

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

JULIANA MACHADO BARROSO

**INFLUÊNCIA DO PRÉ-ALARGAMENTO CERVICAL
NO DESGASTE PROMOVIDO PELOS INSTRUMENTOS
ROTATÓRIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO NA REGIÃO
APICAL: ESTUDO EM CANAIS SIMULADOS CURVOS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a
obtenção do grau de Doutor em Odontologia, Programa
Odontologia Restauradora, opção Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora

Ribeirão Preto

2007

Barroso, Juliana Machado

“Influência do pré-alargamento cervical no desgaste promovido pelos instrumentos rotatórios de níquel-titânio na região apical: estudo em canais simulados curvos”- Ribeirão Preto, 2007

79p.: il.; 28 cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/ Universidade de São Paulo, Departamento de Odontologia Restauradora – Endodontia.

Orientador: Pécora, Jesus Djalma

1. Alargamento cervical
2. Desgaste apical
3. Instrumentos de níquel-titânio



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Sumário

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	01
2 PROPOSIÇÃO.....	13
3 MATERIAL E MÉTODO.....	15
3.1 Amostragem.....	15
3.2 Confeção dos canais simulados em blocos de resina.....	16
3.3 Delineamento experimental.....	19
3.4 Digitalização e mensuração das imagens.....	21
3.5 Análise dos dados.....	25
4 RESULTADOS.....	27
5 DISCUSSÃO.....	55

6 CONCLUSÃO.....	63
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65
APÊNDICE	

Resumo

A proposta desse estudo *in vitro* foi avaliar a influência do pré-alargamento cervical no desgaste apical de canais simulados curvos preparados com instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Foram confeccionados 30 blocos de resina com canais simulados de 20 graus de curvatura que foram divididos aleatoriamente em três grupos distintos (n=10) de acordo com o tipo de alargamento cervical realizado: Grupo I – sem alargamento cervical; Grupo II – alargamento cervical realizado com brocas CP Drill[®]; Grupo III – alargamento cervical realizado com brocas LA Axxess[®]. Previamente ao alargamento cervical os canais foram preenchidos com tinta nanquim em toda sua extensão e realizaram-se as fotografias iniciais com auxílio de máquina digital posicionada em estativa. Para o preparo apical utilizaram-se instrumentos rotatórios K3[®] na seqüência de 20.02 até 45.02, sendo que, entre o intervalo do uso de cada instrumento o canal foi preenchido, novamente, com tinta nanquim e realizada a fotografia final para cada instrumento. As fotografias pré e pós-operatórias foram sobrepostas e procedeu-se a mensuração do desgaste linear da parede interna e externa do canal simulado no ápice da

curvatura e no ápice do canal proporcionado por cada instrumento, com auxílio do *software* Image Tool. A diferença entre esses valores, de acordo com cada área do canal avaliada, foi submetida à análise estatística. O teste de Regressão Linear permitiu estabelecer uma correlação entre o calibre do instrumento e o desgaste do canal, que pode ser traduzida em uma equação matemática, indicando que é diretamente proporcional. O teste de Kruskal-Wallis (complementado com pós-teste de Dunn) permitiu a comparação do desgaste entre os diferentes grupos experimentais. Por meio desses testes pode-se observar que grupo onde não foi realizado o pré-alargamento cervical apresentou padrões de desgastes diferentes daqueles onde o preparo foi executado. O grupo sem pré-alargamento provocou o desgaste acentuado do lado externo da curvatura, enquanto os grupos preparados com CP Drill[®] e LA Axxess[®] mostraram padrões de desgaste semelhantes, denotando a maior centralização do instrumento no canal em ambas as regiões analisadas (ápice da curva e ápice do canal). Pode-se concluir que o pré-alargamento cervical influenciou de forma positiva no preparo da região apical de canais simulados curvos, proporcionando preparos mais centralizados dessa região.

Abstract

The purpose of this *in vitro* study was to evaluate the influence of cervical preflaring on prepared canal shape in simulated curved root canals prepared with nickel-titanium rotary systems. Thirty resin blocks with simulated canals with 20° curvature were fabricated and randomly assigned to three groups (n=10) according to the type of cervical preflaring: Group I – no cervical preflaring; Group II – cervical preflaring with CP Drill® burs; Group III – cervical preflaring with LA Axxess® burs. Previously cervical preflaring, the canals were thoroughly filled with India ink and the initial photographs were taken using a digital camera fixed in a static position. Right after, apical preparation was performed using 20.02 to 45.02 K3® rotary instruments. At each change of file, the canals were refilled with India ink and the final photographs were taken for each instrument. The initial and final photographs were superimposed and linear dentin removal produced by each type of rotary instrument was measured with specific software at the internal and external portions of the curvature apex and at the canal apex. The difference between the initial and final values was analyzed statistically, according to each canal region. Statistical analysis by linear regression established a correlation between instrument size and canal transportation, which can be expressed by

a mathematical equation. This correlation is directly proportional, which means that the greater instrument, the more accentuated the canal transportation. Additionally, Kruskal-Wallis test (complemented by the Dunn' post-test) allowed comparing dentin removal among the different experimental groups. These tests revealed that the non-flared group presented different dentin removal patterns, as compared to the groups where cervical preflaring was undertaken. The group without preflaring presented a significantly greater dentin removal on the external side of curvature, while the groups preflared with CP Drill[®] and LA Axxess[®] exhibited similar dentin removal patterns, demonstrating a greater centralization of the instrument inside the canal, for both analyzed regions (curvature apex and canal apex). It may be concluded that cervical preflaring influenced positively the apical preparation of simulated curved canals, producing more centralized preparations in this region.

1 Introdução

A Endodontia, ao longo dos tempos, tem buscado um método seguro, eficiente e rápido, principalmente para instrumentação de canais curvos e de anatomia complexa, cujos tratamentos constituem um desafio mesmo para os endodontistas mais experientes. Ao longo da história, criou-se o paradigma da instrumentação de canais curvos onde teorias e técnicas estabelecem que a utilização da lima de diâmetro 25 na região apical preenche todos os requisitos de limpeza e modelagem desses canais (PÉCORA, CAPELLI, 2006). As teorias salientam que, com a utilização de instrumentos além desse diâmetro, erros como desvio, *zip*, degrau, perda do comprimento de trabalho e até perfurações podem surgir com frequência (AL-OMARI, DUMMER, 1995; HÜLSMANN, SCHADE, SCHÄFERS, 2001; BARBIZAM et al., 2002).

No que diz respeito à instrumentação manual, parte desta recomendação procede, uma vez que as afirmações destes autores são baseadas em pesquisas utilizando instrumentos confeccionados em aço inoxidável, que não apresentam flexibilidade satisfatória além desta numeração. A rigidez inerente ao aço tende a promover, em

canais curvos, o maior desgaste no lado anticurvatura, levando ao insucesso do preparo (PÉCORA, CAPELLI, 2006).

Essa limitação proporcionada pelos instrumentos de aço inoxidável estabeleceu o preparo endodôntico padrão dos canais radiculares que foi descrito por Schilder (1974) como o preparo de formato cônico, com maior ampliação no terço cervical e o afinilamento contínuo e acentuado em direção apical. Esse conceito de aumentar a conicidade no terço cervical preconizado por Schilder foi considerado inovador, uma vez que contrastava com a filosofia vigente até então, de manter o canal com discreta conicidade. Ao mesmo tempo em que o autor demonstrava a necessidade da ampliação para modelagem adequada do canal, ele destacava a importância da manutenção da sua forma original, justificando para tanto uma modelagem apical mínima principalmente em canais curvos em função do emprego rotineiro das limas de aço.

Desta forma, o alargamento da região apical com instrumentos de maiores diâmetros foi popularizado, durante anos, na literatura endodôntica como um ato perigoso, arriscado e até mesmo desnecessário, o que limitou a intervenção nessa região, com instrumentos de pequenos diâmetros.

Entretanto, durante todo o século XX, os pesquisadores demonstraram que a limpeza da região apical dos canais radiculares curvos permanecia deficiente, quer sob a análise realizada com microscópio eletrônico de varredura, quer sob microscopia óptica. Inúmeros trabalhos concluíram que nenhuma técnica de instrumentação desenvolvida até o presente é capaz de promover a limpeza completa do canal radicular, principalmente em canais curvos (HEUER, 1963; MULLANEY, 1979; VANSAN, 1988; WU, WESSELINK, 1995; HEARD, WALTON, 1997; HÜLSMANN, RÜMMELIN, SCHÄFERS, 1997; SIQUEIRA JÚNIOR et al., 1997; BARBIZAN et al., 2002; HÜLSMANN, GRESSMANN, SCHÄFERS, 2003; LINSUWANONT, PARASHOS, MESSER, 2004).

A viabilidade de alargar a porção crítica apical de canais radiculares curvos, conservando a conformação original do canal, ainda é, controversa dentro da Endodontia (HÜLSMANN, PETERS, DUMMER, 2005). Estudos de anatomia interna evidenciaram que o diâmetro anatômico da região apical de raízes mesio-vestibulares de molares

superiores, canais tradicionalmente considerados curvos, correspondem em média ao diâmetro de uma lima #25. Assim, considerando a concepção recomendada para esses canais de utilizar a lima #25 como instrumento final, é pouco provável que se consiga atingir a limpeza adequada nesses casos (HAGA, 1968; KEREKES, TRONSTAD, 1977; WU et al., 2000; VIER et al., 2004; VANNI et al., 2006; BARTHA et al., 2006; WEIGER et al., 2006).

Esse pressuposto foi comprovado por meio da literatura científica atual na qual alguns autores investigaram o diâmetro pré e pós-operatório das raízes mesio-vestibulares de molares e destacaram que a extensão do preparo dessas raízes até o instrumento de diâmetro #45 não foi suficiente, para que o mesmo tocasse todas as paredes em 25% dos casos analisados (PAQUE, MUSCH, HÜLSMANN, 2005). Esses achados são reafirmados a partir de evidências científicas de outros autores que destacaram a necessidade de ampliação dos canais radiculares desses dentes como forma de reduzir o número de microrganismos e realizar preparos mais efetivos no que se refere à limpeza e modelagem da região apical (DALTON et al., 1998; NAIR et al., 1990; SIQUEIRA et al., 1999; CARD et al. 2002; WEIGER et al., 2006; WEIGER et al., 2006; BARTHA et al., 2006; MICKEL et al., 2006).

Mesmo diante de todas as evidências fornecidas pelas pesquisas, ainda hoje, o estabelecimento do diâmetro anatômico é baseado na habilidade de detectar, por meio da sensibilidade tátil, a constrição apical do canal radicular. Contudo, esse fato foi considerado por Wu et al. (2002) método falho e empírico para realização desta etapa do preparo biomecânico. Isso porque, essa determinação está baseada na suposição de que o canal radicular é atresiado em sua porção apical e que a lima passaria sem restrições até este determinado ponto (LEEB, 1983).

Todavia, as formações contínuas e progressivas de dentina no assoalho da câmara pulpar diminuem o diâmetro do canal radicular, principalmente no seu terço cervical (PHILIPPAS, 1961). Assim, erros na avaliação do real diâmetro do canal podem ocorrer, tornando equivocada a escolha do primeiro instrumento (instrumento apical inicial), que iniciará a fase de instrumentação, uma vez que a sensação de

“travamento” desse instrumento pode estar sendo atribuída à entrada do canal e não ao seu diâmetro no comprimento de trabalho (TAN, MESSER, 2002b).

Vários pesquisadores ao longo da literatura reconheceram as vantagens do preparo cervical logo após a exploração do canal (MARSHALL, PAPPIN, 1980; GOERING et al., 1982; LEBB, 1983; DE DEUS, 1992). Entretanto, na atualidade o conceito de realizar o pré-alargamento cervical ressurgiu com importância maior por meio de pesquisas que destacaram a necessidade de realizar essa etapa do preparo de maneira eficiente e precisa, ou seja, não se trata tão somente de realizar o alargamento cervical, mas sim, alargar o suficiente essa região até que se consiga levar instrumentos ao ápice de diâmetros compatíveis com a realidade de cada canal (WU et al., 2002; CONTRERAS, ZINMAN, KAPLAN, 2001; TAN, MESSER, 2002a; BARROSO et al., 2005; PÉCORA et al., 2005; DULTRA et al., 2005; VANNI et al., 2006; IBELI et al., 2007).

Diante disso, o conceito do alargamento cervical adequado previamente à determinação do instrumento apical inicial foi instituído na literatura endodôntica atual como um passo operatório indispensável para a correta realização do preparo do canal radicular (STABHOLTZ, ROTSTEIN, TORABINEJAD, 1995; LEVIN, LIU, JOU, 1999; WU et al., 2002; CONTRERAS, ZINMAN, KAPLAN, 2001; TAN, MESSER, 2002b; KHAN, SOBHI, 2003; BARROSO et al., 2005; PÉCORA et al., 2005; DULTRA et al., 2005; VANNI et al., 2006; IBELI et al., 2007).

A determinação do real diâmetro anatômico do canal radicular é de fundamental importância, porque permite estabelecer, com maior segurança, o instrumento adequado para iniciar e ampliar o preparo apical. Esse aspecto ganha importância ainda maior, pois proporciona a remoção de dentina contaminada, o que favorece a terapêutica das lesões periapicais (SOUZA, RIBEIRO, 2002). Desta forma, as pesquisas relacionadas a diâmetro anatômico reafirmaram o fato de que o paradigma da instrumentação de canais curvos deve ser revisto.

Reportando-se a literatura nota-se que, por muitos anos, um dos maiores desafios da Endodontia foi justamente alcançar a limpeza e a modelagem do canal curvo de acordo com a anatomia correta, por meio de uma instrumentação que proporcionasse o

mínimo de alteração do seu trajeto original. Em canais curvos é importante que o preparo cumpra seus objetivos de limpeza e modelagem conservando a conformação original do canal, sem causar deformações que poderiam comprometer todo o sucesso do tratamento, uma vez que a limpeza e desinfecção seriam menos eficientes e a obturação dificultada (DULTRA, 2005). Convém salientar que Walia, Brantley e Gerstein (1988) já destacavam que a grande maioria dos erros de procedimentos que podem ocorrer durante o preparo de canais curvos tem origem comum, a rigidez das ligas de aço inoxidável.

Na busca de encontrar a liga metálica que pudesse substituir o aço inoxidável sem apresentar suas características desfavoráveis no que se refere à preparação apical com instrumentos de maiores diâmetros, foram desenvolvidos, no final do século passado, os primeiros estudos com instrumentos endodônticos de níquel-titânio (CIVJAN, HUGET, DESIMON, 1975).

Andreasen e Morrow (1978) relataram que o emprego da liga metálica de níquel-titânio como material odontológico ocorreu, inicialmente, na Ortodontia, devido a sua resistência à corrosão e à suas ótimas propriedades elásticas. Segundo estes autores, esta liga foi descoberta pelo Dr. Willian F. Buehler, durante uma pesquisa metalúrgica, em 1960. A pesquisa foi realizada no *Naval Ordnance Laboratory*, o que explica a denominação *NITINOL*, sendo NI = *nickel*; TI = *titanium*; NOL = *Naval Ordnance Laboratory*.

Constatando que a liga níquel-titânio utilizada em ortodontia é maleável e flexível. Walia, Brantley e Gerstein (1988), em trabalho pioneiro de introdução desta liga metálica em Endodontia, investigaram as propriedades de torção e flexibilidade da liga *NITINOL* confeccionando protótipos de limas com secção triangular #15, comparando com limas tipo K confeccionadas da mesma forma, calibre e secção transversal. Os resultados mostraram que as limas de níquel-titânio são duas a três vezes mais flexíveis que as limas de aço inoxidável, bem como apresentam resistência superior à fratura em movimentos de torção nos sentidos horário e anti-horário. Observou-se também a extraordinária flexibilidade destas limas, resultado do baixo módulo de elasticidade da liga *NITINOL* em tensão e cisalhamento.

A liga de Ni-Ti é composta por aproximadamente 55% de níquel e 45% de titânio, apresentando menor módulo de elasticidade (ROWAN, NICHOLLS, STEINER, 1996) e grande resistência à fratura, destacando-se em relação ao aço inoxidável na instrumentação de canais radiculares curvos, principalmente devido à sua grande flexibilidade (CAMPS, PERTOT, 1994; KUHN et al., 1997; DIETZ et al., 2000), diminuindo o risco de perfurações, fraturas, formação de *zip* e degraus (SCHÄFER, FLOREK, 2003). Observa-se ainda a remoção mais eficiente de *debris*, resultado da maior área de escape e da rotação contínua dos instrumentos, bem como, preparos realizados de maneira mais rápida e redução do transporte do canal (BERTRAND et al., 1999; BECHELLI, ORLANDINI, COLAFRANCESCHI, 1999; HÜLSMANN, SCHADE, SCHÄFERS, 2001; SCHÄFER, LOHMANN, 2002a e 2002b) Os instrumentos de níquel-titânio apresentam outras propriedades físicas que os tornam superiores aos de aço inoxidável, como: memória elástica (REIS, ELIAS, 2001), alto coeficiente de dureza, maior capacidade de absorção de estresse (ZUOLO, WALTON, 1997) e alta resistência à fratura torcional (WALIA, BRANTLEY, GERSTEIN, 1988).

Com o advento das ligas de níquel-titânio, a idéia de instrumentos rotatórios que pudessem ser usados no interior de canais radiculares, especialmente os curvos, floresceu. Não era mais necessário tentar imitar o movimento manual, à semelhança de sistemas como o Giromatic, pois a flexibilidade do nitinol permitia a introdução dos instrumentos executando uma rotação de 360 graus em canais curvos (GUERISOLI, SOUSA-NETO, PÉCORRA, 1999).

Em pouco tempo, vários instrumentos rotatórios em níquel-titânio foram apresentados no mercado pode-se citar: Sistema LightSpeed[®] (LightSpeed Technology Inc.[®], San Antonio, EUA), ProFile[®] (Dentsply[®] - Maillefer, Ballaigues, Suíça), ProTaper (Dentsply[®] - Maillefer, Ballaigues, Suíça), K3[®] (Sybroendo[®], Glendora, EUA), Quantec[®] (Tycom Inc.[®], Irvine, EUA), Hero[®] (MicroMega[®], Besancon, França), Race[®] (FKG Dentaire[®] - La-Cheaux-de Fonds - Suíça) e Pow-R[®] (Moyco Union Broach, Montgomeryville, EUA).

Mesmo com o desenvolvimento de novas tecnologias como advento do Ni-Ti e novos conceitos como a real determinação do diâmetro anatômico e a ampliação do

diâmetro cirúrgico com instrumentos mais calibrosos o antigo paradigma da instrumentação dos canais curvos persiste até hoje no meio científico, sem levar em conta que esse estava baseado nas limas de aço inoxidável sem flexibilidade.

Sendo assim, acredita-se que toda nova tecnologia deveria passar por um processo de adequação de novos conceitos e racionalização de seu uso, não é suficiente apenas fazer uso de bons instrumentos, mas sim, garantir a melhor utilização com movimentos e técnicas adequadas. Na década de 80, a exemplo disso pode-se citar o ultra-som que foi usado exaustivamente nas mais diversas aplicações, muitas vezes de forma incorreta. Após muitos insucessos e acidentes seu uso foi racionalizado e atualmente apresenta-se como um poderoso auxiliar do cirurgião-dentista (LOPES, SIQUEIRA, 2004).

A literatura consultada sinaliza que os instrumentos rotatórios de níquel-titânio estão passando por um processo semelhante, onde ainda, se faz necessária à realização de mais pesquisas científicas principalmente no que se refere ao efeito desses instrumentos, em grandes calibres, sobre as paredes dentinárias de canais curvos. Apesar dos instrumentos de níquel-titânio possibilitarem a maior ampliação do terço apical com determinada segurança, a literatura relata que tais instrumentos ainda podem promover graus diferentes de deformação do canal radicular (THOMPSON, DUMMER, 1997b, 1997c, 1997d; THOMPSON, DUMMER, 1998a, 1998b; BRYANT et al., 1998; BRYANT et al., 1999; KOSA, MARSHALL, BAUMGARTNER, 1999; THOMPSON, DUMMER, 2000; GRIFFITHS, BRYANT, DUMMER, 2000; CALBERSON et al., 2002; PONTI et al., 2002; HÜLSMANN, GRESSMANN, SCHÄFER, 2003; CALBERSON et al., 2004; SCHÄFER, VLASSIS, 2004a, 2004b; DULTRA, 2005; TASDEMIR et al., 2005; AL-SUNDAI, AL SHAHRANI, 2006; JAVAHERI, JAVAHERI, 2007; SONNTAG et al., 2007).

Isto porque o desvio do trajeto original do canal dependerá de alguns fatores, tais como: a) *o design* e flexibilidade do instrumento endodôntico utilizado; b) o grau de curvatura do canal radicular; c) localização da curvatura; d) conicidade do instrumento (AL-OMARI et al., 1992a, 1992b; GRIFFITHS, BRYANT, DUMMER, 2000;

JARDINE, GULABIVALA, 2000, THOMPSON, DUMMER, 2000; LOPES, SIQUEIRA, 2004).

Alguns autores (AL-OMARI, BRYANT, DUMMER, 1997; BRYANT et al., 1999; KUM et al., 2000; SCHÄFER, DZEPINA, DANESH, 2003) demonstraram a relação direta entre a flexibilidade do instrumento e a ocorrência de modificações acentuadas na trajetória do canal original quando instrumentos de menor flexibilidade são utilizados. Isto porque, quando a rigidez do instrumento é aumentada, a força de oposição da parede dentinária côncava do canal radicular curvo não é suficiente para manter o preparo centrado. Nesses casos, há um maior desgaste da parede côncava do canal, determinando o desvio do canal (LOPES, SIQUEIRA, 2004).

A modelagem de canais artificiais foi avaliada por Kum et al. (2000), por meio da utilização de instrumentos rotatórios dos sistemas ProFile[®] e instrumentos de aço inoxidável. Para o preparo apical foram utilizadas limas de diâmetros #15 a 35/.02 seguido de escalonamento até a lima 60/.02. Foram analisados dois fatores: alteração no comprimento de trabalho e deformação do canal radicular. Os resultados mostraram diferenças significantes na utilização dos instrumentos de aço em relação à alteração no comprimento de trabalho, o grupo representado por essas limas apresentou as maiores perdas neste comprimento. Houve diferença estatística para a instrumentação com limas de aço quando comparada à instrumentação com sistema ProFile[®], o primeiro grupo apresentou deformações (zips, desvios e perfurações) em 7 canais. Uma perfuração foi criada pelo instrumento 30/.06 no grupo ProFile[®] .04 e .06. Concluíram que a utilização de instrumentos de grande conicidade em canais com curvaturas deveria ser observada cuidadosamente porque eles tendem a causar deformações na forma do canal.

Comparando o tipo de preparo obtido com os instrumentos rotatórios de níquel-titânio K3[®] e com as limas manuais de aço inoxidável *Flexofile*[®] (Dentsply[®] - Maillefer, Ballaigues, Suíça) Schäfer e Florek (2003), descreveram a eficiência desses dois sistemas de limas em canais curvos simulados. Utilizaram 48 blocos de resinas instrumentados até o diâmetro #35. Foram realizadas e registradas imagens dos canais artificiais antes e após a instrumentação. Em comparação com as limas manuais de aço inoxidável *Flexofile*[®], os instrumentos rotatórios de níquel-titânio K3[®] proporcionaram a

melhor forma do canal e demonstraram menor transporte e, assim, os autores concluíram que os instrumentos K3[®] preparam canais curvos rapidamente e com o mínimo de transporte em direção ao lado externo da curvatura.

Pesquisas realizadas demonstram a influência do design de diferentes instrumentos endodônticos existentes no mercado (Quantec[®], ProFile[®], ProTaper[®], K3[®], Hero[®], Race[®], LightSpeed[®]) na alteração da forma do canal radicular, destacando, por exemplo, a influência do maior poder de corte de alguns instrumentos e a ocorrência de transporte apical (THOMPSON, DUMMER, 1997a, 1997b; CALBERSON et al., 2004; JAVAHERI, JAVAHERI, 2007).

Em seqüência, no mesmo ano, Thompson e Dummer (1997d) estudaram a eficácia dos instrumentos de níquel-titânio LightSpeed[®], em relação à prevalência de aberrações dos canais, quantidade e direção do transporte do canal radicular simulado. Foram confeccionados 40 blocos de resina divididos em 4 grupos. Os ângulos eram de 20 e 40 graus e o início da curvatura começava à distância de 8 e 12 mm da entrada do canal, formando assim os 4 diferentes grupos. Os canais simulados foram instrumentados seguindo o método coroa-ápice, terminando no instrumento #35. A entrada do canal foi preparada utilizando o instrumento rotatório Canal Master[®] (Brasseler USA[®], Savannah, USA), #70 à profundidade de 3 mm e rotação constante de 1300 rpm. Antes e após o preparo dos canais, as imagens foram obtidas com câmera de vídeo. Essas imagens foram transportadas para o computador que, por meio de *software*, sobrepôs às mesmas para que as diferenças fossem analisadas. Foram observados 11 pontos demarcados no comprimento do canal artificial, em relação ao desgaste das paredes antes e após o preparo. Os resultados deste trabalho mostraram que os instrumentos LightSpeed[®] não provocaram *zips*, degraus e perfurações e desvios, mantendo na maioria das posições analisadas o centro axial do canal radicular. Os autores concluíram que deve ser realizada a introdução desses instrumentos no arsenal endodôntico.

Outro fato que se tem discutido na literatura refere-se à influência do raio de curvatura do canal no desvio apical. Quanto menor o raio de curvatura, maior será o

desvio, ou seja, raios menores indicam curvaturas mais acentuadas, sendo a região da curva à área onde o instrumento fica submetido as maiores forças de tensões.

Thompson e Dummer (1997b) destacaram a eficácia dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio ProFile taper .04 Series 29[®] em relação à prevalência de aberrações nos canais e a quantidade e direção do transporte do canal. Os autores concluíram que não houve formações de *zips* apicais, perfurações ou desgaste excessivo da parede interna do canal correspondente à zona de risco. Os canais com curvaturas de 40 graus e que se iniciavam a 12 mm do orifício de entrada, foram os que apresentaram maior incidência de desgaste de resina da parede externa da curvatura.

Thompson e Dummer (1998a) avaliaram a eficácia dos instrumentos de níquel-titânio Quantec Series 2000[®] quanto à prevalência de aberrações dos canais e a quantidade do transporte do canal em blocos de resina com curvaturas de 20 e 40 graus e concluíram que a maioria dos canais manteve o comprimento de trabalho, todavia houve diferença estatística para os canais com ângulos de curvaturas de 40 graus, os quais apresentaram as maiores perdas no comprimento de trabalho. A menor uniformidade no preparo também foi observada em relação aos canais com 20 graus de curvaturas.

Calberson et al. (2004) utilizando instrumentos ProTaper[®] em canais simulados com curvaturas de 20 graus e 40 graus destacaram que as maiores e mais pronunciadas aberrações encontradas ocorreram nos canais com curvaturas de 40 graus quando comparados aos canais com curvaturas de 20 graus.

A associação entre a conicidade do instrumento e a ocorrência de desvio também tem sido analisada, uma vez que o *taper* do instrumento está diretamente relacionado à sua flexibilidade, o que quer dizer que quanto maior o *taper* menor será a flexibilidade do instrumento. Sendo assim a literatura recomenda o uso de instrumento com maior conicidade somente na parte reta do canal, limitando seu emprego em canais curvos, tendo em vista que o desvio ocorre, com frequência, em função dessa utilização inadvertida (BRYANT et al., 1999; SCHÄFER, DZEPINA, DANESH, 2003).

Bryant et al. (1999), verificaram a morfologia das paredes de canais artificiais em blocos de resina transparente, instrumentados com o sistema ProFile[®] de conicidade .04 e .06. Os autores observaram a perda do comprimento de trabalho em 17,5% dos canais,

zips apicais em 12,5% e o desgaste mais acentuado na parede côncava do canal em 60% dos casos. Até a instrumentação com diâmetro 25, não ocorreu alteração na forma do canal, mas a partir do instrumento #35, houve o maior desgaste da parede côncava. Os autores concluíram que os instrumentos rotatórios são rápidos, efetivos e modelam bem as paredes do canal, exceto naqueles com curvaturas próximas ao forame e usando instrumentos com conicidades mais acentuadas, pelo aumento da rigidez.

As propriedades flexionais dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio: FlexMaster[®] com calibres #25, #30 e #35 e conicidades .02, .04 e .06; Hero 642[®] com os mesmos diâmetros; K3[®] com diâmetros #25, #30 e #35 e conicidades .04 e .06; ProFile[®] com estes mesmos diâmetros e finalmente o instrumento RaCe[®] de calibres #25, #30 e #35 e conicidade .04 foram comparados por Schäfer, Dzepina, Danesh (2003). Os autores concluíram que instrumentos de níquel-titânio com conicidades maiores que .04 não deveriam ser utilizados para o alargamento apical de canais curvos, pois estes instrumentos são consideravelmente rígidos e tendem a deformar o canal.

Ayar e Love (2004) destacaram que a utilização dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio k3[®] em canais simulados com curvaturas de 20 e 30 graus promoveram preparos com mínimo transporte.

Hartmann et al. (2007) avaliaram, por meio de tomografia computadorizada, diferentes técnicas de instrumentação como forma de minimizar o transporte no terço apical em raízes mesio-vestibulares de molares superiores. Os autores avaliaram as seguintes técnicas: manual utilizando limas tipo K, oscilatória com limas tipo K e rotatória utilizando o sistema ProTaper[®] e concluíram que todas as técnicas proporcionaram desvio do trajeto original do canal radicular.

Como forma de minimizar os diferentes fatores que contribuem para ocorrência do transporte em canais curvos tem-se sugerido além do uso de instrumentos endodônticos de níquel titânio de conicidades .02, modificações nas técnicas de instrumentação, como por exemplo, o pré-alargamento ou *preflaring* do terço cervical e médio do canal radicular (VALENTE, 2006).

Luiten et al. (1995) destacaram que o pré-alargamento aumenta a efetividade da instrumentação do canal radicular.

O efeito do pré-alargamento cervical na instrumentação de canais curvos foi avaliado por Gu, Zhu e Du (2004) que destacaram que o desvio do trajeto do canal foi consideravelmente menor, quando o alargamento da região cervical foi realizado.

O preparo do terço coronário precedendo a intervenção da região apical proporciona a eliminação das curvaturas e mineralizações presentes na entrada do canal radicular possibilitando acessar livremente o terço apical com sensibilidade tátil mais apurada (LEEB, 1983). Desta forma, acredita-se que o pré-alargamento possa além de facilitar a introdução do instrumento até o ápice, minimizar o estresse do mesmo ao trabalhar na curvatura, ou seja, reduzindo o contato cervical, a lima teria maior liberdade para desempenhar sua função sem modificar o trajeto do canal principalmente na porção crítica apical.

Tendo em vista, o número escasso de trabalhos de pesquisas nesse sentido e a importância de agregar cada vez mais fatores que proporcionem preparos que mantenham a forma original do canal, fazem-se necessários estudos que abram novas perspectivas nessa área, visando aprimorar cada vez mais o preparo de canais radiculares curvos.

2 Proposição

O objetivo do presente estudo consiste em avaliar a influência do pré-alargamento cervical no desgaste apical de canais simulados curvos preparados com instrumentos rotatórios de níquel-titânio K3[®], de conicidade 0.2, no ápice da curvatura e no ápice do canal.

3 Material e Método

Para realização desta pesquisa, não foi necessária a apreciação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, tendo em vista que foram utilizados blocos de acrílico como corpos de prova, simulando canais radiculares curvos.

3.1 Amostragem

Neste experimento, foram utilizados trinta blocos de resina transparente confeccionados no Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, de acordo com a metodologia proposta por Dummer, Alodeh e Al-Omari (1991).

3.2 Confeção dos canais simulados em blocos de resina

Realização dos moldes de silicona

Inicialmente, manipulou-se a silicona de condensação e o catalisador (Vigodent[®] S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 1A), de acordo com as especificações do fabricante. A seguir, a silicona preparada foi inserida entre duas placas de vidro e comprimida até se obter a espessura de cinco milímetros (Figura 1B) mensurada por meio de paquímetro digital (Tesa, Suíça). O excesso de silicona foi removido com lâmina de bisturi número 15 (Solidor[®], Tianjin, P.R., China). Com o auxílio de régua (Faber - Castel[®], São Carlos, Brasil) e lápis preto número um (Faber - Castel[®], São Carlos, Brasil) realizaram-se marcações na superfície do molde com intuito de determinar suas dimensões (Figura 1C) e, posteriormente, procedeu-se o corte da silicona com lâmina para estilete (Starrett[®], Itu, São Paulo). Assim obteve-se o molde (Figura 1D) para confecção dos canais simulados em blocos de resina.

Conformação dos canais simulados

Foram selecionados 30 espaçadores digitais de aço inoxidável, de diâmetro # 15 e 25 milímetros de comprimento (Injecta[®], São Paulo, Brasil), pré-curvados a partir de modelagem manual e sobreposição a um gabarito padronizado obtido por meio de desenho feito por computador com 20 graus de angulação, segundo Schneider (1971) (Figura 1E). Convém ressaltar que todos os canais simulados apresentaram o mesmo grau de curvatura, comprimento total de 16 mm e diâmetro apical 0,15 mm.

Os espaçadores foram inseridos nos moldes de silicona de modo que as suas pontas tocassem o molde, estabelecendo a área de escape para cada canal simulado (Figura 1F). É importante destacar que os espaçadores foram inseridos seguindo o longo eixo do bloco, com o cuidado de não permitir sua rotação.

Inserção da resina no molde de silicona

O conjunto molde e espaçadores foi posicionado entre duas placas de vidro e fixado com auxílio de *Binder Clips*[®] (Uffizi[®], Porto Alegre, Brasil) (Figura 1G). A seguir, manipulou-se a resina epóxi MX-6921 (Redelease[®], São Paulo, Brasil), que foi inserida entre as placas de vidro com o auxílio de bastão de vidro (Figura 1H). Levou-se o conjunto molde espaçadores fixados por placas de vidro à panela utilizada em ortodontia (Sharthi[®], Alfenas, Brasil) à pressão de 25 lbf/ pol², onde permaneceu por 48 horas até a completa polimerização da resina (Figura 1I). Essa etapa foi realizada com o intuito de retirar o ar do interior da resina e evitar a possível formação de bolhas, que poderiam interferir na qualidade da imagem do canal simulado, comprometer a avaliação fotográfica e, conseqüentemente, a mensuração adequada do desgaste apical.

Obtenção dos canais simulados

A seguir, separou-se o molde das placas de vidro e foram removidos os espaçadores do interior dos blocos de resina dando lugar ao espaço dos canais simulados curvos com 16 mm de comprimento total (Figura 1J). A seguir, os blocos foram demarcados em dois pontos distintos e opostos com auxílio de broca esférica diamantada 1012 (KG-Sorensen[®], São Paulo, Brasil) em alta rotação para, posteriormente, realizar a sobreposição das imagens inicial e final de forma padronizada e precisa, de acordo com a metodologia Al-Omari, Bryant e Dummer (1997).

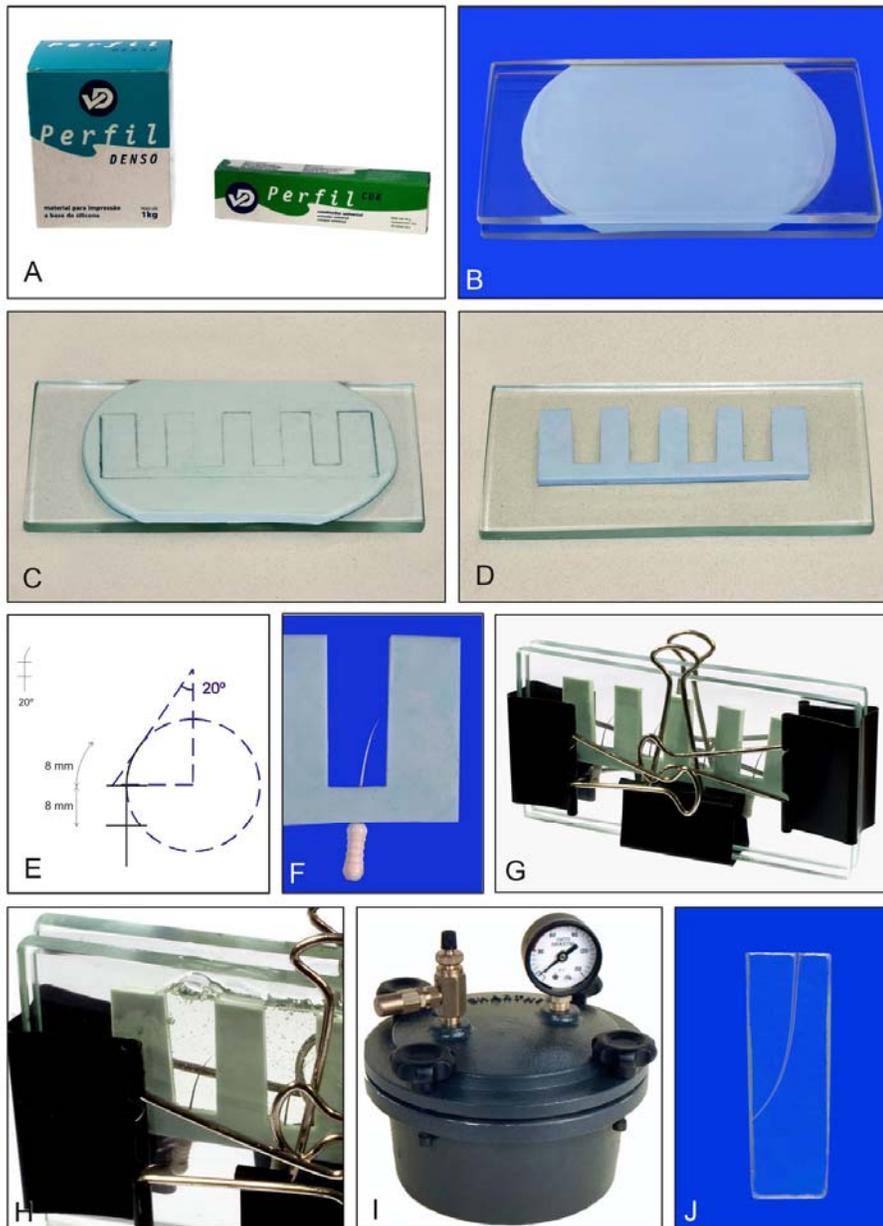


Figura 1. Evidenciando a confecção dos blocos: A- silicona e catalisador, B- silicona entre as placas de vidro; C- marcações para confecção do molde; D- molde; E- gabarito padronizado para pré-curvar os espaçadores; F- espaçadores posicionados no molde; G- conjunto molde-espaçador-placas de vidro; H- inserção da resina; I- panela para polimerização da resina; J- canal simulado

3.3 Delineamento experimental

Preparação dos canais simulados para fotografia inicial

A seguir, realizou-se o preenchimento dos canais simulados com tinta nanquim (Staedtler[®], Nurembergue, Alemanha) por meio de seringa de irrigação dotada de agulha de ponta romba Capillary Tip[®] (Ultradente[®] Products Inc, South Jordan, EUA), com objetivo de delinear com precisão as paredes do canal simulado.

Cada bloco foi posicionado sobre uma superfície plana em posição fixa e demarcada por meio de caneta de retroprojeter (Faber - Castel[®], São Carlos, Brasil) utilizada como referência fotográfica, o que possibilitou o retorno do bloco à posição original para realização das fotografias posteriores.

As fotografias iniciais e finais, após o uso de cada instrumento, foram realizadas com auxílio de máquina digital posicionada em estativa (Canon[®], Tokyo, Japão). Convém ressaltar que, ao lado de cada bloco, em posição fixa e previamente estabelecida, posicionou-se uma régua milimetrada (Cidepe[®], Canoas, Brasil) utilizada como padrão para mensuração das fotografias. A distância foco-objeto foi sempre constante (32 cm).

Verificação dos canais simulados

Inicialmente, os canais simulados foram irrigados com um mililitro de solução de tensoativo (Tergipol[®] Biodinâmica, Iporã, Brasil), levada ao interior do canal por meio de seringa de irrigação dotada de agulha de ponta romba Capillary Tip[®] (Ultradente[®] Products Inc, South Jordan, EUA), sendo esse procedimento adotado durante todo processo de manipulação do canal. A seguir, os canais foram explorados com auxílio de lima tipo K #10 (Dentsply[®]- Maillefer, Ballaigues, Suíça), que foram levadas até o comprimento de trabalho (CT=16mm), que coincidia com o término do canal. Previamente à utilização dos instrumentos rotatórios, todos os canais foram alargados com limas tipo K #15 (Dentsply[®]- Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Preparo cervical

Os canais foram divididos aleatoriamente em três grupos distintos, de acordo com o tipo de pré-alargamento cervical realizado:

Grupo I - sem alargamento cervical;

Grupo II - CP Drill[®] 25/.12, 30/.14 (Injecta[®], São Paulo, Brasil);

Grupo III - LA Axxess[®] 20/.06, 35/.06 (Sybroendo[®], Glendora, EUA).

Para a realização do pré-alargamento cervical com as brocas CP Drill[®] e LA Axxess[®], utilizou-se o motor elétrico TC 3000 Novag[®] (Novag[®], TCM Endo, Goldach, Suíça) à velocidade de 5.000 rpm/min. O alargamento cervical para todos os grupos foi realizado de acordo com a técnica *Free Tip Preparation* (PÉCORA et al., 2002), utilizando primeiramente os instrumentos de menor conicidade, seguidos pelos de maior conicidade. Em todas as amostras, esse pré-alargamento permaneceu dentro do segmento reto dos canais artificiais.

Instrumentação dos canais simulados

A seguir, realizou-se a instrumentação dos canais artificiais com auxílio de instrumentos K3[®] (Sybroendo[®], Glendora, EUA), de conicidade .02, comprimento 25mm e na seqüência de diâmetros #20, #25, #30, #35, #40, #45 introduzidas até o comprimento de trabalho. A distância das limas da embocadura até o comprimento de trabalho foi mensurada com auxílio de régua endodôntica milimetrada (Sybroendo[®], Glendora, EUA), sendo os cursores ajustados no comprimento de trabalho antes da utilização de cada instrumento. Para realização dessa etapa, utilizou-se o contra-ângulo W&H modelo 975 AE acoplado no motor elétrico TC 3000 Novag[®] (Novag[®], TCM Endo, Goldach, Suíça), à velocidade de 300 rpm.

Preparação dos canais simulados para fotografia final

A cada troca de instrumento, o canal foi novamente preenchido com tinta nanquim e posicionado com auxílio da referência fotográfica na posição correspondente àquelas em que foram realizadas as fotografias antecedentes. Entre as tomadas fotográficas realizadas após a utilização de cada instrumento na região apical (#20, #25, #30, #35, #40, #45), a tinta nanquim foi removida por meio de irrigação e instrumentação e, após a utilização do instrumento seguinte, era novamente inserida no interior do canal para realização da nova fotografia. Assim, foram obtidas fotografias após a utilização de cada instrumento de Ni-Ti K3[®] de conicidade 0.2. Para cada grupo, foram realizadas 70 fotografias, consideradas, inclusive, aquelas iniciais e finais para cada instrumento.

3.4 Digitalização e mensuração das imagens

As imagens obtidas dos canais após o uso de cada instrumento foram sobrepostas às imagens iniciais e trabalhadas por meio do *software* Adobe Photoshop versão 7.0 (Adobe Systems Incorporated, Seattle, EUA), de modo que a imagem do canal preparado (final para cada instrumento) tinha sua transparência reduzida em 50% . Foram obtidas 60 imagens sobrepostas para cada grupo.

A seguir, foram escolhidas para mensuração duas regiões do canal simulado denominadas e determinadas de acordo com Thompson e Dummer (1997d) como ápice da curva, que corresponde a área mais externa da curva (*apex of the curve*) e ápice do canal, que corresponde ao término do canal (*end point*). De acordo com Thompson e Dummer (1997d) sobre as imagens sobrepostas foram traçadas duas retas tangenciando o canal original, a primeira partindo do início da parede externa da curva até o término do canal (reta a) e a segunda da parede externa do ápice do canal até o início da curva (reta b). No ponto de intersecção das duas retas a e b foi traçada uma bissetriz (reta c) do ângulo formado por elas, para determinar o ponto correspondente ao ápice da curva

(Figura 2). Para a determinação do ápice do canal projetou-se uma perpendicular à parede externa do canal original no seu ponto final (reta d) (Figura 2).

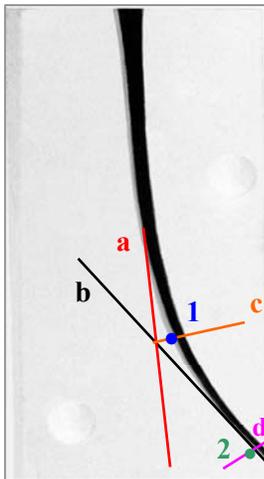


Figura 2. Evidenciando as áreas do canal escolhidas para mensuração. Ponto1- ápice da curva; Ponto 2- ápice do canal.

Obtenção da mensuração do desgaste linear

As imagens previamente sobrepostas foram inseridas no programa *ImageTool* 3.0 <http://ddsdx.uthsca.edu/dig/itdesc.html> – Universidade de Santo Antonio – Estados Unidos.

Para utilização desse programa, utiliza-se uma medida dada como padrão, que, nesse caso, foi representado pela régua milimetrada fotografada junto a cada bloco. Essa etapa foi realizada com a finalidade de calibrar o *software* a partir de uma medida conhecida para cada sobreposição a ser analisada.

Concluída a calibração, realizou-se a mensuração do desgaste linear das paredes do canal simulado nas duas regiões selecionadas:

1. Região de ápice da curva: foi realizada a mensuração do desgaste linear da parede externa (que corresponde a distância entre a parede externa do canal original e a parede externa do canal instrumentado, denominada de E1) e da parede interna (que corresponde a distância entre a parede interna do canal original e a parede interna do canal instrumentado, denominada de I1), conforme pode ser visto na Figura 3.
2. Região de ápice do canal: foi realizada a mensuração do desgaste linear da parede externa (que corresponde a distância entre a parede externa do canal original e a parede externa do canal instrumentado, denominada de E2) e da parede interna (que corresponde a distância entre a parede interna do canal original e a parede interna do canal instrumentado, denominada de I2), conforme pode ser visto na Figura 3.

A descrição ilustrada do experimento está representada na Figura 4, sob a forma de fluxograma.

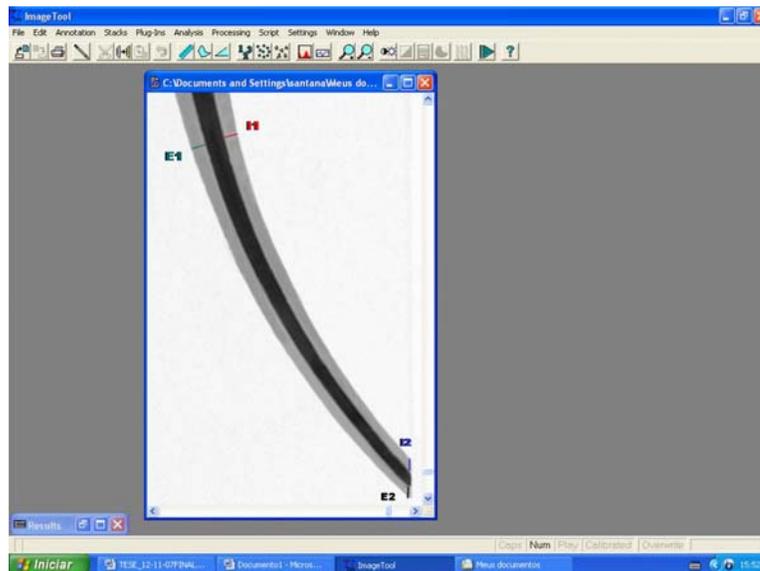


Figura 3. Exemplo dos pontos marcados no *software* Image Tool. E1 - distância entre a parede externa do canal original e o canal instrumentado no ápice da curva; I1 - distância entre a parede interna do canal original e o canal instrumentado no ápice da curva; E2 - distância entre a parede externa do canal original e o canal instrumentado no ápice do canal; I2 - distância entre a parede interna do canal original e o canal instrumentado no ápice do canal.

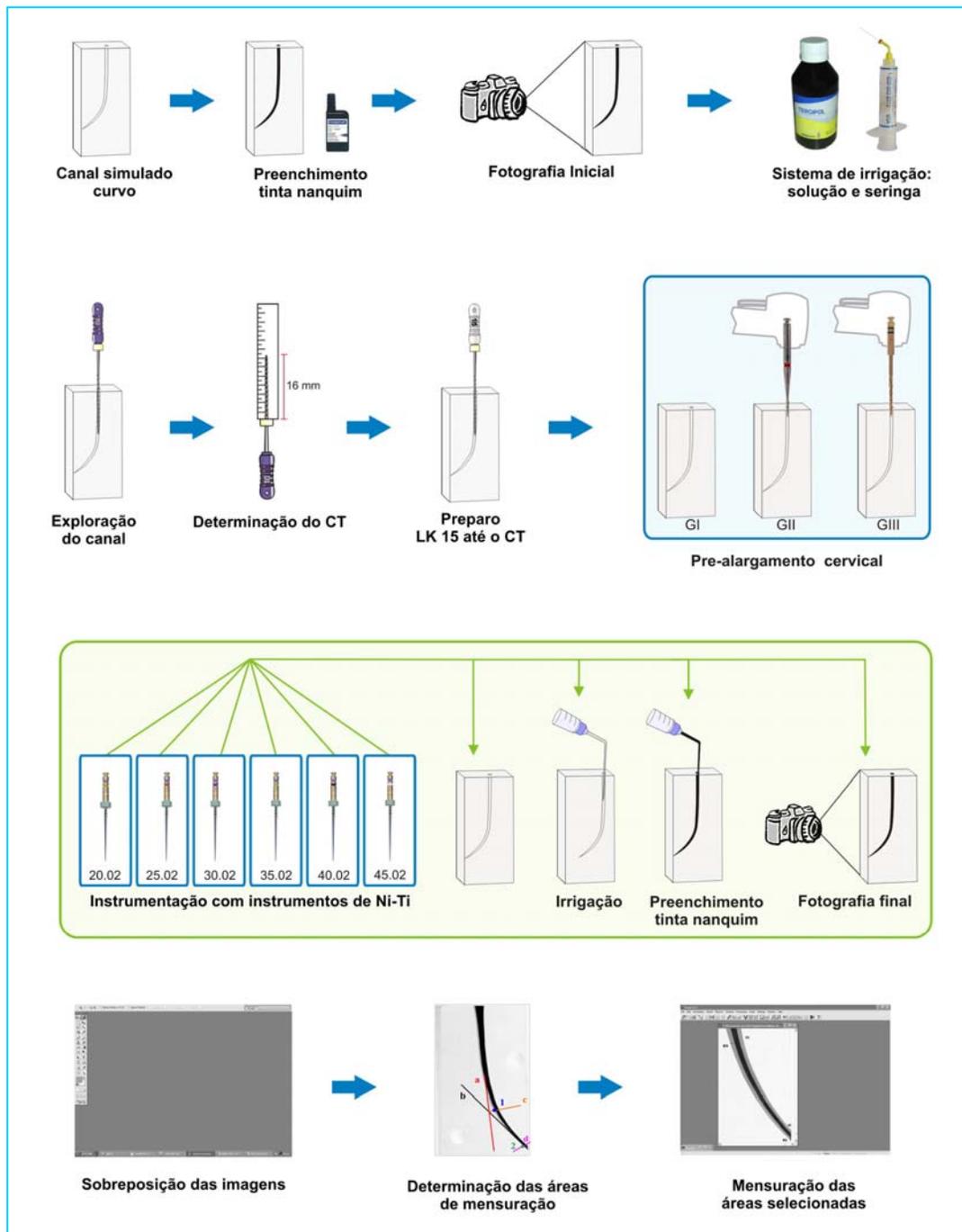


Figura 4. Fluxograma representando o delineamento experimental.

3.5 Análise dos dados

A partir da mensuração destas distâncias, foram obtidas as medidas completas em milímetros, descritas no Apêndice. Os dados foram transformados em micrometros e a média e desvio padrão estão expressos nas Tabelas I e II.

4 Resultados

O modelo matemático proposto para o experimento consiste de uma variável, chamada de *desgaste linear*, que sofre a influência de quatro diferentes fatores de variação, a saber:

- a) *tipo de pré-alargamento cervical* (sem alargamento, CP Drill[®] ou LA Axxess[®]);
- b) *diâmetro do instrumento* (20/.02, 25/.02, 30/.02, 35/.02, 40/.02 e 45/.02);
- c) *região do canal simulado analisada* (ápice da curva ou ápice do canal)
- b) *lado da curvatura analisado* (interno ou externo).

Devido ao grande número de fatores de variação, a análise dos resultados deve ser feita por etapas. O primeiro desmembramento a ser realizado, no universo de dados amostrais, é a separação de valores referentes a cada região do canal que foi

analisada (ápice da curva e ápice do canal). Uma comparação direta entre estes dois conjuntos de dados não é justificada, pois se tratando de regiões distintas do canal, o resultado obtido seria de pouca valia para a interpretação dos fenômenos que ocorrem durante o preparo biomecânico.

As médias e desvio padrão dos valores obtidos neste experimento, representando a medida linear de desgaste das regiões previamente selecionadas dos canais simulados (ápice da curva e ápice do canal) são apresentados nas Tabelas I e II. As medidas completas encontram-se no Apêndice.

Tabela I. Média e desvio padrão das medidas lineares de desgaste na região do **ápice da curva** dos canais simulados, em micrometros.

Lado da curva	Instrumento	Grupo		
		Sem alargamento	CP Drill	LA Axxess
Interno	20/.02	22 ± 8	70 ± 19	69 ± 21
	25/.02	27 ± 8	101 ± 21	97 ± 22
	30/.02	39 ± 9	131 ± 21	124 ± 23
	35/.02	44 ± 7	157 ± 21	156 ± 23
	40/.02	49 ± 10	186 ± 21	185 ± 25
	45/.02	54 ± 10	218 ± 18	213 ± 24
Externo	20/.02	144 ± 10	74 ± 16	72 ± 21
	25/.02	178 ± 15	105 ± 19	101 ± 22
	30/.02	231 ± 19	136 ± 22	128 ± 25
	35/.02	283 ± 18	163 ± 22	161 ± 23
	40/.02	332 ± 18	195 ± 20	192 ± 27
	45/.02	394 ± 15	229 ± 19	220 ± 27

Tabela II. Média e desvio padrão das medidas lineares de desgaste na região **do ápice dos canais simulados**, em micrometros.

Lado da curva	Instrumento	Grupo		
		Sem alargamento	CP Drill	LA Axxess
Interno	20/.02	12 ± 6	26 ± 7	29 ± 7
	25/.02	20 ± 7	56 ± 10	55 ± 9
	30/.02	34 ± 11	87 ± 12	82 ± 11
	35/.02	43 ± 13	119 ± 11	112 ± 12
	40/.02	49 ± 12	148 ± 14	140 ± 12
	45/.02	53 ± 9	184 ± 15	167 ± 13
Externo	20/.02	42 ± 8	29 ± 7	30 ± 8
	25/.02	82 ± 8	57 ± 9	58 ± 10
	30/.02	137 ± 11	91 ± 10	85 ± 11
	35/.02	187 ± 13	125 ± 12	116 ± 13
	40/.02	240 ± 17	155 ± 16	145 ± 15
	45/.02	296 ± 17	192 ± 15	174 ± 17

Embora o universo amostral tenha sido desmembrado em duas tabelas distintas, ainda existem três fatores de variação para cada uma delas, o que torna mais complexa à análise. Para facilitar a comparação entre os resultados e elucidar qual o teste estatístico mais apropriado para lidar com esta situação, foram gerados gráficos a partir dos resultados encontrados no presente experimento, apresentados nas Figuras 5 a 8.

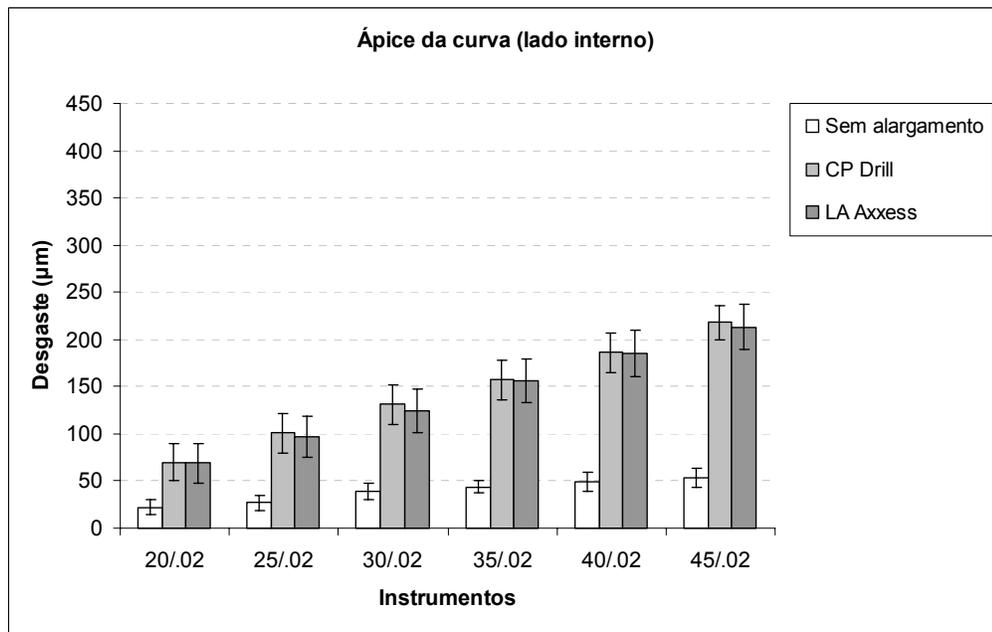


Figura 5. Medidas lineares de desgaste no lado interno do ápice da curva dos canais simulados, em micrometros.

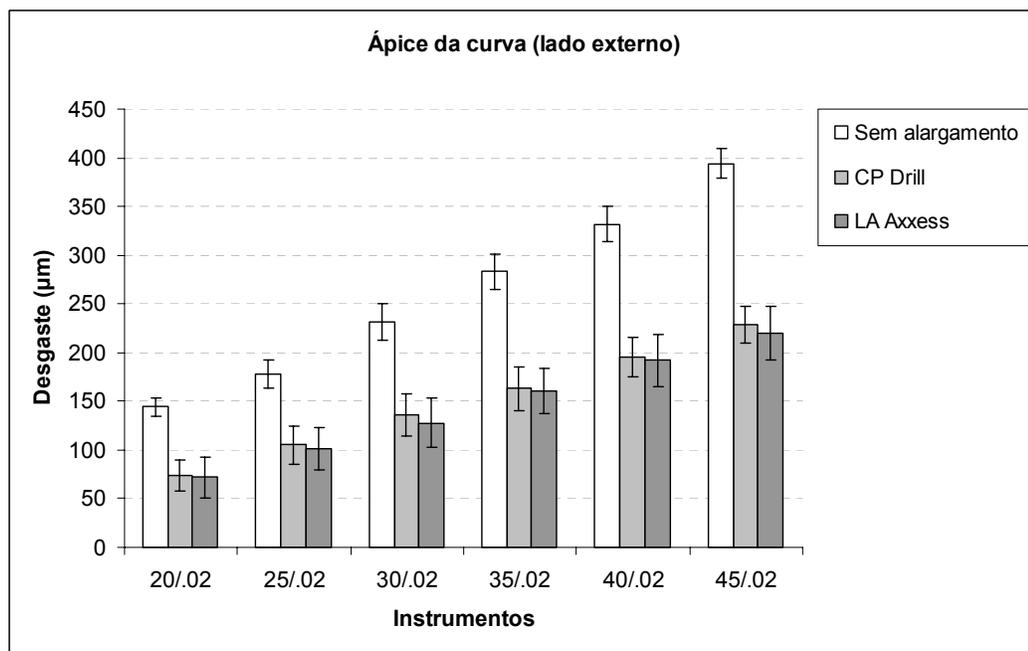


Figura 6. Medidas lineares de desgaste no lado externo do ápice da curva dos canais simulados, em micrometros.

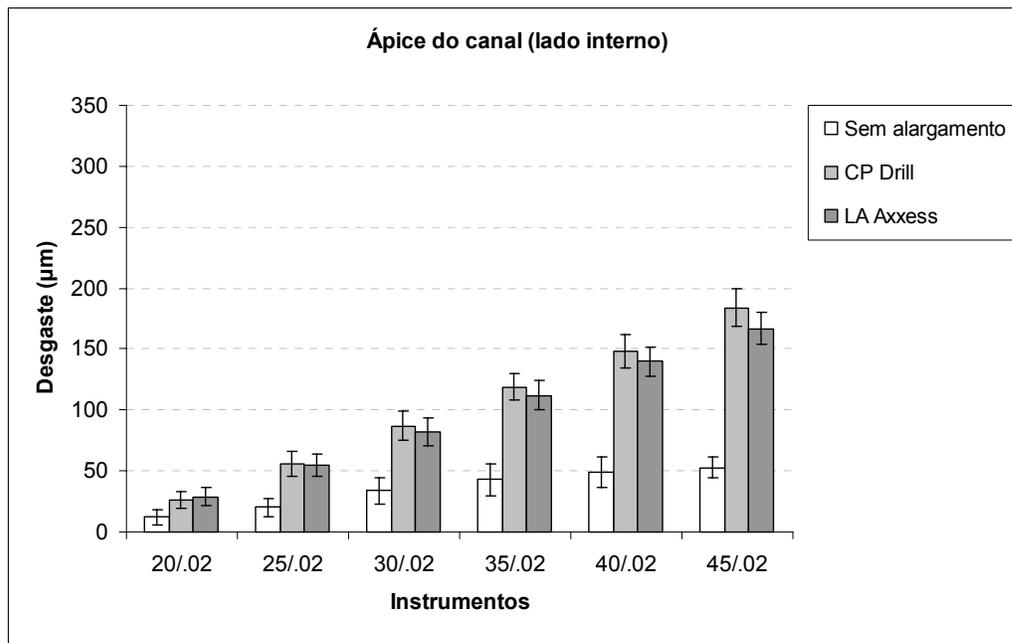


Figura 7. Medidas lineares de desgaste no lado interno do ápice dos canais simulados, em micrometros.

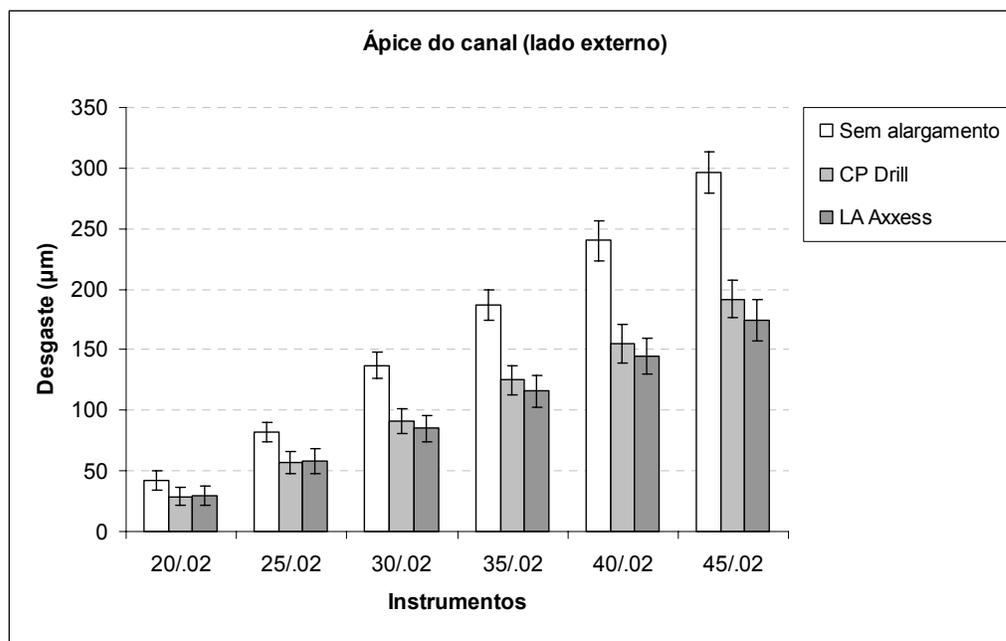


Figura 8. Medidas lineares de desgaste no lado externo do ápice dos canais simulados, em micrometros.

Pela observação dos gráficos, podemos notar um padrão que sugere uma correlação direta e positiva entre o diâmetro do instrumento e o desgaste linear que este provoca no canal simulado. Este fato é observado independentemente da região do canal analisada ou do lado da curvatura.

Desta forma, o teste que melhor analisaria esta situação seria a regressão linear, aplicada separadamente a cada região do canal radicular e a cada lado da curvatura. Para a aplicação deste teste, foi utilizado o *software* Prism, versão 5.00 (GraphPad Software, San Diego, CA, EUA).

Os resultados dos testes estão apresentados abaixo, em subitens.

a) Ápice da curva (lado interno)

Os resultados obtidos são apresentados na Tabela III, enquanto a Figura 9 ilustra a relação de linearidade por meio de um gráfico.

Tabela III. Teste de regressão linear calculado a partir dos resultados obtidos para o desgaste no lado interno do ápice da curva dos canais simulados.

Parâmetros amostrais	Sem alargamento	CP Drill	LA Axxess
Inclinação da curva (<i>slope</i>):	1,26 ± 0,11	5,86 ± 0,09	5,81 ± 0,06
Valor de P:		< 0,0001	
Adequação da curva para teste de regressão linear			
r ² :	0,972	0,999	1,000
Desvio da curva experimental x curva esperada (<i>runs test</i>)			
Pontos acima da linha:	4	3	3
Pontos abaixo da linha:	2	3	3
Número médio:	4	4	4
Valor de P (<i>runs test</i>)	0,8	0,7	0,7
Interpretação: a distribuição amostral é linear.			

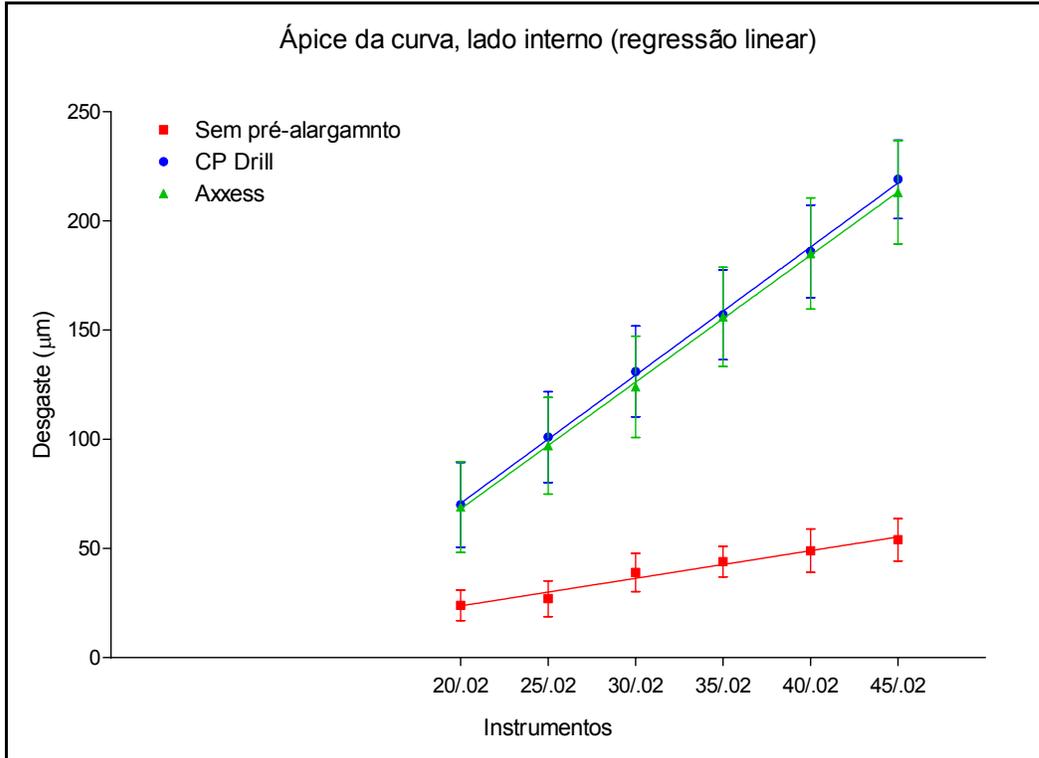


Figura 9. Regressão linear aplicada à região do ápice da curva, lado interno.

O teste de regressão é uma metodologia estatística que utiliza a relação entre duas ou mais variáveis, de tal forma que uma variável pode ser predita a partir da outra (ou outras). Neste caso, isto se confirmou verdadeiro ($P < 0,0001$).

O relacionamento entre X (fator de variação *diâmetro do instrumento*) e Y (variável *desgaste linear*) é medido pelo coeficiente r^2 , chamado de coeficiente de determinação. Este número indica o quanto a reta fica bem determinada em função da correlação entre os pontos experimentais, sendo uma medida fracionária situada entre 0 e 1. Quanto mais próximo de 1, menor é a dispersão dos dados em torno da reta gerada e mais precisa é a correlação. Neste caso em particular, o comportamento dos instrumentos mostrou-se bastante previsível e perfeitamente linear.

b) *Ápice da curva (lado externo)*

A Tabela IV traz os resultados obtidos para o teste de regressão linear, enquanto a Figura 10 ilustra a relação de linearidade por meio de um gráfico.

Tabela IV. Teste de regressão linear calculado a partir dos resultados obtidos para o desgaste no lado externo do ápice da curva dos canais simulados.

Parâmetros amostrais	Sem alargamento	CP Drill	LA Axxess
Inclinação da curva (<i>slope</i>):	10,10 ± 0,37	6,13 ± 0,09	5,81 ± 0,06
Valor de P:		< 0,0001	
Adequação da curva para teste de regressão linear			
r ² :	0,995	0,999	1,000
Desvio da curva experimental x curva esperada (<i>runs test</i>)			
Pontos acima da linha:	2	4	4
Pontos abaixo da linha:	4	2	2
Número médio:	3	3	4
Valor de P (<i>runs test</i>)	0,4	0,4	0,8
Interpretação: a distribuição amostral é linear.			

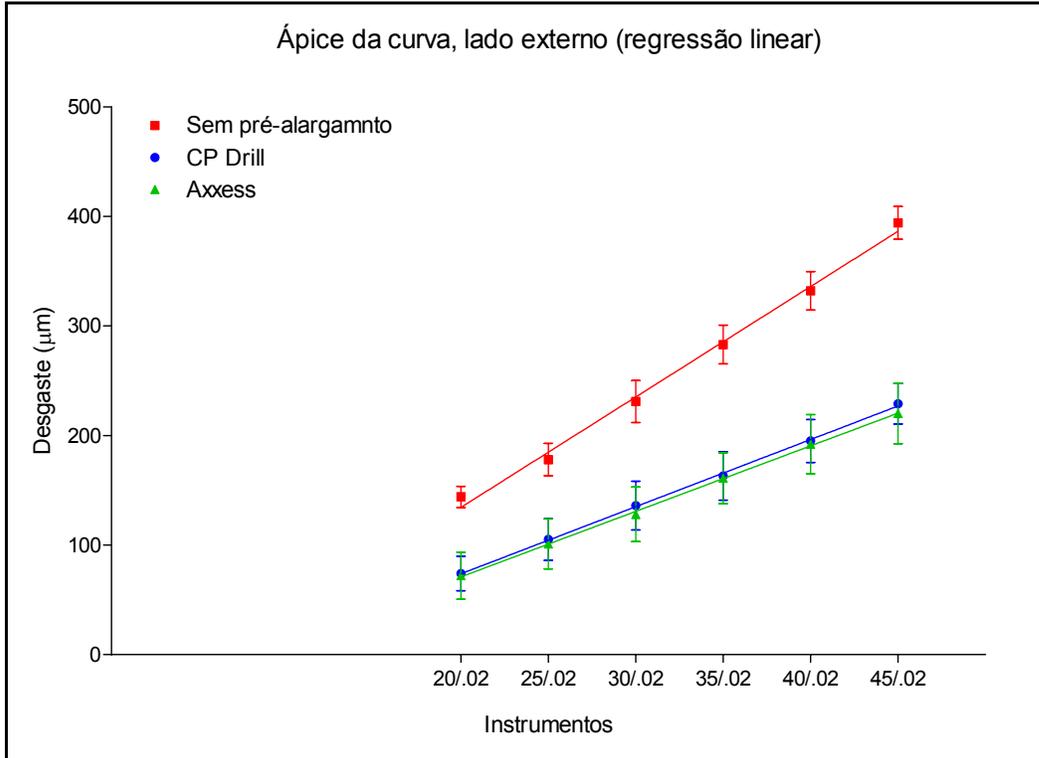


Figura 10. Regressão linear aplicada à região do ápice da curva, lado interno.

A análise estatística confirmou que o desgaste do lado externo na região do ápice da curva está condicionado ao diâmetro do instrumento utilizado ($P < 0,0001$). O valor de r^2 mostra a relação linear positiva entre X e Y em todos os tipos de pré-alargamento testados.

c) Ápice do canal (lado interno)

Os resultados encontrados para a regressão linear aplicada ao lado interno da curvatura do ápice do canal estão descritos na Tabela V. A Figura 11 ilustra a relação de linearidade por meio de um gráfico.

Tabela V. Teste de regressão linear calculado a partir dos resultados obtidos para o desgaste no lado interno do ápice da curva dos canais simulados.

Parâmetros amostrais	Sem alargamento	CP Drill	LA Axxess
Inclinação da curva (<i>slope</i>):	1,72 ± 0,16	6,27 ± 0,08	5,57 ± 0,05
Valor de P:		< 0,0001	
Adequação da curva para teste de regressão linear			
r ² :	0,967	0,999	1,000
Desvio da curva experimental x curva esperada (<i>runs test</i>)			
Pontos acima da linha:	3	2	3
Pontos abaixo da linha:	3	4	3
Número médio:	3	3	4
Valor de P (<i>runs test</i>)	0,3	0,4	0,7

Interpretação: a distribuição amostral é linear.

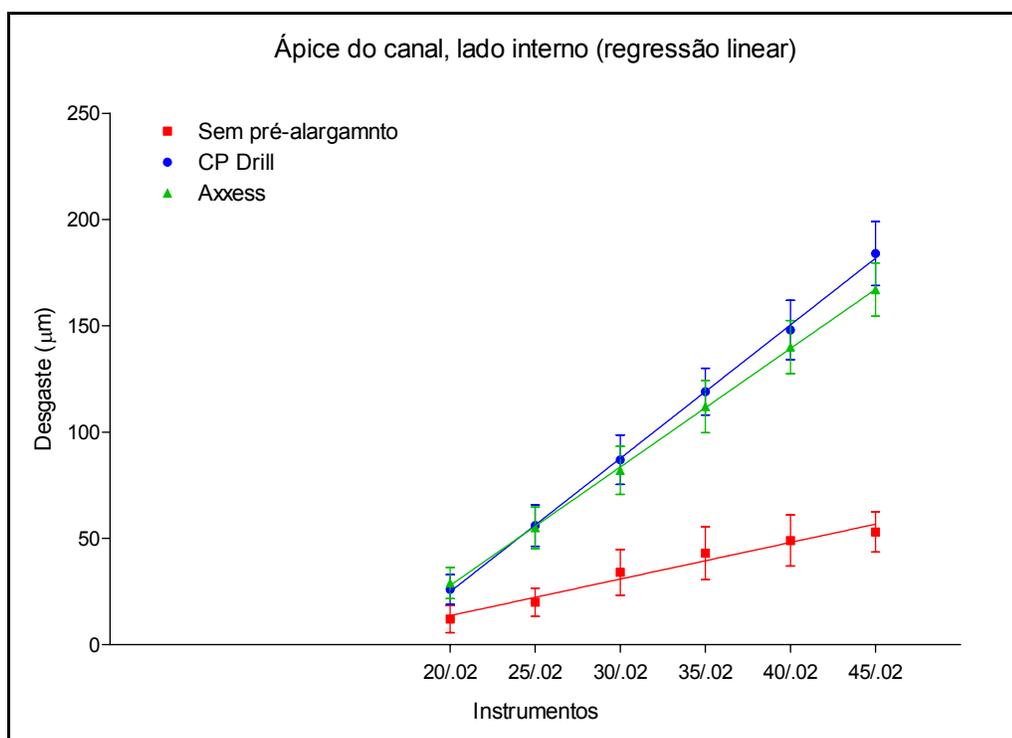


Figura 11. Regressão linear aplicada à região do ápice do canal, lado interno.

d) *Ápice do canal (lado externo)*

A Tabela VI mostra os resultados encontrados para a regressão linear aplicada ao lado externo da curvatura do ápice do canal, enquanto a Figura 12 ilustra a relação de linearidade de forma gráfica.

Tabela VI. Teste de regressão linear calculado a partir dos resultados obtidos para o desgaste no lado externo do ápice da curva dos canais simulados.

Parâmetros amostrais	Sem alargamento	CP Drill	LA Axxess
Inclinação da curva (<i>slope</i>):	10,3 ± 0,23	6,53 ± 0,11	5,78 ± 0,05
Valor de P:		< 0,0001	
Adequação da curva para teste de regressão linear			
r ² :	0,998	0,999	1,000
Desvio da curva experimental x curva esperada (<i>runs test</i>)			
Pontos acima da linha:	2	3	5
Pontos abaixo da linha:	4	3	1
Número médio:	3	5	3
Valor de P (<i>runs test</i>)	0,4	0,9	0,1
Interpretação: a distribuição amostral é linear.			

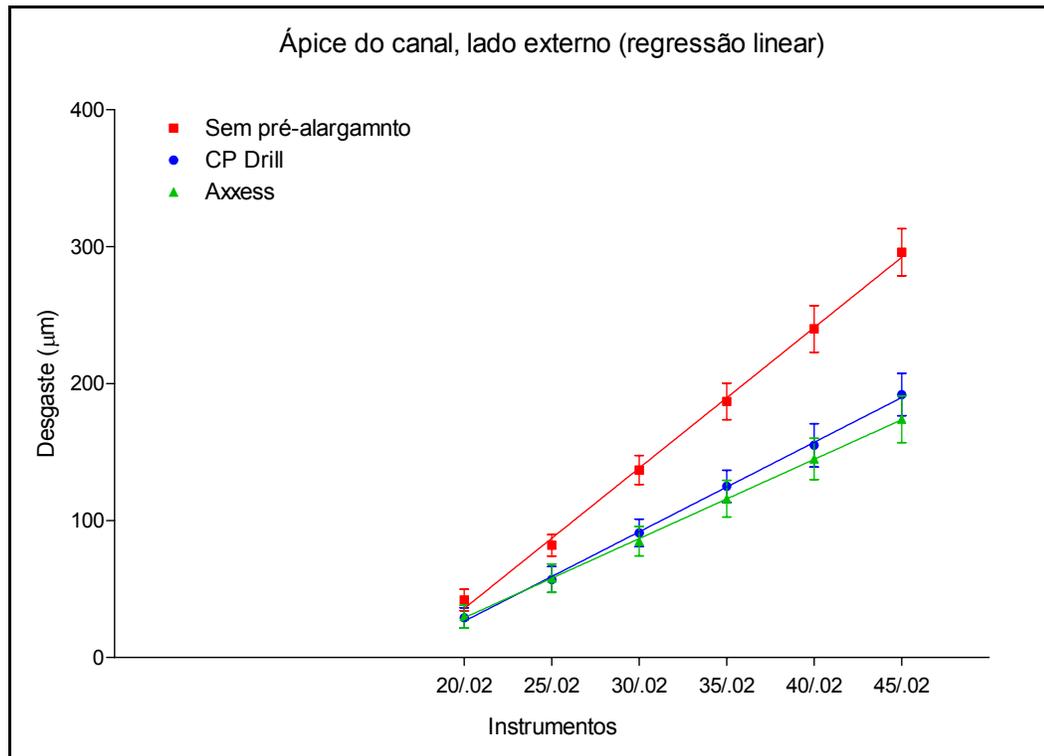


Figura 12. Regressão linear aplicada à região do ápice do canal, lado externo.

Terminada a verificação de correlação positiva e linearidade entre os valores mensurados, o próximo passo consistiu na comparação do desgaste entre os lados interno e externo da curvatura, para os diferentes grupos. Os dados amostrais referentes a cada uma das regiões do canal examinadas foram submetidos, separadamente, ao programa estatístico Minitab v14.0 (Minitab Inc., Pennsylvania, EUA,) para análise preliminar. Inicialmente, foram efetuados testes de normalidade (Anderson-Darling), devidamente acompanhados de histogramas de frequência absoluta, visando verificar se a distribuição amostral era paramétrica ou não. A partir desta verificação, foi executado o teste estatístico mais indicado em cada caso.

A primeira área analisada desta forma foi o ápice da curvatura, e os resultados do teste de normalidade encontram-se na Figura 13. A Figura 14 traz o histograma da distribuição amostral.

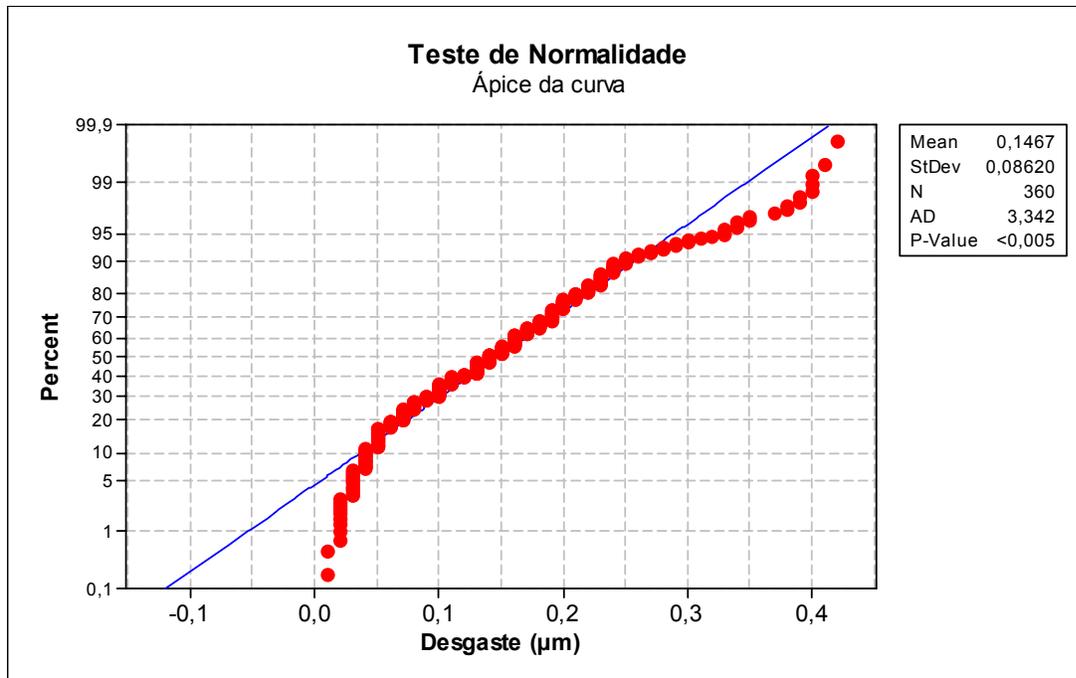


Figura 13. Teste de normalidade (Anderson-Darling) para os dados amostrais originais, referentes ao desgaste na região do ápice da curva.

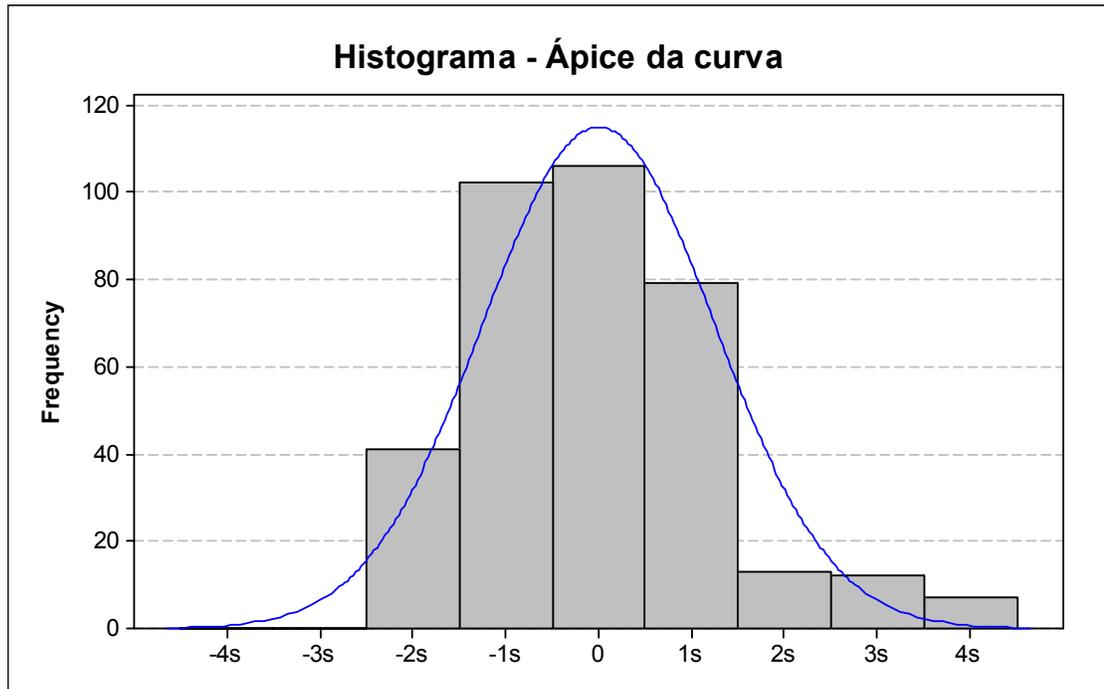


Figura 14. Histograma de distribuição normalizada (frequências absolutas) para os dados amostrais originais referentes ao desgaste na região do ápice da curva.

O teste de Anderson-Darling indica uma baixa adesão da curva experimental ao modelo normal ($p < 0,005$), o que foi confirmado com o histograma de distribuição normalizada. Os dados amostrais, não seguindo uma distribuição gaussiana, necessitariam de transformação para serem tratados por meio de estatística paramétrica, o que não foi conseguido. Desta forma, tratou-se a amostra por meio de estatística não-paramétrica (teste de Kruskal-Wallis complementado com pós-teste de Dunn).

Os resultados do teste aplicado aos diferentes grupos encontram-se na Tabela VII.

Tabela VII. Teste de Kruskal-Wallis calculado a partir dos resultados obtidos para o desgaste na região do ápice da curva dos canais simulados

Parâmetros amostrais: teste de Kruskal-Wallis		
Valor de P:	P<0.0001 (aproximação)	
Valor calculado para o teste:	192,8	
Interpretação: existem diferenças significantes entre os grupos testados		
Dunn's Multiple Comparison Test	Diferença entre a soma dos escores	P
Sem alargamento, lado interno vs Sem alargamento, lado externo	-260,3	0,001
Sem alargamento, lado interno vs CP Drill, lado interno	-152,1	0,001
Sem alargamento, lado interno vs CP Drill, lado externo	-161,3	0,001
Sem alargamento, lado interno vs LA Axxess, lado interno	-147,6	0,001
Sem alargamento, lado interno vs LA Axxess, lado externo	-154,4	0,001
Sem alargamento, lado externo vs CP Drill, lado interno	108,2	0,001
Sem alargamento, lado externo vs CP Drill, lado externo	99,0	0,001
Sem alargamento, lado externo vs LA Axxess, lado interno	112,7	0,001
Sem alargamento, lado externo vs LA Axxess, lado externo	106,0	0,001
CP Drill, lado interno vs CP Drill, lado externo	-9,2	> 0,05
CP Drill, lado interno vs LA Axxess, lado interno	4,5	> 0,05
CP Drill, lado interno vs LA Axxess, lado externo	-2,3	> 0,05
CP Drill, lado externo vs LA Axxess, lado interno	13,7	> 0,05
CP Drill, lado externo vs LA Axxess, lado externo	6,9	> 0,05
LA Axxess, lado interno vs LA Axxess, lado externo	-6,8	> 0,05

O resultado do teste aplicado à região do ápice da curva indica diferenças significativas entre os grupos ($P < 0,0001$). O pós-teste de Dunn, aplicado com o intuito de realizar comparações múltiplas entre os resultados, mostra que o grupo onde não foi realizado o pré-alargamento cervical apresentou padrões de desgaste diferentes daqueles onde o preparo foi executado. A Figura 15 ilustra, de forma gráfica, os resultados encontrados neste teste. Além disso, o preparo biomecânico nos canais simulados sem

pré-alargamento provocou um desgaste acentuadamente maior do lado externo da curvatura o que pode ser visto na Figura 19. Enquanto os grupos preparados com os instrumentos CP Drill[®] ou LA Axxess[®] mostraram padrões de desgaste semelhantes, denotando uma maior centralização do instrumento no canal durante o preparo biomecânico, o que pode ser visto nas Figuras 20 e 21 respectivamente.

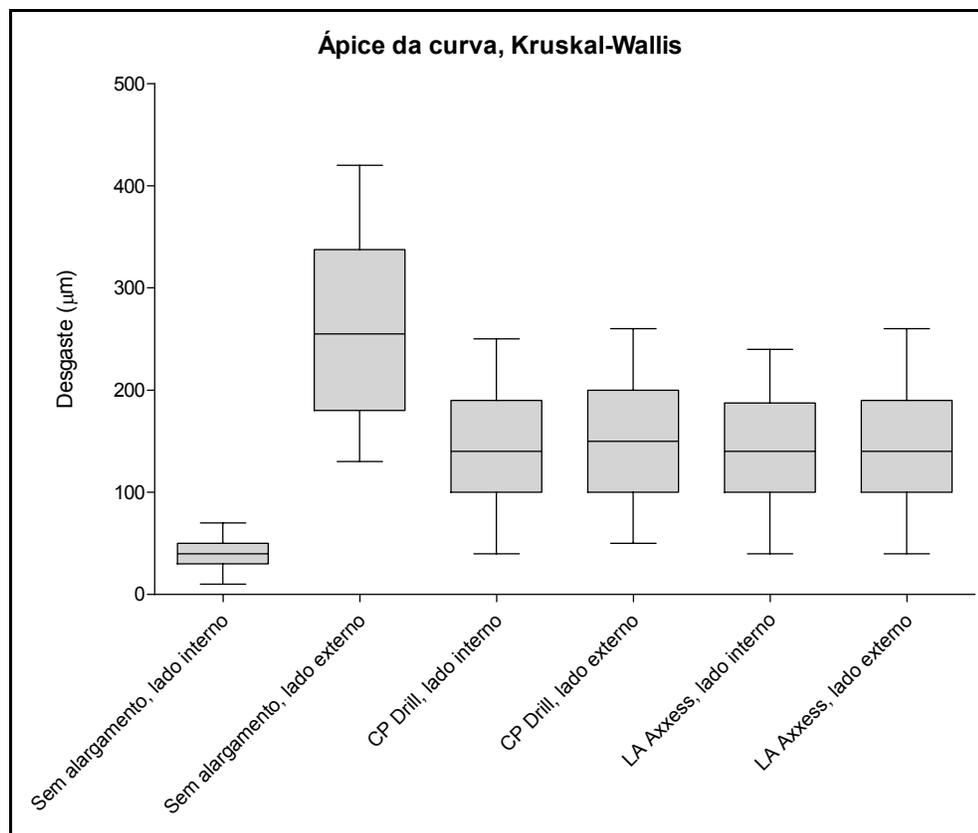


Figura 15. Gráfico tipo “box and whiskers” ilustrados os resultados do teste de Kruskal-Wallis aplicado à região do ápice da curva. As linhas verticais representam os valores máximos e mínimos, a caixa representa o 25° e o 75° percentis, enquanto a linha horizontal representa a mediana

Quanto à região do ápice do canal, os resultados do teste de normalidade encontram-se na Figura 16. A Figura 17 traz o histograma da distribuição amostral.

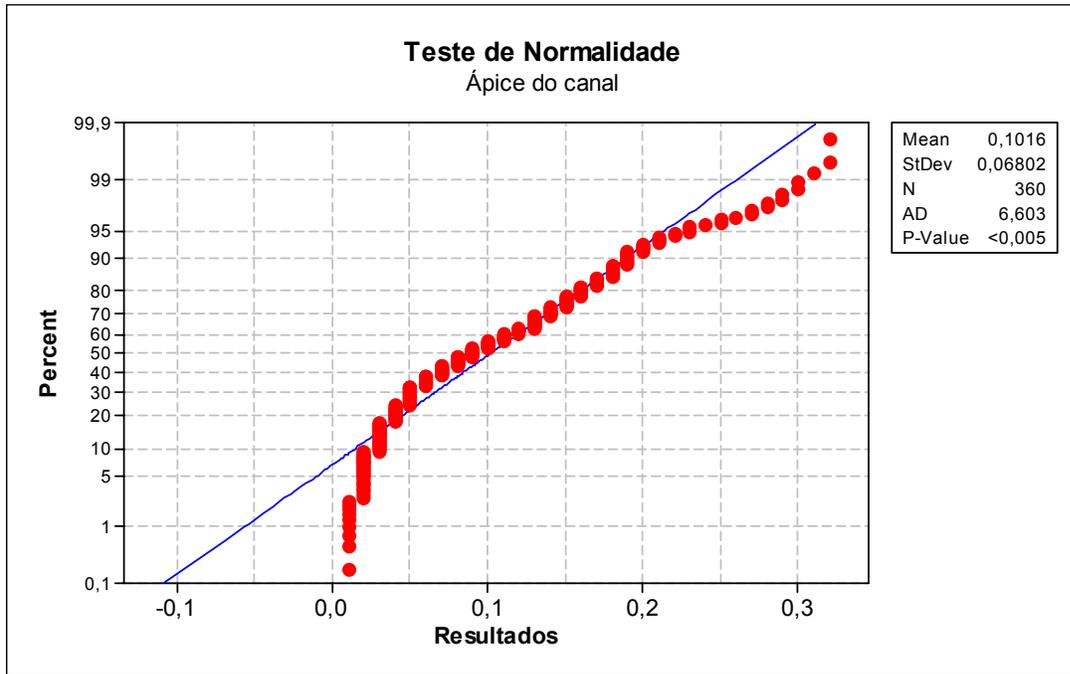


Figura 16. Teste de normalidade (Anderson-Darling) para os dados amostrais originais, referentes ao desgaste na região do ápice do canal

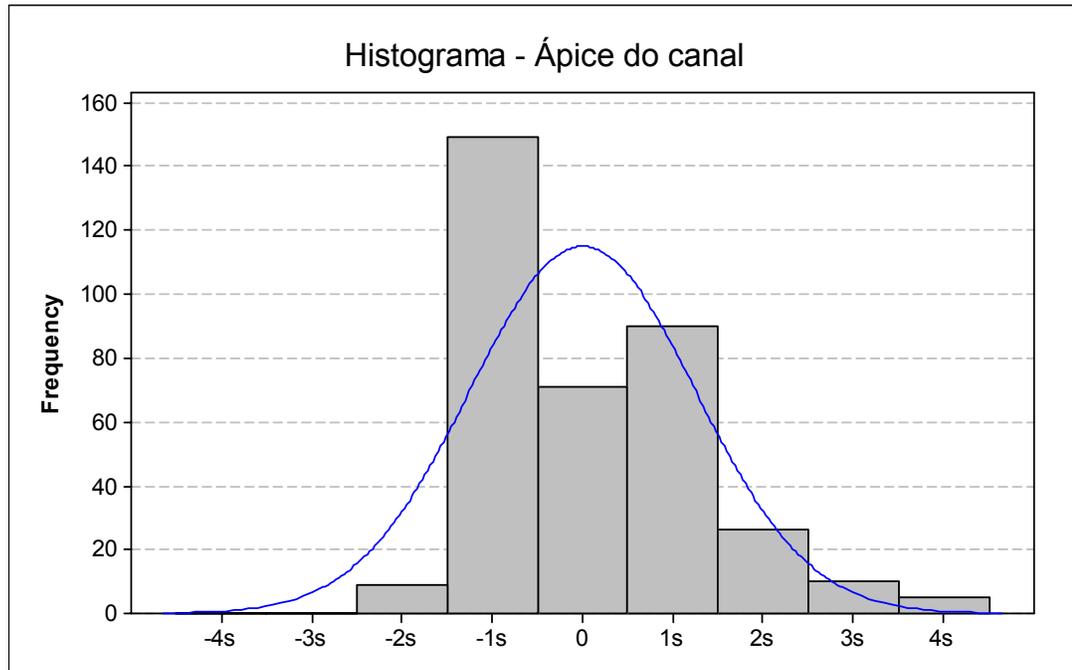


Figura 17. Histograma de distribuição normalizada (freqüências absolutas) para os dados amostrais originais referentes ao desgaste na região do ápice do canal.

O resultado do teste de Anderson-Darling para os dados originais indica uma ausência de normalidade da distribuição ($P < 0,005$), enquanto o histograma de distribuição normalizada mostra um agrupamento dos dados que fogem da distribuição gaussiana. As tentativas de transformação dos dados amostrais para adequação da curva e normalização foram infrutíferas, razão pela qual se utilizou a estatística não-paramétrica na análise destes dados. Os resultados do teste de Kruskal-Wallis, bem como o pós-teste de Dunn, encontram-se na Tabela VIII.

Tabela VIII. Teste de Kruskal-Wallis calculado a partir dos resultados obtidos para o desgaste na região do ápice dos canais simulados

Parâmetros amostrais: teste de Kruskal-Wallis		
Valor de P:	P<0.0001 (aproximação)	
Valor calculado para o teste:	106,9	
Interpretação: existem diferenças significantes entre os grupos testados		
Dunn's Multiple Comparison Test	Diferença entre a soma dos escores	P
Sem alargamento, lado interno vs Sem alargamento, lado externo	-189,0	0,001
Sem alargamento, lado interno vs CP Drill, lado interno	-125,8	0,001
Sem alargamento, lado interno vs CP Drill, lado externo	-133,1	0,001
Sem alargamento, lado interno vs LA Axxess, lado interno	-118,3	0,001
Sem alargamento, lado interno vs LA Axxess, lado externo	-124,3	0,001
Sem alargamento, lado externo vs CP Drill, lado interno	63,2	0,05
Sem alargamento, lado externo vs CP Drill, lado externo	56,0	0,05
Sem alargamento, lado externo vs LA Axxess, lado interno	70,8	0,01
Sem alargamento, lado externo vs LA Axxess, lado externo	64,7	0,01
CP Drill, lado interno vs CP Drill, lado externo	-7,2	> 0,05
CP Drill, lado interno vs LA Axxess, lado interno	7,6	> 0,05
CP Drill, lado interno vs LA Axxess, lado externo	1,5	> 0,05
CP Drill, lado externo vs LA Axxess, lado interno	14,8	> 0,05
CP Drill, lado externo vs LA Axxess, lado externo	8,7	> 0,05
LA Axxess, lado interno vs LA Axxess, lado externo	-6,1	> 0,05

O resultado do teste aplicado à região do ápice do canal indica diferenças significativas entre os grupos ($P < 0,0001$). A exemplo da região de ápice da curva, o pós-teste de Dunn mostrou que o grupo onde não foi realizado o pré-alargamento cervical apresentou padrões de desgaste diferentes daqueles onde o preparo foi executado. A Figura 18 ilustra, de forma gráfica, os resultados encontrados no teste de Kruskal-Wallis.

O preparo biomecânico nos canais simulados sem pré-alargamento provocou um desgaste acentuadamente maior do lado externo da curvatura, o que pode ser visto na

Figura 19. Enquanto, os grupos preparados com os instrumentos CP Drill[®] ou LA Axxess[®] mostraram padrões de desgaste semelhantes, denotando uma maior centralização do instrumento na região crítica apical, o que ser visto nas Figuras 20 e 21 respectivamente.

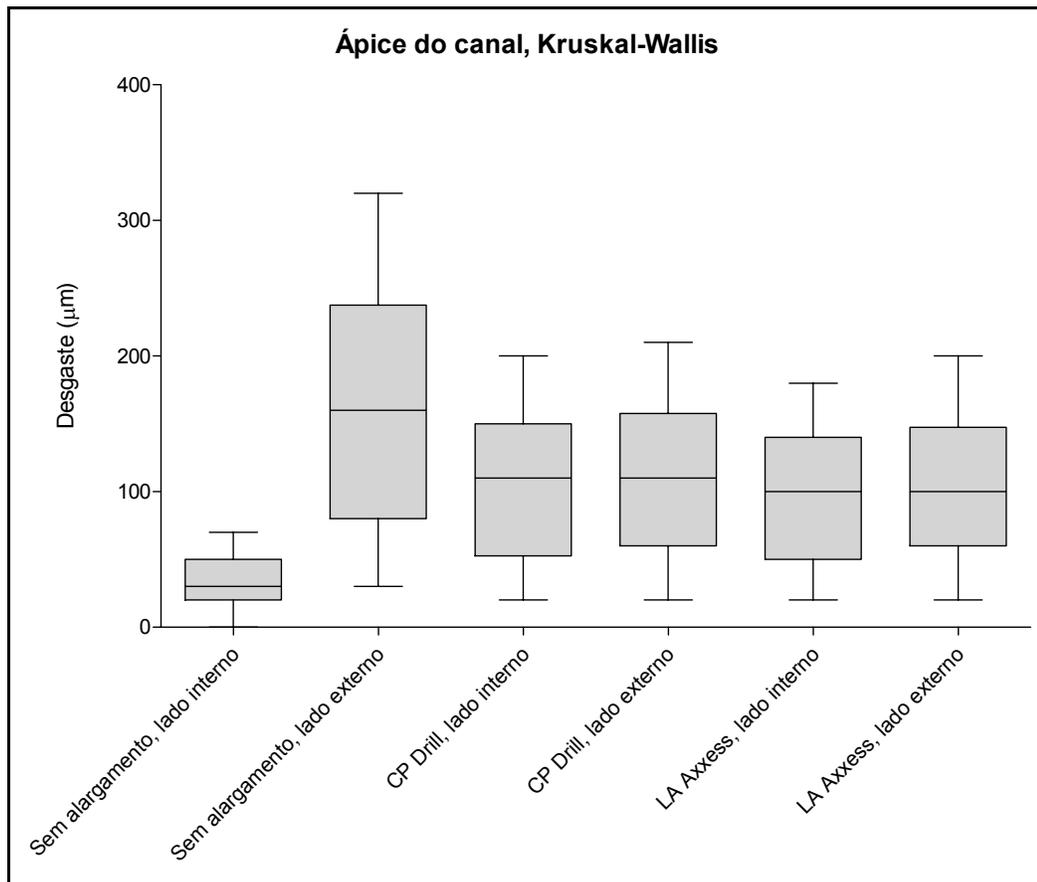


Figura 18. Gráfico tipo “box and whiskers” ilustrados os resultados do teste de Kruskal-Wallis aplicado à região do ápice do canal. As linhas verticais representam os valores máximos e mínimos, a caixa representa o 25º e o 75º percentis, enquanto a linha horizontal representa a mediana.

Resultados Fotográficos:

As figuras 19, 20 e 21 ilustram a sobreposição das imagens inicial e final para cada grupo experimental:

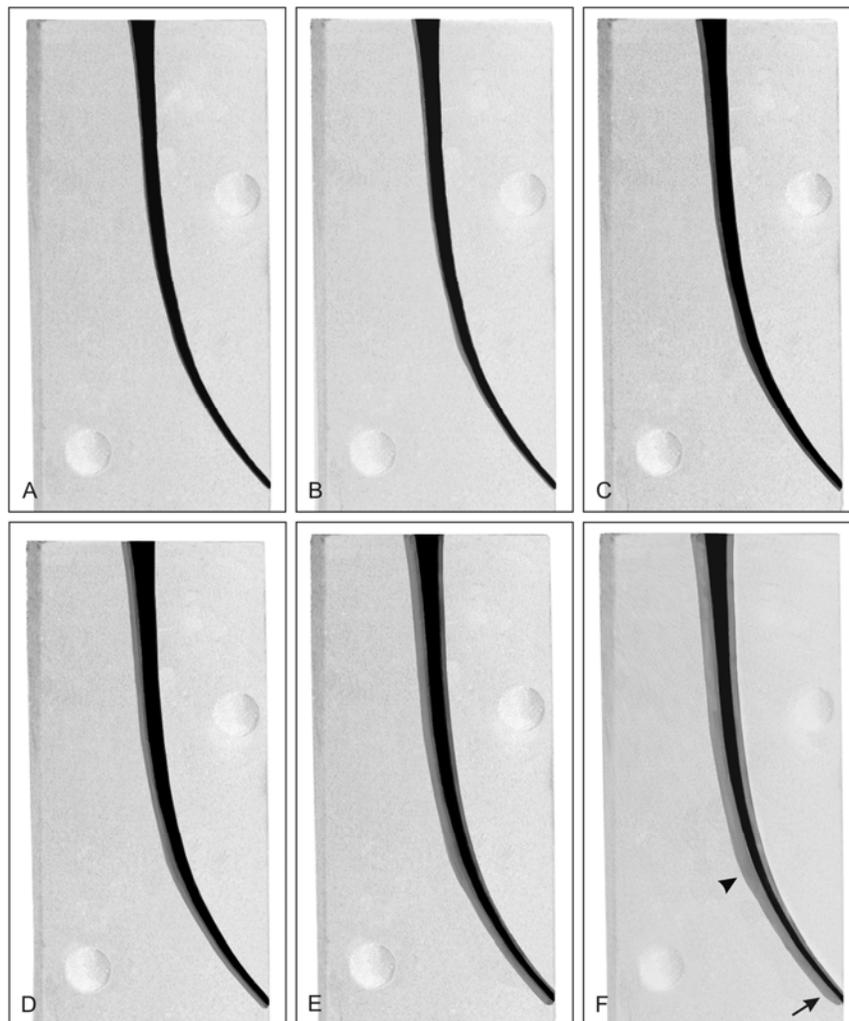


Figura 19: Grupo I (sem alargamento cervical) Fotografia evidenciando o preparo inicial e final do canal utilizando diferentes instrumentos K3[®], por meio das imagens sobrepostas: A- 20.02; B- 25.02; C- 30.02; D- 35.02; E- 40.02; F- 45.02. As setas indicam o desgaste acentuado do lado externo das paredes do canal simulado na região de ápice da curva (ponta de seta) e ápice do canal (seta).

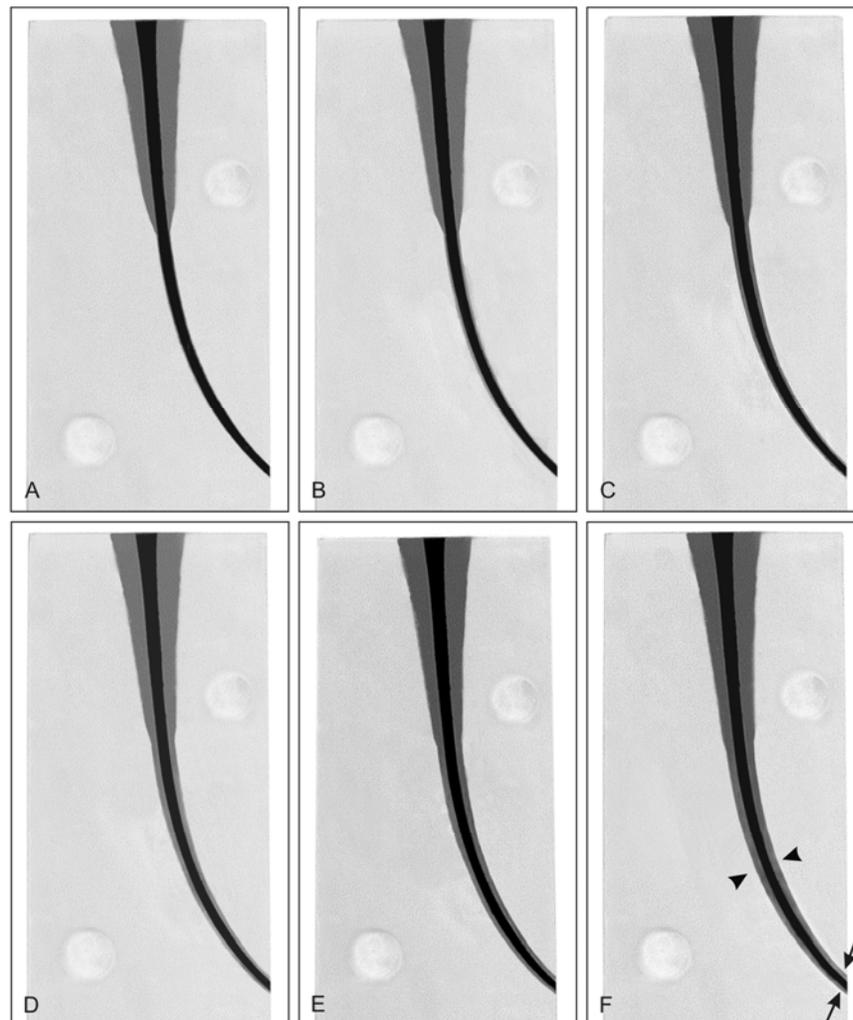


Figura 20: Grupo II (alargamento cervical CP Drill[®]) Fotografia evidenciando o preparo inicial e final do canal utilizando diferentes instrumentos K3[®], por meio das imagens sobrepostas: A- 20.02; B- 25.02; C- 30.02; D- 35.02; E- 40.02; F- 45.02. As setas indicam o desgaste proporcional entre as paredes internas e externas do canal simulado, denotando um preparo centralizado na região de ápice da curva (pontas de setas) e ápice do canal (setas).

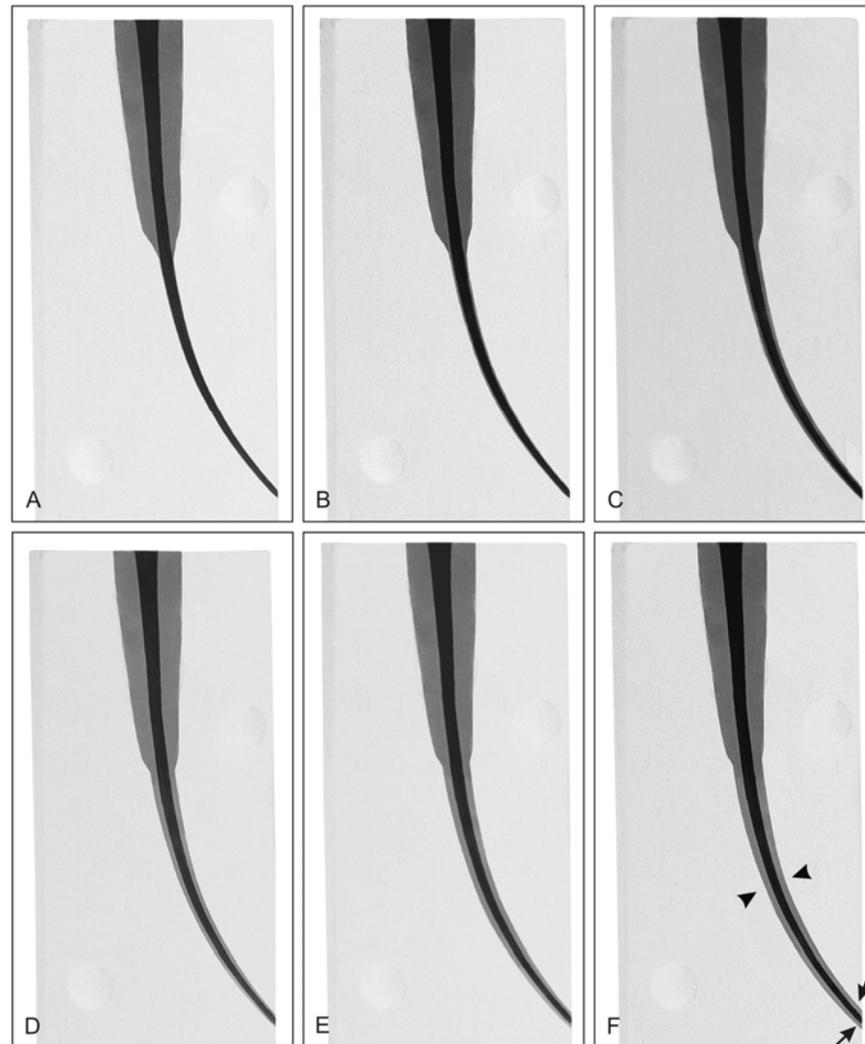


Figura 21: Grupo III (alargamento cervical LA Axxess[®]) Fotografia evidenciando o preparo inicial e final do canal utilizando diferentes instrumentos K3[®], por meio das imagens sobrepostas: A- 20.02; B- 25.02; C- 30.02; D- 35.02; E- 40.02; F- 45.02. As setas indicam o desgaste proporcional entre as paredes internas e externas do canal simulado, denotando um preparo centralizado na região de ápice da curva (pontas de setas) e ápice do canal (setas).

5 Discussão

A discussão será apresentada em dois tópicos distintos: 1- Considerações sobre a metodologia empregada; 2- Considerações sobre os resultados obtidos. Essa divisão visa a tornar mais clara a leitura e compreensão dos temas abordados neste estudo.

5.1 Considerações sobre a metodologia empregada

No presente estudo, optou-se pela utilização de blocos de resina em função da variação da anatomia dos canais radiculares de dentes naturais, uma vez que esse é um fator que interfere de maneira negativa na comparação da instrumentação. A utilização de blocos permite a padronização da forma do canal sendo considerado um modelo experimental que apresenta validação no meio científico e utilizado em vários trabalhos de pesquisas para comparação da habilidade de técnicas de instrumentação rotatórias e instrumentos endodônticos (AL-OMARI, DUMMER, NEWCOMBE, 1992, AL-OMARI et al., 1992; AL-OMARI, BRYANT, DUMMER, 1997; THOMPSON, DUMMER, 1997a, 1997b, 1997c, 1997d; BRYANT et al. 1998; GRIFFITHS,

BRYANT, DUMMER, 2000; KUM et al., 2000; THOMPSON, DUMMER, 2000; CALBERSON et al., 2002; SCHÄFER, LOHMANN, 2002a, 2002b; CALBERSON et al., 2004; VALENTE, 2006; MERRETT, BRYANT, DUMMER, 2006; IGBAL et al., 2007), que está de acordo com o estudo de Pereira (2000) que destacou a grande diversidade de forma, extensão, volume e direção dos canais radiculares de dentes humanos, dificultando o controle experimental e da presença de variáveis que podem influenciar na interpretação dos resultados.

Outra característica importante desse tipo de estudo é a possibilidade da determinação prévia e padronização do comprimento, conicidade, além de grau de curvatura do canal radicular, o que permite a padronização das condições experimentais (ELDEEB, BORAAS, 1985; LIM, WEBBER, 1985; ALODEH, DUMMER, 1989; DUMMER, ALODEH, AL-OMARI, 1991; BRYANT et al., 1998; AYAR, LOVE, 2004; CALBERSON et al., 2004; MERRETT, BRYANT, DUMMER, 2006; IGBAL et al., 2007).

Segundo Bertocco (2005) apesar das inúmeras vantagens dos canais radiculares artificiais, eles não simulam a complicada anatomia interna, principalmente o achatamento das raízes em canais curvos, por isso torna-se necessário certo cuidado ao transpor os resultados obtidos no preparo utilizando canais simulados para o preparo de canais *in vivo*.

A técnica de confecção dos blocos foi realizada de acordo com a metodologia de Dummer, Alodeh e Al-Omari (1991). No entanto, para a confecção dos canais simulados, utilizou-se espaçador digital de diâmetro 15 ao invés de cone de prata, o que facilitou sua remoção do interior da resina, sem danificar a forma do canal.

A instrumentação em blocos que não possuem área de escape, geralmente, é considerada mais difícil por proporcionar o maior estresse do instrumento na região apical, que pode levar ao desvio do instrumento por si só quando comparado ao dente natural. Sendo assim, foi desenvolvida no bloco uma área de escape com a finalidade de não influenciar na instrumentação do terço apical uma vez que se está avaliando, nesse estudo, o desgaste do instrumento nesta região. Além disso, a área de escape funciona

como uma zona de eliminação para raspas de dentina e solução irrigante. Esse fato está de acordo com Moreira Filho (2006) e Valente (2006).

A opção pela confecção de canais simulados com curvatura de 20 graus foi realizada com intuito de estabelecer um modelo de comparação entre os resultados desse experimento com outros resultados encontrados na literatura, tendo em vista o grande número de estudos que avaliam o uso de instrumentos de níquel-titânio em canais simulados com esse grau de curvatura (AL-OMARI et al., 1992; THOMPSON, DUMMER, 1997a; THOMPSON, DUMMER, 1997b; THOMPSON, DUMMER, 1997c; THOMPSON, DUMMER, 1997d; BRYANT et al., 1998; THOMPSON, DUMMER, 2000; GRIFFITHS, BRYANT, DUMMER, 2000; CALBERSON et al., 2004).

Como solução irrigante, foi utilizado o Tergensol (Tergipol[®] Biodinâmica, Ibiaporã, Brasil) para facilitar a introdução dos instrumentos no interior dos canais artificiais, que funcionou como agente lubrificante, facilitando a eliminação das raspas de dentina. Além disso, a irrigação do canal foi realizada para evitar o aquecimento da resina e sua conseqüente plastificação por ação do calor, resultando em alteração na forma do canal. Essa possível plastificação da resina quando se utilizam instrumentos rotatórios no interior de canais artificiais foi relatada por Lim e Webber (1985). Entretanto, esse efeito não foi observado no estudo de Moreira Filho que destacou o aumento da temperatura momentâneo e o efeito refrigerador proporcionado pela irrigação contínua.

Os instrumentos utilizados para o preparo cervical foram escolhidos por suas características, a saber: 1- LA Axxess[®], pelo reconhecido desempenho no preparo cervical de canais radiculares e como, conseqüência, em facilitar a introdução de instrumentos compatíveis com real diâmetro apical (PÉCORA et al., 2005; BARROSO et al., 2005; VANNI et al., 2005; IBELLI et al., 2007) e 2- CP Drill[®], por serem instrumentos recentemente introduzidos no mercado endodôntico e que necessitam ser investigados quanto às suas eficiências.

O alargamento cervical foi realizado de acordo com a técnica *Free Tip Preparation*, com utilização inicial de instrumentos de menor conicidade e, a seguir, dos

de maior conicidade, de modo que a ponta do instrumento ficasse, na maioria das vezes, livre, servindo como guia para o instrumento, reduzindo significativamente a fratura por torção, com ação mais eficiente, o que está de acordo com Pécora et al. (2002).

No presente estudo, optou-se pela utilização de instrumentos rotatórios de Ni-Ti para realização do alargamento apical, pois permitem preparar os canais radiculares com instrumentos de maiores diâmetros sem a ocorrência de erros, tais como degraus, perfurações e “zips” (SONNTAG et al., 2003). Segundo se propaga, entre as vantagens do instrumento de Ni-Ti e da instrumentação mecanizada destaca-se a remoção mais eficiente de “debris”, como resultado da área de escape e da rotação contínua dos instrumentos, a rapidez nos preparos realizados e a redução do transporte do canal, justificado pelo menor modo de elasticidade desses instrumentos, que são deformados com níveis inferiores de tensão, e acompanham a curvatura do canal durante a instrumentação (LOPES et al., 1997; HÜLSMANN, SCHADE, SCHÄFERS, 2001).

Previamente à instrumentação do terço apical com instrumentos de Ni-Ti, foi realizada instrumentação manual com lima tipo K 15 com o objetivo de criar um caminho para que o instrumento rotatório 20.02 fosse introduzido no interior do canal, de acordo com Igbal et al. (2004).

Os instrumentos de níquel titânio utilizados no preparo do canal simulado, em todos os grupos experimentais, foram da marca K3[®]. De acordo com Schafer e Florek, (2003); Ayar e Love (2004); Jodway e Hülsmann (2006) uma das características favoráveis desses instrumentos é a preparação de canais curvos de forma rápida e segura, com mínimo transporte, o que justificou a sua escolha no presente estudo.

Cumprе salientar que a opção pelos instrumentos de conicidade.02 para instrumentação do terço apical foi realizada em função da suas flexibilidades, consideradas importante característica no tratamento dos canais radiculares curvos, e que, devido a isso, tendem a ultrapassar a curvatura de maneira mais adequada e promover com menor frequência desvios no trajeto do canal (WEINE, KELLY, LIO, 1975; MULLANEY, 1979; THOMPSON, DUMMER, 1997a, 1997b; CALBERSON et al., 2002; PONTI et al., 2002; DULTRA, 2005).

A escolha da região do ápice da curva e ápice do canal para mensuração do desgaste foi realizada em função das observações feitas no experimento de Thompson e Dummer (2000) que, com base nos estudos de Thompson e Dummer (1997d), destacaram serem nestas regiões, nas quais o preparo do canal simulado sofre as maiores modificações no que se refere ao transporte acentuado do canal.

A análise fotográfica digital padronizada permitiu registrar a forma original do canal e o formato após a instrumentação, por meio de fotografias inicial e final, e a partir da sobreposição dessas imagens realizaram-se comparações entre o canal original e o canal preparado no que se refere ao desgaste apical, da mesma forma como realizado nos trabalhos de Eldeeb e Boraos (1985); Alodeh, Doller e Dummer (1989); Al-Omari et al., (1992), Al-Omari, Dummer e Newcombe (1992); Thompson e Dummer (1997b); Griffiths, Bryant, Dummer (2000), Valente (2006).

Nesse experimento, foram realizadas imagens a cada troca de instrumento com intuito de verificar a possibilidade de desvio progressivo nos diferentes grupos experimentais, avaliando a atuação de cada instrumento durante o preparo, na modificação ou não do trajeto do canal na região apical.

5.2. Considerações sobre os resultados obtidos

Os resultados relativos ao desgaste do lado da curvatura (interno e externo) na região de ápice da curva e ápice do canal, para os grupos nos quais foram realizados os pré-alargamentos cervicais, revelaram desgaste proporcional denotando preparo centralizado. Este fato é corroborado pelos gráficos das Figuras 9, 10, 11 e 12. O desgaste proporcional da região da curvatura provavelmente ocorreu pela retificação do canal no terço cervical, que diminuiu o esforço de corte do instrumento, e reduziu a pressão do instrumento na parede externa da curvatura. Tais achados estão de acordo com Alodeh, Doller e Dummer (1989); Fogarty e Montgomery (1991); Luiten et al. (1995); Hata et al. (2002); Gu, Zhu e Du (2004); Lopes e Siqueira (2004); Valente (2006); Moreira Filho (2006). Em contrapartida, quando o pré-alargamento cervical do

canal radicular não foi realizado ocorreu o deslocamento do preparo apical para porção externa da curva, o que comprometeu a trajetória do canal.

O pré-alargamento cervical do canal permitiu que instrumentos de maiores calibres atingissem a região apical do canal de maneira mais centralizada durante o preparo biomecânico. Conseqüentemente, houve alteração da trajetória original do canal centralizada (Figuras 9, 10, 11 e 12). Este fato pode ser explicado pelo fato do pré-alargamento cervical permitir que a região de menor diâmetro do instrumento mantenha contato na curva, com menor interferência da parte reta do canal, submetendo o instrumento ao menor estresse. Isso possibilita a realização do preparo apical com instrumentos de maiores diâmetros e a manutenção de proporção equilibrada de desgaste entre as paredes externas e internas. Tais achados estão de acordo com Alodeh, Doller e Dummer (1989); Lopes e Siqueira (2004); Valente (2006); Moreira Filho (2006).

Cumprе salientar que os grupos que receberam pré-alargamento cervical com as brocas CP Drill[®] ou LA Axxess[®] mostraram padrões de desgaste apicais semelhantes e centralizados em relação à trajetória do canal inicial durante o preparo biomecânico, tanto na região de ápice da curva quanto na região do ápice do canal. As Tabelas VII e VIII e as Figuras 15 e 18 evidenciam estes resultados. Tais achados podem ser atribuídos às características dos instrumentos LA Axxess[®], tais como desenho, propriedades da liga metálica, "modus operandi", conicidade (0.06), ponta inativa e desenho da parte ativa "flute design" (PÉCORA et al., 2005); e dos instrumentos CP Drill[®] em função do design modificado e conicidade ao longo de sua parte ativa, que proporcionam a esses instrumentos maior eficiência de corte e permite a remoção de interferências cervicais sem a ocorrência de desvios ou perfurações.

A análise estatística dos resultados obtidos neste trabalho permitiu estabelecer correlação direta e positiva entre o diâmetro do instrumento K3[®] de conicidade .02 e o desgaste linear que ele provoca no canal simulado, tanto na região do ápice da curva quanto no ápice do canal em todos os grupos, porém com padrão de desgaste diferente (Figuras 9, 10, 11 e 12). De acordo com Christie e Peikofi (1983) quanto maior for o alargamento apical, maior será a possibilidade de ocorrer desvio do canal.

Nos grupos onde o pré-alargamento cervical foi realizado, o aumento de calibre do instrumento acompanhou um padrão de desgaste centralizado, ou seja, proporcional para os lados interno e externo da curvatura. Já no grupo onde não houve o pré-alargamento cervical o aumento do diâmetro do instrumento implicou em desgaste desproporcional dos lados da curvatura (Figuras 15 e 18), resultados corroborados por YOSHIMINE et al., 2005.

No grupo que não recebeu o pré-alargamento cervical, os instrumentos utilizados no preparo apical provocaram desgaste acentuado na parede externa da curvatura do canal (Figuras 15 e 18) nas duas regiões analisadas (ápice da curva e ápice do canal), o que também foi analisado por Thompson e Dummer (1997a, 1997b); Thompson e Dummer (1998a, 1998b); Thompson e Dummer (2000). Isso pode ser explicado pela tendência do instrumento se retificar na porção curva (memória elástica) e, desta forma, remover mais resina na parte externa da curvatura do que na parte interna (THOMPSON, DUMMER, 2000).

Um dos pontos críticos do tratamento endodôntico constitui o preparo do terço apical de canais radiculares curvos. Diferentes técnicas foram propostas como forma de eliminar o desvio do trajeto original do canal e, ao mesmo tempo, de promover a limpeza adequada. Entretanto, até o momento, esses objetivos ainda não foram alcançados. Levando em consideração a importância do preparo satisfatório dessa região para o sucesso da terapia endodôntica, o adequado alargamento cervical, da forma como foi realizado nesse estudo, surge como alternativa favorável na redução do desvio do trajeto do canal durante a instrumentação.

Este trabalho abre perspectivas para futuras investigações, tais como: a) estudo da preparação apical em canal radicular com curvatura mais acentuada; b) utilização de outros sistemas rotatórios de Ni-Ti; c) reprodução deste estudo em dentes humanos extraídos.

6 Conclusão

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. O pré-alargamento cervical, tanto com os instrumentos CP Drill[®] quanto com os instrumentos LA Axxess[®], influenciou de forma positiva no preparo da região apical de canais simulados curvos, proporcionando preparos mais centralizados dessa região;
2. Há correlação direta e positiva entre o diâmetro do instrumento K3[®] de conicidade .02 e o desgaste linear por ele provocado no canal simulado, ou seja, quanto maior o diâmetro, maior o desgaste;
3. O grupo sem alargamento cervical evidenciou desgaste acentuado na parede externa da curvatura, com o maior desvio do trajeto original do canal.

7 Referências Bibliográficas

ALODEH, M. H.; DOLLER, R.; DUMMER, P. M. Shaping of simulated root canals in resin blocks using the step-back technique with K-files manipulated in a simple in/out filling motion. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 22, n. 3, p. 107-17, May 1989.

ALODEH, M. H. A.; DUMMER, P. M. H. A comparison of the ability of k-files and hedström files to shape simulated root canals in resin blocks. **J. Endod.**, Baltimore, v. 22, n. 5, p. 226-35, Sep. 1989.

AL-OMARI, M. A.; DUMMER, P. M.; NEWCOMBE, R. G. Comparison of six files to prepare simulated root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v.25, N. 2, p. 57-66, Mar. 1992.

AL-OMARI, M. A.; DUMMER, P. M.; NEWCOMBE, R. G.; DOLLER, R. Comparison of six files to prepare simulated root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 25, n. 2, p. 67-81, Mar. 1992.

AL-OMARI, M. A.; DUMMER, P. M. Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. **J. Endod.**, Baltimore, v. 21, n. 3, p. 154-8, Mar. 1995.

AL-OMARI, M. A.; BRYANT, S. T.; DUMMER, P. M. Comparison of two stainless steel files to shape simulated root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 30, n.1, p. 35-45, Jan. 1997.

AL-SUDANI, D.; AL-SHAHRANI, S. A comparison of the canal centering ability of ProFile, K3, and RaCe Nickel Titanium rotary systems. **J. Endod.**, Baltimore, v. 32, n. 12, p. 1198-201, Oct. 2006.

ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 73, n. 2, p. 142-151, Feb. 1978.

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

BARBIZAN, J. V.; FARINIUK, L. F.; MARCHESAN, M. A.; PÉCORÁ, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Effectiveness of manual and rotary instrumentation techniques for cleaning flattened root canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, n. 5, p. 365-6, May 2002.

BARROSO, J. M.; GUERISOLI, D. M.; CAPELLI, A.; SAQUY, P. C.; PECORA, J. D. Influence of cervical preflaring on determination of apical file size in maxillary premolars: *SEM* analysis. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 16, n. 1, p. 30-4, Ago. 2005.

BARTHA, T.; KALWITZKI, M.; LOST, C.; WEIGER, R. Extended apical enlargement with hand files versus rotary NiTi files. Part II. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 102, n. 5, p. 692-7, Nov. 2006.

BECHELLI, C.; ORLANDINI, S. Z.; COLAFRANCESCHI, M. Scanning electron microscope study on the efficacy of root canal wall debridement of hand versus LightSpeed instrumentation. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 6, p. 484-93, Nov. 1999.

BERTOCCO, M. S. **Avaliação do transporte apical em canais curvos simulados utilizando-se diferentes instrumentos rotatórios de níquel-titânio.** 124 p. Dissertação (Mestrado) em Universidade de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2005.

BERTRAND, M. F.; PIZZARDINI, P.; MULLER, M.; MÉDIONI, E.; ROCCA, J. P. The removal of smear layer using Quantec system. A study using the scanning electron microscope. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 3, p. 217-24, May 1999.

BRYANT, S. T.; THOMPSON, S. A.; AL-OMARI, M. A.; DUMMER, P. M. Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 31, p. 4, p. 282-289, Jul. 1998.

BRYANT, S. T.; DUMMER, P. M.; PITONI, C.; BOURBA, M.; MOGHAL, S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 3, p. 155-164, May 1999.

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

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

CAMPS, J.; PERTOT, W. J. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. **J. Endod.**, Baltimore, v. 20, n. 8, p. 395-398, Ago. 1994.

CARD, S. J.; SIGURDSSON, A.; ORSTAVIK, D.; TROPE, M. The effectiveness of increased apical enlargement in reducing intracanal bacteria. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, n. 11, 779-83, Nov. 2002.

CHRISTIE, W. H.; PEIKOFF, M. D. Conservative treatment of apical foramen. New root canal techniques. **J. Can. Dent. Assoc.**, Mississauga, v. 46, n. 3, p. 183-8, Mar. 1980.

CIVJAN, S.; HUGET, E. F.; DESIMON, L. B. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 54, n. 1, p. 89-96, Jan/Feb. 1975.

CONTRERAS, M. A.; ZINMAN, E. H.; KAPLAN, S. K. Comparison of the first file at the apex, before and after early flaring. **J. Endod.**, Baltimore, v. 27, n. 2, p. 113-6, Feb. 2001.

DALTON, B. C.; ORSTAVIK, D.; PHILLIPS, C.; PETTIETTE, M.; TROPE, M. Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 24, n. 11, p. 763-7, Nov. 1998.

DE DEUS, Q. D. **Endodontia**. Rio de Janeiro, Medsi, 1992.

DIETZ, D. B.; DI FIORE, P. M.; BAHCALL, J. K.; LAUTENSCHLAGER, E. P. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. **J. Endod.**, Baltimore, v. 26, n. 2, p. 68-71, Feb. 2000.

DULTRA, F. **Relação entre o desvio e o desgaste dentinário promovido pelos instrumentos rotatórios de níquel-titânio em canais radiculares no comprimento de trabalho**. 104 p. Dissertação (Mestrado) em Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

DUMMER, P. M. H.; ALODEH, M. H. A.; AL-OMARI, M. A. O. A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 24, n. 2, p. 63-6, Mar. 1991.

ELDEEB, M. E.; BORAAS, J. C. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 18, n. 1, p. 1-7, Jan. 1985.

FOGARTY, T. J.; MONTGOMERY, S. Effect of preflaring on canal transportation. Evaluation of ultrasonic, sonic, and conventional techniques. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 72, n. 3, p. 345-50, Sep. 1991.

GUERISOLI, D. M. Z.; SOUSA-NETO, M. D.; PÉCORÁ, J. D. **Mecanismo de Ação dos Instrumentos Rotatórios em Níquel-Titânio**. Ribeirão Preto: Laboratório de Pesquisa em Endodontia, 1999. Disponível em <http://www.forp.usp.br/restauradora/rotatorios/rotary/introd.html>gasniti, acessado em 20/02/2007.

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

GOERING, A. C.; MICHELICH, R. J.; SCHULTZ, H. H. Instrumentation of roots canals in molar using step-down technique. **J. Endod.**, Baltimore, v. 8, n. 12, p. 550-4, Dec. 1982.

GU, Y. X.; ZHU, Y. Q.; DU, R. Effect of coronal preflaring on the instrumentation of curved premolar canals. **Shanghai Kou Qiang Yi Xue.**, Shanghai, v. 13, n. 5, p. 403-7, Oct. 2004.

HAGA, C. S. Microscopic measurements of root canal preparations following instrumentation. **J. Br. Endod. Soc.**, London, v. 2, n. 3, p. 41-6, Jul. 1968.

HARTMANN, M. S.; BARLETTA, F. B.; CAMARGO FONTANELLA, V. R.; VANNI, J. R. Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. **J. Endod.**, Baltimore, v. 33, n. 8, p. 962-5, Mar. 2007.

HATA, G.; UEMURA, M.; KATO, A. S. A comparison of shaping ability using ProFile, GT file and Flex-R endodontic instruments in simulated canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, n. 4, p. 316-21, Apr. 2002.

HEARD, F.; WALTON, R. E. Scanning electron microscope study comparing four root canal preparation techniques in small curved canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 30, n. 5, p. 323-31, Sep. 1997.

HEUER, M. A. The biomechanics of endodontic therapy. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 13, n. 2, p. 341-59, Oct. 1963.

HÜLSMANN, M.; RUMMELIN, C.; SCHÄFERS, F. Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: A comparative SEM investigation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 23, n. 5, p. 301-6, May 1997.

HÜLSMANN, M.; SCHÄDE, M.; SCHÄFERS, F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 34, n. 7, p. 538-46, Oct. 2001.

HÜLSMANN, M.; GRESSMANN, G.; SCHÄFERS, F. A. Comparative study of root canal preparation using Flex Master and Hero 642 rotary Ni-Ti instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, n. 5, p. 358-66, May 2003.

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

BELLI, G.; BARROSO, J. M.; CAPELLI, A.; SPANÓ, J. C. E.; PÉCOR, J. D. Influence of cervical preflaring on determination of apical file size in maxillary laterals incisors. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 18, n. 2, p. 102-106, Oct. 2007.

IQBAL, M. K.; FIRIC, S.; TULCAN, J.; KARABUCAK, B.; KIM, S. Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 37, n. 6, p. 359-64, Jun. 2004.

IQBAL, M. K.; BANFIELD, B.; LAVORINI, A.; BACHSTEIN, B. A comparison of LightSpeed LS1 and LightSpeed LSX NiTi rotary instruments in apical transportation and length control in simulated root canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 33, n. 3, p. 268-71, Mar. 2007.

JARDINE, S. J.; GULABIVALA, K. A. N. In vitro comparison of canal preparation using two automated rotary nickel-titanium instrumentation techniques. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 33, n. 4, p. 381-91, Jul. 2000.

JAVAHERI, H. H.; JAVAHERI, G. H. A comparison of three Ni-Ti rotary instruments in apical transportation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 33, n. 3, p. 284-6, Mar. 2007.

JODWAY, B.; HÜLSMANN, M. A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K3 rotary Ni-Ti instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 39, n. 1, p. 71-80, Jan. 2006.

KHAN, I. U.; SOBHI, M. B. Detecting the apical constriction in curved mandibular molar roots-preflared versus nonflared canals. **J. Ayub Med Coll Abbottabad**, Islamabad, v. 15, n. 3, p. 47-9, Jul. 2003.

KEREKES, K.; TRONSTAD, L. Morphologic observations on root canals of human molars. **J. Endod.**, Baltimore, v. 33, n. 3, p. 114-8, Mar. 1977.

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

KUHN, W. G.; CARNES, D. L. JR.; CLEMENT, D. J.; WALKER, A. W. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 23, n. 12, p. 735-8, Dec. 1997.

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

LEEB, J. Canal orifice enlargement as related to biomechanical preparation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 9, n. 11, p. 463-70, Nov. 1983.

LEVIN, J. A.; LIU, D. T.; JOU, Y. T. The accuracy of two clinical techniques to determine the size of the apical foramen. **J. Endod.**, Baltimore, v. 25, n. 4, p. 294, (abstract – OR 47), Apr. 1999.

LIM, K. C.; WEBBER, J. The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 18, n. 4, p. 233-9, Oct. 1985.

LINSUWANONT, P.; PARASHOS, P.; MESSER, H. H. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **Int. Endod. J.**, Oxford, n. 37, v. 1, p. 19-28, Jan. 2004.

LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; ESTRELA, C.; SIQUEIRA, J. F. JR.; FONTES, P. F. Influência de limas endodônticas de NITI e de aço inoxidável, manuais e acionadas a motor no deslocamento apical. **Rev. Bras. Odont.**, Rio de Janeiro, v. 54, n. 1, p. 67-70, Jan/ Feb. 1997.

LOPES, H. P.; SIQUEIRA, J. F. JR. **Endodontia: Biologia e Técnica**. 2ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

LUITEN, D. J.; MORGAN, L. A.; BAUGARTNER, J. C.; MARSHALL, J. G. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 21, n. 1, p. 26-32, Jan. 1995.

MARSHALL, F. J.; PAPPIN, J. A. **Crown-down pressureless preparation root canal enlargement technique. Technique Manual**. Oregon Health Sciences University. Oregon: Portland., 1980.

MERRETT, S. J.; BRYANT, S. T.; DUMMER, P. M. Comparison of the shaping ability of RaCe and FlexMaster rotary nickel-titanium systems in simulated canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 32, n. 10, p. 960-2, Oct. 2006.

MICKEL, A.; CHOGLE, S.; HUFFAKER, J. L. The role of apical size determination and enlargement in the reduction of intracanal bacteria. **Basic Research- Technology**, Cleveland, v. 1, n. 10, p. 1-3, Ago. 2006.

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

MULLANEY, T. P. Instrumentation of finely curved canals. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 23, n. 4, p. 575-92, Oct. 1979.

NAIR, P. N.; SJOGREN, U.; KREY, G.; KRAHNBERG, K. E.; SUNDQVIST, E. Intraradicular bacteria and fungi in root- filled, asymptomatic human teeth with therapy low up study. **J. Endod.**, Baltimore, v.16, n. 12, p. 580-8, Dec. 1990.

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

PÉCORA, J. D.; CAPELLI, A.; SEIXAS, F. H.; MARCHESAN, M. A.; GUERISOLI, D. M. Z. Biomecânica Rotatória: Realidade ou Futuro? **Rev. Ass. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 56, n. 3, p. 4-6, Jun. 2002.

PÉCORA, J. D.; ESTRELA, C.; SPANÓ, J. C. E.; GUERISOLI, D. M. Z.; CAPELLI, A. Influence of cervical preflaring on apical file determination. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 7, n. 38, p. 430-5, Jul. 2005.

PÉCORA, J. D.; CAPELLI, A. Shock of paradigms on the instrumentation of curved root canals. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 17, n. 1, p. 3-5, May 2006.

PEREIRA, A. J. A. **Transporte apical decorrente da instrumentação de canais com limas manuais de níquel-titânio da série 29- Estudo in vitro.** 140 p. Dissertação (Mestrado) em Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2000.

PHILIPPAS, G. G. Influence of occlusal wear and age on formation of dentin and size of pulp chamber. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 40, n. 6, p. 1186-98, Nov/Dec. 1961.

PONTI, T. M.; MCDONALD, N. J.; KUTTLER, S.; STRASSLER, H. E.; DUMSHA, T. C. Canal-centering ability of two rotary file systems. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, n. 4, p. 283-6, Apr. 2002.

REIS, W. P.; ELIAS, C. N. Ligas de NiTi com superelasticidade e memória de forma. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 8, n. 5, p. 300-4, Set./Out. 2001.

ROWAN, M. B.; NICHOLLS, J. I.; STEINER, J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. **J. Endod.**, Baltimore, v. 22, n. 7, p. 341-5, Jul. 1996.

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

SCHÄFER, E.; LOHMANN, D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 35, n. 6, p. 514-521, Jun. 2002b.

SCHÄFER, E.; DZEPINA, A.; DANESH, G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 96, n. 6, p. 757-763, Dec. 2003.

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

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

SCHÄFER, E.; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: *ProTaper* versus *RaCe*. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 37, n. 4, p. 239-248, Apr. 2004b.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 18, n. 2, p. 268-96, Apr. 1974.

SCHNEIDER, S. W. A Comparison of canal preparation in straight and curved root canals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 32, n. 2, p. 271-5. Ago. 1971.

SIQUEIRA, J. F. JR.; ARAUJO, M. C.; GARCIA, P. F.; FRAGA, R. C.; DANTAS, C. J. Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. **J. Endod.**, Baltimore, v. 23, n. 8, p. 499-502, Ago. 1997.

SIQUEIRA, J. F. JR.; LIMA, K. C.; MAGALHÃES, F. A. C.; LOPES, H. P.; DE UZEDA, M. Mechanical reduction of the bacterial population in the root canal by three instrumentation techniques. **J. Endod.**, Baltimore, v. 25, n. 5, p. 332-5, May 1999.

SONNTAG, D.; GUNTERMANN, A.; KIM, S. K.; STACHNISS, V. Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 36, n. 4, p. 246-55, Apr. 2003.

SONNTAG, D.; OTT, M.; KOOK, K.; STACHNISS, V. Root canal preparation with the NiTi systems K3, Mtwo and ProTaper. **Aust. Endod. J.**, Nedlands, v. 33, n. 2, p.73-81, Ago. 2007.

SOUZA, R. A.; RIBEIRO, F. C. Influência do preparo cervical na ampliação do canal. **Rev. ABO Nac.**, São Paulo, v. 9, n. 6, p. 352-5, Dez/Jan. 2002.

STABHOLTZ, A.; ROTSTEIN, I.; TORABINEJAD, M. Effect of preflaring on tactile sense detection of the apical constriction. **J. Endod.**, Baltimore, v. 21, n. 2, p. 92-4, Feb. 1995.

TASDEMIR, T.; AYDEMIR, H.; INAN, U.; UNAL, O. Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 38, n. 6, p. 402-8, Jun. 2005.

TAN, B. T.; MESSER, H. H. The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, n. 9, p. 658-64, Sep. 2002a.

TAN, B. T.; MESSER, H. H. The effect of instrument type and preflaring on apical file size determination. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 35, n. 9, p. 752-8, Sep. 2002b.

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

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

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

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

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 31, n. 4, p. 259-267, Jul. 1998a.

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 31, n. 4, p. 268-274, Jul. 1998b.

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

VALENTE, A. C. O. **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.** 103p. Dissertação (Mestrado) em Faculdade de Odontologia da Universidade Estácio de Sá, Rio de Janeiro, 2006.

VANSAN, L. P. **Efeito de várias soluções irrigantes na limpeza do canal radicular, com auxílio da instrumentação ultra-sônica: análise histológica.** 82 p. Dissertação (Mestrado) em Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1988.

VANNI, J. R.; SANTOS, R.; LIMONGI, O.; GUERISOLI, D. M. Z.; CAPELLI, A.; PECORA, J. D. Influence of cervical preflaring on determination of apical file size in maxillary molars: *SEM* analysis. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 16, n. 3, p. 181-6, Jan. 2006.

VIER, F. V.; TOCHETTO, F. F.; ORLANDIN, L. I.; XAVIER, L. L.; MICHELON, S.; BARLETTA, F. B. Avaliação *in vitro* do diâmetro anatômico de canais radiculares de molares humanos, segundo a influência da idade. **JBE**, Paraná, v. 5, n. 16, p. 52-60, Ago. 2004

WALIA, H. M.; BRANTLEY, W. A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. **J. Endod.**, Baltimore, v. 14, n. 7, p. 346-51, Jul. 1988.

WEIGER, R.; BARTHA, T.; KALWITZKI, M.; LOST, C. A clinical method o determine the optimal apical preparation size. Part I. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 102, n. 5, p. 686-91, Nov. 2006.

WEINE, F. S.; KELLY, R. F.; LIO, P. J. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. **J. Endod.**, Baltimore, v. 1, n. 8, p. 255-63. Ago. 1975.

WU, M. K.; WESSELINK, P. R. Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 79, n. 4, p. 492-6, Apr. 1995.

WU, M. K.; RORIS, A.; BARKIS, D.; WESSELINK, P. R. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 89, n. 6, p. 739-43, Jun. 2000.

WU, M. K.; BARKIS, D.; RORIS, A.; WESSELINK, P. R. Does the first file to bind correspond to the diameter of the canal in the apical region? **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 35, n. 3, p. 264-7, Mar. 2002.

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

ZUOLO, M. L.; WALTON, R. E. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 28, n. 6, p. 397-402, Jun. 1997.

Apêndice

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo I – Sem alargamento cervical

Instrumento utilizado: 20.02

Bloco	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,03	0,14	0,01	0,04
2	0,01	0,13	0,02	0,03
3	0,02	0,14	0,01	0,05
4	0,02	0,13	0,01	0,05
5	0,03	0,15	0	0,05
6	0,02	0,14	0,01	0,04
7	0,03	0,15	0,02	0,04
8	0,03	0,16	0,01	0,04
9	0,02	0,15	0,02	0,03
10	0,01	0,15	0,01	0,05
Média	0,022	0,144	0,012	0,042
Desvio Padrão	0,007888	0,009661	0,006325	0,007888

Instrumento utilizado: 25.02

Bloco	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,1	0,1	0,05	0,05
2	0,11	0,11	0,05	0,06
3	0,07	0,08	0,05	0,04
4	0,09	0,1	0,06	0,06
5	0,13	0,13	0,04	0,05
6	0,13	0,14	0,06	0,06
7	0,11	0,11	0,07	0,07
8	0,1	0,1	0,05	0,05
9	0,07	0,08	0,06	0,06
10	0,1	0,1	0,07	0,07
Média	0,101	0,105	0,056	0,057
Desvio Padrão	0,02079	0,019003	0,009661	0,009487

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo I – Sem alargamento cervical

Instrumento utilizado: 30. 02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,05	0,24	0,03	0,13
2	0,03	0,19	0,04	0,15
3	0,04	0,22	0,04	0,14
4	0,03	0,23	0,02	0,13
5	0,04	0,25	0,03	0,15
6	0,05	0,23	0,03	0,12
7	0,04	0,24	0,03	0,15
8	0,05	0,26	0,05	0,13
9	0,03	0,22	0,05	0,14
10	0,03	0,23	0,02	0,13
Média	0,039	0,231	0,034	0,137
Desvio Padrão	0,008756	0,01912	0,01075	0,010593

Instrumento utilizado: 35. 02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,05	0,28	0,04	0,17
2	0,03	0,25	0,06	0,18
3	0,05	0,27	0,05	0,19
4	0,04	0,28	0,03	0,18
5	0,05	0,29	0,03	0,21
6	0,05	0,27	0,03	0,19
7	0,04	0,3	0,05	0,18
8	0,05	0,31	0,05	0,17
9	0,04	0,28	0,06	0,2
10	0,04	0,3	0,03	0,2
Média	0,044	0,283	0,043	0,187
Desvio Padrão	0,006633	0,01767	0,012517	0,013375

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo I – Sem alargamento cervical

Instrumento utilizado: 40. 02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,05	0,33	0,05	0,25
2	0,03	0,29	0,06	0,23
3	0,05	0,32	0,05	0,25
4	0,04	0,33	0,04	0,22
5	0,06	0,34	0,04	0,27
6	0,06	0,34	0,04	0,23
7	0,05	0,34	0,06	0,22
8	0,06	0,35	0,05	0,23
9	0,05	0,33	0,07	0,26
10	0,04	0,35	0,03	0,24
Média	0,049	0,332	0,049	0,24
Desvio Padrão	0,009944	0,017512	0,011972	0,016997

Instrumento utilizado: 45. 02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,06	0,41	0,06	0,32
2	0,04	0,38	0,06	0,28
3	0,05	0,4	0,05	0,3
4	0,05	0,38	0,05	0,29
5	0,06	0,39	0,05	0,32
6	0,06	0,4	0,04	0,28
7	0,05	0,39	0,06	0,27
8	0,07	0,4	0,05	0,29
9	0,06	0,37	0,07	0,3
10	0,04	0,42	0,04	0,31
Média	0,054	0,394	0,053	0,296
Desvio Padrão	0,009661	0,015055	0,009487	0,017127

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo II – Alargamento Cervical com CP Drill

Instrumento utilizado: 20.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,07	0,07	0,02	0,03
2	0,08	0,08	0,02	0,04
3	0,04	0,05	0,02	0,02
4	0,06	0,07	0,03	0,03
5	0,1	0,1	0,02	0,02
6	0,09	0,09	0,03	0,03
7	0,07	0,08	0,03	0,03
8	0,07	0,07	0,02	0,02
9	0,04	0,05	0,03	0,03
10	0,08	0,08	0,04	0,04
Média	0,07	0,074	0,026	0,029
Desvio Padrão	0,019437	0,015776	0,006992	0,007379

Instrumento utilizado: 25.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,1	0,1	0,05	0,05
2	0,11	0,11	0,05	0,06
3	0,07	0,08	0,05	0,04
4	0,09	0,1	0,06	0,06
5	0,13	0,13	0,04	0,05
6	0,13	0,14	0,06	0,06
7	0,11	0,11	0,07	0,07
8	0,1	0,1	0,05	0,05
9	0,07	0,08	0,06	0,06
10	0,1	0,1	0,07	0,07
Média	0,101	0,105	0,056	0,057
Desvio Padrão	0,02079	0,019003	0,009661	0,009487

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo II – Alargamento Cervical com CP Drill

Instrumento utilizado: 30.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,13	0,14	0,08	0,09
2	0,13	0,15	0,09	0,09
3	0,11	0,11	0,08	0,08
4	0,13	0,13	0,09	0,1
5	0,16	0,16	0,07	0,08
6	0,17	0,18	0,09	0,09
7	0,13	0,13	0,11	0,11
8	0,12	0,12	0,08	0,08
9	0,1	0,11	0,08	0,09
10	0,13	0,13	0,1	0,1
Média	0,131	0,136	0,087	0,091
Desvio Padrão	0,02079	0,022211	0,011595	0,009944

Instrumento utilizado: 35.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I1	E1
1	0,16	0,16	0,11	0,12
2	0,15	0,17	0,11	0,11
3	0,13	0,14	0,12	0,13
4	0,16	0,16	0,11	0,13
5	0,19	0,19	0,11	0,11
6	0,19	0,21	0,13	0,13
7	0,15	0,15	0,13	0,14
8	0,15	0,15	0,11	0,11
9	0,13	0,14	0,12	0,13
10	0,16	0,16	0,14	0,14
Média	0,157	0,163	0,119	0,125
Desvio Padrão	0,020575	0,022136	0,011005	0,011785

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo II – Alargamento Cervical com CP Drill

Instrumento utilizado: 40.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,19	0,2	0,15	0,16
2	0,17	0,2	0,12	0,13
3	0,16	0,17	0,14	0,16
4	0,19	0,19	0,15	0,15
5	0,22	0,22	0,14	0,14
6	0,22	0,23	0,16	0,17
7	0,18	0,18	0,17	0,17
8	0,18	0,2	0,14	0,14
9	0,16	0,17	0,15	0,15
10	0,19	0,19	0,16	0,18
Média	0,186	0,195	0,148	0,155
Desvio Padrão	0,021187	0,019579	0,013984	0,015811

Instrumento utilizado: 45.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,22	0,23	0,18	0,19
2	0,2	0,23	0,15	0,17
3	0,2	0,2	0,19	0,2
4	0,23	0,24	0,19	0,19
5	0,25	0,25	0,18	0,18
6	0,24	0,26	0,2	0,21
7	0,21	0,21	0,19	0,21
8	0,21	0,23	0,17	0,17
9	0,2	0,21	0,19	0,19
10	0,23	0,23	0,2	0,21
Média	0,219	0,229	0,184	0,192
Desvio Padrão	0,01792	0,018529	0,015055	0,015492

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo III – Alargamento Cervical com LA Axxess

Instrumento utilizado: 20.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,05	0,06	0,03	0,03
2	0,04	0,04	0,02	0,03
3	0,08	0,08	0,02	0,02
4	0,05	0,05	0,03	0,03
5	0,09	0,1	0,03	0,02
6	0,09	0,09	0,04	0,04
7	0,07	0,07	0,03	0,03
8	0,05	0,05	0,04	0,04
9	0,07	0,08	0,02	0,02
10	0,1	0,1	0,03	0,04
Média	0,069	0,072	0,029	0,03
Desvio Padrão	0,02079	0,021499	0,029	0,008165

Instrumento utilizado: 25.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,08	0,09	0,05	0,06
2	0,07	0,07	0,05	0,05
3	0,11	0,11	0,05	0,05
4	0,08	0,08	0,05	0,07
5	0,12	0,13	0,06	0,06
6	0,12	0,12	0,07	0,07
7	0,09	0,1	0,05	0,05
8	0,07	0,07	0,07	0,07
9	0,1	0,11	0,04	0,04
10	0,13	0,13	0,06	0,06
Média	0,097	0,101	0,055	0,058
Desvio Padrão	0,097	0,021656	0,00922	0,010328

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo III – Alargamento Cervical com LA Axxess

Instrumento utilizado: 30.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,11	0,11	0,08	0,09
2	0,1	0,1	0,08	0,08
3	0,11	0,12	0,07	0,07
4	0,1	0,1	0,08	0,09
5	0,15	0,16	0,07	0,08
6	0,15	0,15	0,1	0,1
7	0,13	0,14	0,08	0,08
8	0,1	0,1	0,1	0,1
9	0,13	0,14	0,07	0,07
10	0,16	0,16	0,09	0,09
Média	0,124	0,128	0,082	0,085
Desvio Padrão	0,02319	0,024855	0,011353	0,010801

Instrumento utilizado: 35.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,13	0,14	0,12	0,13
2	0,14	0,14	0,1	0,11
3	0,14	0,15	0,1	0,1
4	0,13	0,13	0,12	0,13
5	0,18	0,19	0,11	0,12
6	0,18	0,18	0,13	0,13
7	0,17	0,18	0,1	0,1
8	0,14	0,14	0,13	0,13
9	0,16	0,17	0,1	0,1
10	0,19	0,19	0,11	0,11
Média	0,156	0,161	0,112	0,116
Desvio Padrão	0,022706	0,02331	0,012293	0,012806

Medidas completas em milímetros da parede interna e externa (I1, E1) do ápice da curva e da parede interna e externa (I2, E2) do ápice do canal simulado instrumentado com lima k³ Endo.

Grupo III – Alargamento Cervical com LA Axxess

Instrumento utilizado: 40.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,15	0,17	0,14	0,16
2	0,16	0,16	0,13	0,14
3	0,17	0,18	0,13	0,13
4	0,16	0,16	0,15	0,16
5	0,21	0,22	0,15	0,15
6	0,2	0,2	0,15	0,16
7	0,2	0,21	0,13	0,13
8	0,17	0,17	0,16	0,16
9	0,21	0,23	0,12	0,12
10	0,22	0,22	0,14	0,14
Média	0,185	0,192	0,14	0,145
DP	0,025495	0,026998	0,012472	0,015092

Instrumento utilizado: 45.02

Canal Simulado	Região Analisada			
	I1	E1	I2	E2
1	0,18	0,2	0,17	0,19
2	0,19	0,18	0,16	0,17
3	0,2	0,21	0,15	0,15
4	0,19	0,19	0,18	0,19
5	0,24	0,25	0,18	0,18
6	0,22	0,24	0,18	0,2
7	0,23	0,23	0,16	0,16
8	0,2	0,2	0,18	0,18
9	0,24	0,26	0,15	0,15
10	0,24	0,24	0,16	0,17
média	0,213	0,22	0,167	0,174
DP	0,023594	0,027487	0,012517	0,017127