KUM *et al.*, 2000; ALVES & SALGADO, 2000; HATA *et al.* 2002).

Para LOPES *et al.*, (2004c) na forma final após a instrumentação de um canal radicular curvo é mais importante o tipo de movimento empregado (limagem, alargamento contínuo, alargamento alternado, alargamento e

imagem) do que o modo como o movimento é obtido (manualmente, com ângulos especiais, com ângulos acoplados a motores com giro à direita).

Em função do exposto, buscamos empregar apenas o movimento de alargamento, obtido com giro contínuo à direita por meio de ângulos acoplados ao motor elétrico e com oscilação alternada à direita e à esquerda, obtidos por meio de contra-ângulos especiais.

Em relação ao movimento de alargamento, nossa hipótese foi comparar se o tipo de rotação (contínua ou alternada), ambas obtidas por contra-ângulos especiais ou redutores acoplados a um motor elétrico, poderia interferir no deslocamento do preparo apical de canais artificiais curvos quando do emprego de instrumentos de NiTi e de aço inoxidável.

Os resultados encontrados neste estudo após o preparo inicial e padronização das amostras demonstraram que a instrumentação até a lima K de nº. 20 (FlexoFile) determinou o maior desgaste (diâmetro) junto ao ponto inicial, ou seja, durante o processo de padronização das amostras, já ocorreu o deslocamento apical no preparo. Entretanto, esses valores não foram reduzidos dos encontrados para os três grupos avaliados. O resultado do deslocamento do preparo por meio de instrumentos delgados (de pequenos diâmetros) já foi relatado por CIMIS *et al.*, (1988) trabalhando em dentes humanos extraídos.

Na comparação entre instrumentos de NiTi (Grupo 2 Nitiflex) e de Aço inoxidável (Grupo 3, FlexoFile), acionados por meio de movimento de alargamento alternado obtido por meio de um contra-ângulo especial acoplado em um motor elétrico, a natureza da liga metálica não influenciou

estatisticamente nos desgastes das paredes externas e internas em relação ao ponto inicial. Nos dois grupos, o desgaste foi maior na parede externa comparativamente à interna. Entretanto, os valores dos desgastes externos produzidos pelos instrumentos FlexoFile foram maiores (Grupo 2 : 0,314mm e Grupo3 :0,353mm)

Nos pontos M e F os desgastes para os dois grupos foram maiores nas paredes internas. Em função dos resultados obtidos , pudemos observar que a natureza da liga metálica dos instrumentos NiTi( Nitiflex) e aço inoxidável ( FlexoFile) não influenciou quantitativamente nos desgastes das paredes internas e externas dos canais curvos artificiais empregados neste estudo.

Há estudos na literatura que corroboram com os nossos resultados, como visto em KOSA *et al.*,1999; LYON *et al.*, 2002 e BATISTA, 2002, que afirmaram não haver diferenças estatísticas significantes do preparo quando comparadas ligas metálicas de diferentes naturezas com o mesmo tipo de movimento de alargamento com rotação alternada por meio de contra-ângulo especial.

Na comparação, entre os resultados do Grupo 2 (instrumentos Nitiflex) e do Grupo 3 (instrumentos FlexoFile) era de se esperar que os instrumentos de aço inoxidável (FlexoFile) em função da maior resistência à deformação elástica induziria maior deslocamento do preparo apical. Os instrumentos de NiTi (Nitiflex), por terem menor modulo de elasticidade, são deformados elasticamente com níveis inferiores de tensão e acompanham a curvatura dos canais durante a instrumentação. Todavia, não houve diferença estatística

significativa entre os valores dos desgastes externos produzidos pelos instrumentos FlexoFile comparativamente aos Nitiflex.

Isso pode ser justificado pelo emprego de canais artificiais com curvaturas consideradas moderadas (raio do canal maior que 10 e menor do que 20). Assim sendo, a diferença de flexibilidade entre os instrumentos empregados não foi capaz de interferir nos resultados obtidos.

Canais com raios de curvaturas menores (severas  $\leq 10$  mm) a maior resistência à deformação elástica do instrumento de aço inoxidável certamente é capaz de influenciar nos resultados do deslocamento do preparo apical.

Na comparação entre os Grupos 1 (K<sup>3</sup>) e 2 (Nitiflex) foi possível avaliar os resultados obtidos com limas de NiTi (mesma liga metálica) em função do tipo de movimento de alargamento empregado (contínuo Grupo 1, alternado Grupo 2). Nesta comparação pudemos observar que o tipo de movimento de alargamento contínuo com instrumento de NiTi da marca K<sup>3</sup> e alternado com instrumento de NiTi da marca Nitiflex estatisticamente não influenciou no desgaste junto ao ponto inicial do arco dos canais artificiais empregados neste estudo. Nos dois grupos, o desgaste foi maior na parede externa comparativamente à interna e os valores desses desgastes foram próximos com diferenças desprezíveis para ambos os instrumentos (Grupo1: 0,311 mm e Grupo 2: 0,314 mm).

Nos pontos M e F, os desgastes para os dois grupos foram maiores nas paredes internas. Em função dos resultados obtidos, pudemos observar que o movimento de alargamento obtido com giro contínuo ou alternado não

influenciou nos desgastes das paredes internas e externas dos canais curvos artificiais empregados neste estudo.

Estes resultados foram coerentes ao estudo de KOSA *et al.*, 1999; LIMONGI *et al.*, 2004, que compararam o movimento de alargamento com giro contínuo e giro alternado e ligas de NiTi não havendo diferenças estatísticas entre os grupos estudados.

MOREIRA FILHO (2006), empregando canais artificiais padronizados concluiu que para instrumentos de NiTi da marca ProTaper de mesma geometria, o acionamento a motor ou manual para obtenção do movimento de alargamento, não interferiu nos resultados obtidos.

Isso pode ser explicado porque o movimento de alargamento (alternado ou contínuo) propicia os mesmos resultados, ou seja, preparo de canal radicular centrado em relação a seu eixo e com corte regular das paredes dentinárias. Com o emprego do movimento de alargamento, o profissional tem o domínio sobre o diâmetro do furo e a forma do preparo.

Durante o alargamento de um canal cônico há necessidade de se exercer no instrumento endodôntico uma pressão acompanhada de rotação à direita (movimento de corte) e de penetração (movimento de avanço) no interior do canal. Com essas manobras evita-se o desgaste direcionado de uma parede de um canal radicular e conseqüente o deslocamento apical do preparo.

Na comparação entre os Grupos 1 (K3) e 3 (FlexoFile) observamos que a natureza da liga metálica (aço inoxidável e NiTi), semelhantemente à

comparação entre os Grupos 2 e 3 e o tipo de movimento de alargamento (contínuo e alternado) semelhantemente à combinação entre os Grupos 1 e 2 não influenciaram estatisticamente nos desgastes das paredes externas e internas em relação ao ponto inicial.

Levando-se em consideração os parâmetros acima citados, podemos afirmar que a natureza da liga metálica (NiTi e aço inoxidável), assim como, o tipo de movimento de alargamento (contínuo e alternado) dentro da metodologia empregada não influenciaram nos resultados obtidos. Certamente, resultados diferentes poderão ser alcançados empregando-se canais com raios de curvaturas menores, arcos maiores, instrumentos de diâmetro maiores e instrumentos de elasticidade menores (maior rigidez).

## **CONCLUSÃO**

---

À partir da metodologia e da análise estatística descritas neste estudo, podemos concluir que a natureza da liga metálica (NiTi ou aço inoxidável) e o tipo de movimento de alargamento contínuo ou alternado não interferiram nos resultados obtidos quanto ao deslocamento apical do preparo de canais artificiais com segmentos curvos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

Abou-Rass M, Ellis M. (1996) 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* 11: 25-33

Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH (1980).The anticurvature filling method to prepare the curved root canal. *JADA* 101: 792-794.

Alves DF, Salgado AAM (2000). Avaliação da ocorrência de desvio apical após o preparo químico-mecânico utilizando limas Flex-R e o sistema Quantec Series 2000. *JBE* 3: 41-44.

Aucélio RN (2000). Comparação de duas técnicas de instrumentação mecanizada utilizando limas Quantec e o aparelho Endo-Pró (Driller). Brasília – DF, 2000. Disponível em: <http://www.ibemol.com.br/ciodf2001/341.asp>. Acesso em: 10 jun. 2006

Batista A (2002). *Análise in vitro comparativa da efetividade do preparo do canal radicular realizado manualmente e com sistema de rotação alternada com diferentes instrumentos*. 157p, Dissertação (Mestrado), Campinas.SP

Batista A, Costa AL, Sydney GB, Melo LL DE, Mattos NHR. (2003) Análise do preparo de canais artificiais realizados manualmente e com sistema de rotação alternada com instrumentos de níquel-titânio. *J Bras Endod* 4: 51-58.

Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P(2001) Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments, rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 14:324-333.

Bishop K, Dummer PMH (1997). A comparison of stainless steel FlexoFiles and nickel-titanium Nitiflex files during the shaping of simulated canals. *Int Endod J* 30: 25-34.

Bryant ST, Thompson AS, Al-Omari MAO, Dummer PMH (1998a). Shapping ability of *ProFile* rotatory nickel- titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: part 1. *Int Endod J* 31:275-281.

Bryant ST, Thompson AS, Al-Omari MAO, Dummer PMH (1998b). Shapping ability of *ProFile* rotatory nickel- titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: part 2. *Int Endod J* 31:282-289.

Bryant ST, Dummer PMH, Pitonic, Bourba M , Moghal S (1999). Shaping ability of 04 and 06 taper *ProFile* rotary nickel –titanium instruments in simulate root canals. *Int Endod J* 32: 155-164.

Calberson FLG, Deroose CAJG, Hommez GMG, De Moor RJG (2004). Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J* 37: 613-623.

Cimis GM, Boyer T, Pelleu GR (1988). Effect of three file types on the apical preparations of moderately curved canals. *J Endod* 14: 441-444.

Clem WC. The adolescent patient (1969). *Dent Clin North Am* 13: 483- 493.

Coleman CL, Svec TA, Rieger MR, Wang MM, Glickman GN (1996). Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging. *J Endod* 22: 603-607.

Coleman CL, Svec TA (1997). Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod* 23: 232-235.

De Deus QD (1992a). Endodontia Conceituação. Breve Resenha Histórica. In: *Endodontia*. Rio de Janeiro: Medsi 1-9.

De Deus QD (1992b). Preparo dos Canais Radiculares (Seção5). In: *Endodontia*. Rio de Janeiro: Medsi 296-310

De Deus QD (1992c).Preparo dos Canais Radiculares(Seção7). In: *Endodontia*. Rio de Janeiro: Medsi 334-391.

Duarte MAH, Moura TO, Fazolo AL,Oliveira ECG, Yamashita JC, Kuga MC (2004). Estudo comparativo da eficiência do sistema *ProFile* e K<sup>3</sup> Endo no preparo de canais artificiais curvos. *JBE* 5: 256-260.

Esberard RM, Camargo JMP, Esberard RR (2002). Eficácia dos novos instrumentos endodônticos manuais. *JBE* 3:277-280.

Esposito PT; Cunningham CJ (1995). A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod* 21: 173-175.

Ferreira EL, Martin C, Bahr C, Baratto Filho F, Fariniuk LF (2002). Performance das limas de níquel-titânio e de aço inoxidável no preparo do canal radicular. *JBE* 3: 309-313.

Garip Y, Günday M (2001). The use of computed tomography when comparing Nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *Int Endod J* 34:452-457.

Guelzow A, Stam O, Martus P, Kielbassa Am (2005). Comparative study of six rotary nickel titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J* 38:743-752.

Goerig, LA; Michelich, RJ; Shultz, HH (1982). Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J Endod* 8: 550-554.

Goldman M, Sakuri A; Fuse E; Konman, J.; Tenca, J.( 1989.) An in vitro study of the pathfinding ability of a new automated handpiece. *J. Endod* 13: 429-433.

Hata G, Uemura M, Kato AS, Noboru I, Novo NF, Toda T (2002). A comparison of shaping ability using Proffie, GT File and Flex-R endodontic instruments in simulated canals. *J Endod* 28: 316-321.

Hülsmann M, Stryga F (1993) Comparison of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. *J. Endod* 19 :141-145.

Imura N, Kato AS, Neil F, Hata GI, Vemura M, Toda T (2001). A comparison of Mesial Molar Root Canal Preparations Using two Engine-Driven Instruments and the Balanced-Force Technique. *J Endod* 27: 627-631.

Jodway B, Hülsmann M (2006). A Comparative study of root canal preparation with NiTi-Tee and K<sup>3</sup> rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J* 37:71-80.

Jungmann CL, Uchin RA, Bucher JF (1975) Effect of instrumentation on the shape of the root canal. *J Endod.* 1: 66-69.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LS (2000). A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 4:500-506.

Kosa D A , Marshall G, Baumgartner JC (1999). An Analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. *J Endod* 25:441-445.

Kum K, Spängberg, Cha BY, Young J, Jong LS, Young LC (2000). Shaping ability of three *ProFile* rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod* 26: 719-723.

Leeb J, (1983). Canal Orifice Enlargement As Related To Biomechanical Preparation. *J Endod* 9:463-470.

Lehman JW, Gerstein H (1982). An Evaluation of a New Mechanized Endodontics Device: The Endolift. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 53:417-419.

Leonardo MR, Leal JM (2005).Preparo químico -mecânico dos canais radiculares meios mecânicos: instrumentos(Instrumentação clássica). In: Leonardo MR. *Tratamento de canais radiculares. Princípios técnicos e biológicos*. São Paulo: 1 Artes Médicas 572-606

Leonardo MR (2005a). Considerações Iniciais - Definição e Importância In: *Tratamento de canais radiculares. Princípios técnicos e biológicos*. São Paulo: 1 Artes Médicas 572-606

Leonardo MR (2005b). Instrumentação não convencional de canais radiculares, através de técnicas que empregam recursos manuais e que aplicam o princípio ápice-coroa. In: Leonardo MR. *Tratamento de canais radiculares. Princípios técnicos e biológicos*. São Paulo: 1, Artes Médicas, 607-666.

Leonardo MR (2005c). Instrumentação não convencional de canais radiculares, através de técnicas que empregam recursos manuais e que aplicam o princípio coroa-ápice sem pressão ("Crown Down Pressureless Technique"). In: Leonardo MR. *Tratamento de canais radiculares. Princípios técnicos e biológicos*. São Paulo: 1, Artes Médicas, 676-720.

Leonardo MR, Leonardo RT (2002a). Aprimoramento e simplificação de Técnicas Endodônticas in: Sistemas rotatórios em Endodontia- Instrumentos de Níquel- Titânio .São Paulo.Artes Médicas,1-35.

Leonardo MR, Leonardo RT (2002b). Sistema K<sup>3</sup> in: *Sistemas rotatórios em Endodontia- Instrumentos de Níquel- Titânio*. São Paulo. Artes Médicas, 271-286.

Lim KC, Webber J (1985a). The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. *Int Endod J* 18: 233-239.

Lim KC, Webber J (1985b). The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. *Int Endod J* 18: 240-246.

Limongi O, Klymus A, Baratto Filho, Vanni Jr, Travassos R (2004). In Vitro Evaluation of the presence of apical desviation with employment of automated handpieces with contínuos and Alternate Motion for root canal preparation. *J Appl Oral Sci* 12: 195-199.

Lopes HP, Elias CN, Estrela C, Siqueira JF Jr, Fontes PP (1997). Influência de limas endodônticas de NiTi e de aço inoxidável, manuais e acionadas a motor no deslocamento apical. *Rev Bras Odont* 54: 67-70.

Lopes HP, Elias CN, Estrela C, Siqueira JF Jr (1998). Assessment of the apical transportation of root canals using the method of the curvature radius. *Braz Dent J* 9: 39-45.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr (2004a). Instrumentos endodônticos. in: Lopes HP, Siqueira JF Jr . *Endodontia: biologia e técnica*. Rio de Janeiro: MEDSI, 323-417.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr, Pinto SSL (2004b). Acidentes e complicações em endodontia in: Lopes HP, Siqueira JF Jr . *Endodontia: biologia e técnica*. Rio de Janeiro: MEDSI, 323-417.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr (2004c). Preparo Químico -Mecânico. in: Lopes HP, Siqueira JF Jr . *Endodontia: biologia e técnica*. Rio de Janeiro: MEDSI, 323-417.

Lopes HP, Elias CN, Moreira E JL (2004d). Flexibilidade de instrumentos endodônticos tipo K de aço inoxidável e de NiTi. *Rev Bras Odont* 61: 65-68.

Lyon LA, Lopes HP, Lyon JP, Robazza C R C (2003). Instrumentos de Niti e aço inoxidável acionados por um contra-ângulo especial: deslocamento apical. *RBO* 60: 340-342.

Marshall FJ, Pappin JA (1980). *Crown-down pressureless preparation root canal enlargement technique. Technique Manual*. Oregon Health Sciences University. Oregon: Portland.

McSpadden JT (1996). *Advanced geometries in endodontic micro files: the rationale*. Chattanooga, U.S.A. The NT Company.

Miranzi BAS, Mendes EHS, Miranzi MAS, Cota AMV (1999). Avaliação da Eficiência das limas Flex-R em canais artificiais curvos utilizando dois movimentos de Limagem na técnica cérvico- apical. *JBC* 13: 54-58.

Moreira Filho J(2006). *Comparação do deslocamento apical do preparo utilizando instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor e manualmente no preparo de canais curvos*. Dissertação de mestrado, Faculdade de Odontologia , Universidade Estácio de Sá. Rio de Janeiro.70p.

Mullaney TP. Instrumentation of Finely Curved Canals (1979). *Dent Clin North Am* 23: 575-592.

Nishiyama CK (2001). *Comparação de três diferentes técnicas de instrumentação mecânica rotatória com limas de níquel-titânio — análise da variação do ângulo de curvatura, deslocamento do centro do instrumento e alteração na área da secção transversal do canal radicular (estudo in vitro)*.

Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara. 160 p.

O'Connell DT, Brayton SM. (1975) Evaluation of root canal preparation with two automated endodontic handpieces. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 39: 298-303.

Pereira AJA, Fidel RAS, Fidel SR, Duarte MAH (2004). Instrumentação de Canais Artificiais Curvos com Limas Manuais de Níquel - Titânio *ProFile* da série 29. *JBE* 5: 136-140.

Pereira RS (2002). *Fatura por flexão em rotação entre instrumentos de NiTi acionados a motor em canais com dupla curvatura.* Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Pesce HF, Medeiros JMF, Carrascoza A, Simi J jr (1999). Morfologia do Preparo de Canais Radiculares com Limas Nitiflex e Flexofile. *Rev Odontol Univ São Paulo* 13: 289-293.

Pessotti VP (2003). *Comparação do Transporte Apical Utilizando Limas K<sup>3</sup>, ProFile 0,4 e K-Flexofile no Preparo dos Canais Curvos e Artificiais.* Dissertação de mestrado, Centro Biomédico, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual do Rio de Janeiro.101p.

Rangel S, Cremonese R, Bryat, S, Dummer P (2005). Shaping hability of Race rotatory nickel- titanium instruments in simulated root canals. *J Endod* 31:460-463.

Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG (1985). The “Balanced Force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod* 11: 203-211.

Schäffer E (1996). Effects of four instrumentation techniques on curved canals: a comparison study. *J Endod* 22: 685-689.

Schäfer E, Florek, H (2003). Efficiency of rotary nickel-titanium K<sup>3</sup> instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 36: 199-207.

Schäfer E, Schlingemann, R (2003). Efficiency of rotary nickel-titanium K<sup>3</sup> instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 36: 208-217.

Schilder H (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 18: 269-296.

Schneider SW (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 32: 271-275.

Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC (1997). A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod* 23: 503- 507.

Silva DP(2004). *Avaliação do deslocamento apical utilizando instrumentos endodônticos manuais FlexoFile nos regimes elástico e plástico, através da Técnica Oscilatória automatizada em canais artificiais de resina*. Monografia, Odontoclínica Central do Exército, 45p.

Sonntag D, Delschen S, Stachniss V (2003). Root canal shaping with manual Ana rotary Ni-Fi files performed by students. *Int Endod J* 36:715-723.

Sydney GB, Zamberlan TMA, Batista A, Mello LL (2001). Estudo Comparativo da Ocorrência de Desvio Apical com Sistema de Rotação Alternada. *JBE* 2: 246-252.

Sydney GB,Batista A(2005) Instrumentação não convencional de canais radiculares.Sistemas de Rotação Alternada *in*: Leonardo MR. *Tratamento de canais radiculares. Princípios técnicos e biológicos*. São Paulo: 2 Artes Médicas:768-785.

Tasdemir T, Aydemir H, Inan U, Ünal O (2005). Canal preparation with hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. *Int Endod J* 38:402-408.

Thompson SA, Dummer PMH (1997a). Shaping ability of *ProFile* .04 taper Series 29 rotary nickel-titanium instrumets in simulates root canals part 1 *Int Endod J* 30: 1-7.

Thompson S A, Dummer PMH.(1997b). Shaping ability of *ProFile* .04 taper Series 29 rotary nickel-titanium instrumets in simulates root canals part 2 *Int Endod J* 30: 8-15.

Thompson S.A (2000). An overview of nickel-titanium alloyds used in dentistry. *Int Endod J* 33:297-310.

Veltri M, Mollo A, Pini PP, GhelliLF, Balleri P (2004) . In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and *GT* rotary files. *J Endod* 30: 163-166.

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

Vieira MVB (1998) *Avaliação da Influência de Limas Endodônticas de Níquel Titânio e de Aço Inoxidável, Manuais, da Série 29, conicidade de 0,02mm/mm,*

*no Deslocamento Apical de Canais Artificiais*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Pelotas.126p.

Walia H, Brantley WA, Gerstin H. (1988) An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 14: 346-351.

Weine FS, Kelly RF, Lio PJ (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod* 1: 255-262.

Weine FS, Kelly RF, Bray KE (1976). Effect of preparation with hand pieces on original canal shape. *J Endod* 2: 298-203.

Weisz, GA (1985), Clinical study using automated instrumentation in root canal therapy. *Int Endod J* 18: 203-209.

YOSHIMINE Y,ONO M, AKAMINE A (2005). The shaping effects of three nickel-titanium rotatory instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod* 31: 373-375.

Zmener O, Banegas G (1996). Comparison of three instrumentation techniques in the preparation of simulated curved root canals. *Int Endod J* 29: 315- 319.

# Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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