

AVALIAÇÃO DA FORMA FINAL DO BATENTE APICAL APÓS A INSTRUMENTAÇÃO DO CANAL RADICULAR COM LIMAS DE NÍQUEL-TITÂNIO NA TÉCNICA ROTATÓRIA.

DANIELA NAVARRO RIBEIRO TEIXEIRA¹, JOÃO CARLOS GABRIELLI BIFFI², ANALICE GIOVANI PEREIRA³

Resumo: Um tratamento endodôntico adequado requer uma instrumentação na qual se mantenha o máximo possível a anatomia interna original dos canais radiculares. Este trabalho visa avaliar a deformação do batente apical em função dos vetores de força sofridos pelas limas ProTaper rotatórias, devido à anatomia interna dos canais. Serão usados 20 incisivos centrais inferiores, com radiografia pré e pós-instrumentação, análise da variação do ângulo de distorção das limas no sentido vestibulo-lingual (frontal) e méso-distal (lateral) em cada uma delas com auxílio do programa ImageTool, e fotografia final do batente apical já preenchido com guta-percha, para visualização da deformação final. A análise dos resultados proporcionará um conhecimento maior sobre a técnica e seus benefícios para o cirurgião-dentista.

Palavras-chave: anatomia, instrumentação rotatória, batente apical

Abstract: An adequate endodontic treatment requires controlled instrumentation able to maintain as much as possible the original internal root canals anatomy. This study aims to evaluate the apical stop deformation resulted from the force vectors action on ProTaper rotary files, originated from root canals internal anatomy. Pre and post-instrumentation radiographic images from 20 mandibular incisors will be taken in order to assess files flexion angles variation in bucco-lingual (front) and mesiodistal (lateral) images by using Image Tool software. Final images from the roots apical stop already filled will be used to assess apical stop deformation. Data obtained from results analysis will provide a greater understanding of the technique and its benefits to the dentist in clinical practice.

Key-words: anatomy, rotary instrumentation, apical stop

¹Graduanda da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Bolsista do Programa de Iniciação Científica; dnrteixeira@gmail.com;

²Professor Doutor da Área de Endodontia da Faculdade de Odontologia e Orientador do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia; Uberlândia-MG; jcgiffi@ufu.br;

³Doutoranda do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia; analicegpereira@hotmail.com.

INTRODUÇÃO

O objetivo da instrumentação do canal radicular é remover o conteúdo contaminado deste, principalmente os microorganismos, preservando o máximo possível sua anatomia original. A manutenção da anatomia do canal na região do terço apical após o preparo mecânico, ainda parece ser a etapa mais difícil do tratamento endodôntico (Schilder, 1974). Embora várias técnicas tenham sido desenvolvidas para minimizar os erros derivados da instrumentação dos canais radiculares (Clem, 1969; Roane, 1985), ainda há dificuldades no preparo de canais curvos e achatados, pois a sua anatomia interna é complexa e representa um fator de risco (Peters, 2004).

Quando o instrumento é introduzido no canal radicular e percorre uma curvatura, automaticamente ele sofre a ação de uma força exercida em sentido contrário, que o leva a tocar com maior intensidade a parede do canal localizada na porção externa da curvatura. Isso resulta no transporte do canal, que é a remoção excessiva de dentina, durante a instrumentação, em uma única parede do canal radicular, ao contrário da situação ideal, que é a ação da lima em todas as paredes, a partir do longo eixo principal do canal (Hartmann et al. 2007).

Considerando apenas uma curvatura, seria possível neutralizar, ainda que parcialmente, a ação desse vetor de força, por meio do pré-curvamento da lima. Entretanto, os canais geralmente apresentam curvaturas em dois ou mais sentidos ao longo de seu trajeto e é praticamente impossível adaptar o instrumento em mais de uma direção (Peters, 2004).

A deformação pode contribuir para a permanência de microorganismos no canal, comprometer a integridade do canal e reduzir sua resistência à fratura, o que pode afetar negativamente o tratamento (Schafer et al, 2009). A introdução das limas de níquel-titânio, com baixo módulo de elasticidade e maior flexibilidade que as de aço inoxidável, permitiu um preparo mais seguro e fácil em canais com características mais complexas (Walia et al, 1988), e, segundo alguns autores, as técnicas rotatórias melhoraram significativamente nos últimos anos e foram cometidos menos erros iatrogênicos mesmo em canais mais curvos (Glosson et al 1995; Schirmermeister et al, 2006).

Vários estudos mostram que para se obter uma desinfecção adequada do canal radicular durante a instrumentação, é necessário que o terço apical tenha seu diâmetro aumentado (Wu et al, 2002; Marroquín et al, 2004; Vanni et al, 2005; Michel et al, 2007). Entretanto, alcançar um equilíbrio entre a preservação da anatomia original do canal e uma boa desinfecção apical é ainda um desafio na endodontia, especialmente em dentes com canais curvos. Algumas técnicas de instrumentação vêm tentando superar dificuldades comuns como curvatura dos canais (Schirrmesteir et al, 2006; Hartmann et al, 2007), presença de deltas apicais, assim como potenciais acidentes como zips apicais e deformação apical do canal (Di Fiori et al, 2006; Rodig et al, 2007).

A maioria das técnicas de instrumentação tem como objetivo o estabelecimento do batente apical, local onde se adaptará o cone principal de guta percha. A progressão das limas determinará a standardização do batente apical. Nesse contexto, o uso das limas de níquel-titânio vem sendo cada vez mais consolidado. Esses instrumentos apresentam uma boa flexibilidade e excelente capacidade de corte, além de manter com mais frequência que os instrumentos de aço inoxidável uma posição central no canal principal, reduzindo a possibilidade de deformação apical (Hartmann et al, 2007; Di Fiori et al, 2006).

Outro fato a considerar é que o formato do canal radicular na região do terço apical, após a instrumentação, deveria manter-se circular, pois na medida em que se aproxima da região apical, os canais tendem a apresentar secção transversal circular (Wu et al. 2000). Além disso, a forma da secção transversal de todas as limas utilizadas para instrumentação endodôntica também é circular. Entretanto, ao observar o formato final do batente apical preparado tanto por limas de aço inoxidável quanto de níquel-titânio, observam-se secções transversais elípticas (Kuhn et al. 1997; Carvalho et al. 2006; Yigit Ozer, Diyarbakir e Turkey 2011; Vaudt et al. 2009).

Dentro da técnica rotatória, o sistema de limas ProTaper (Dentispaly Maillefer Ballaigues, Switzerland) é bastante usado na prática clínica, e propõe o uso de calibres maiores na instrumentação do canal radicular. Instrumentações bem centralizadas no terço apical podem ser obtidas através desse sistema (Bergmans et al, 2001). Entretanto, alguns autores têm reportado dificuldades associadas ao uso desses instrumentos de maior calibre, especialmente no terço apical (Mickel et al, 2007; Khademi et al, 2006), pela dificuldade de obtenção de um diâmetro maior para todas as paredes do canal

concomitante à preservação da anatomia interna original do canal, com o objetivo de evitar a deformação apical (López et al, 2008; Unal et al, 2009).

A liga de níquel-titânio contém propriedades superelásticas, o que proporciona ao instrumento energia necessária para permitir a transformação de uma fase cristalina para uma fase mais elástica, o que faz com que ele siga a anatomia do canal (Kuhn et al, 2002). Apesar das variações anatômicas, a forma final do canal depois de ser instrumentado com limas NiTi é previsível na maioria das vezes (Peters, 2004), pois os instrumentos rotatórios têm a característica de poder cortar dentina mais efetivamente e também reduzir as cargas de torção (Ruddle, 2001). Entretanto, um corte mais agressivo pode produzir um transporte mais acentuado do canal.

É largamente aceito que os instrumentos rotatórios de níquel-titânio revolucionaram as técnicas endodônticas, dando forma consistente aos canais, menor possibilidade de detritos remanescentes e uma instrumentação mais rápida (Kosa et al, 1999). Esse sistema é bastante utilizado, mas alguns alunos de graduação ainda tem receio de sua velocidade de rotação e seus efeitos durante o procedimento endodôntico (Bjorndal et al, 2005). Os instrumentos rotatórios ProTaper possuem as seguintes características de design: pontas cônicas múltiplas e progressivas, secção transversal triangular e convexa com arestas de corte bem afiadas, um ângulo helicoidal variável e pontas não-cortantes. A lima S1 deve ser usada no terço coronal do canal e a lima S2 nos terços médio e apical. As limas finais (F1, F2 E F3) aumentam progressivamente sua forma no terço médio e preparam o terço apical do canal (Bergmans et al, 2001).

Baseado nos dados acima, este trabalho visa avaliar a deformação do batente apical em função dos vetores de força sofridos pelas limas do sistema ProTaper rotatório, devido às características anatômicas dos canais radiculares responsáveis pela geração de ângulos de flexão tanto no sentido vestibulo-lingual (frontal) quanto mesio-distal (lateral).

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados na presente pesquisa vinte dentes incisivos inferiores humanos, extraídos por motivo de doença periodontal e doados para a pesquisa, mediante assinatura de termo de consentimento livre e esclarecido, e com autorização

do Comitê de Ética da UFU por meio do parecer 333/11 referente ao protocolo CEP/UFU 067/11.

Crêterios de Inclusão e Exclusão das amostras

Foram excluídos os dentes que apresentavam dois canais radiculares, tratamento endodôntico, pino intrarradicular, fratura ou cárie com grande destrui o coronária.

Preparo dos dentes

Os dentes foram limpos com lâmina de bisturi n 15 e armazenados em soro fisiológico até que fossem instrumentados.

Em todos os dentes foi realizada abertura coronária com brocas esféricas diamantadas n  1016 e 3083 KG Sorensen e EndoZ (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) em alta rota o e irriga o constante.

Padroniza o radiográfica

Para cada dente foram confeccionadas duas matrizes de silicone, uma contendo o dente na posi o frontal, com a face vestibular voltada para cima e outra na posi o lateral, com a face vestibular apontada para direita e lingual para esquerda, de modo que os dentes pudessem ser inseridos e removidos de suas respectivas matrizes para serem radiografados sempre na mesma posi o (Fig. 1 A 1).

As matrizes de silicone foram fixadas a um dispositivo composto por um cano TIGRE 60 NBR 5648 de 8 cm de comprimento e 60 mm de diâmetro acoplado por meio de cola a base de cianoacrilato a um posicionador radiográfico para dentes anteriores da marca Prisma (Fig. 1 B 3 e 4 respectivamente). Dessa forma foi padronizada a distância dos dentes ao cone radiográfico e a posi o dos dentes nas radiografias pr  e p s-instrumenta o.

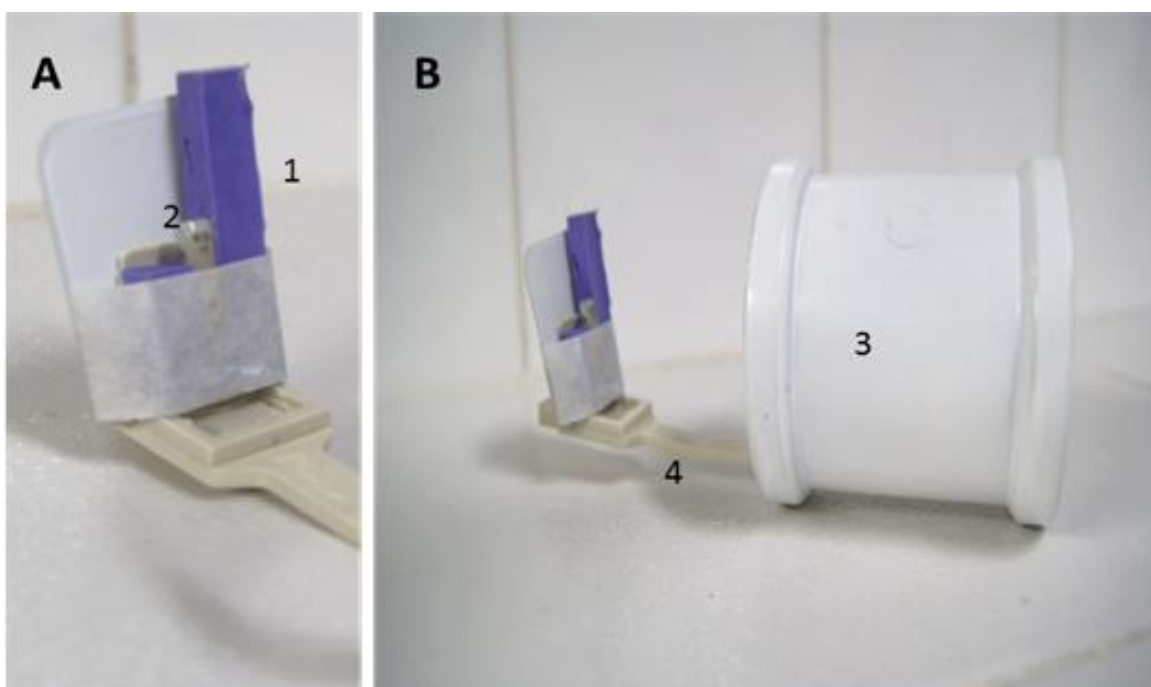


Figura 1. Dispositivo para padronização das radiografias. 1: Material de moldagem para fixação do dente; 2: Dente adaptado na moldagem; 3: Tubo de PVC; 4: Posicionador de radiografia acoplado ao tubo de PVC

O comprimento de odontometria foi determinado a partir da visualização da lima no forame apical, com auxílio de uma lupa Olympus SZ40, e a partir dessa medida, recuo de 1mm.

Radiografias pré-operatórias

Antes da instrumentação os dentes foram radiografados com uma lima tipo K nº 15 no comprimento real de trabalho (CRT) inseridos nas duas matrizes e estas afixadas ao dispositivo radiográfico, obtendo assim duas radiografias, uma frontal (Fig. 2 A) e outra lateral (Fig. 2 B) de cada amostra.

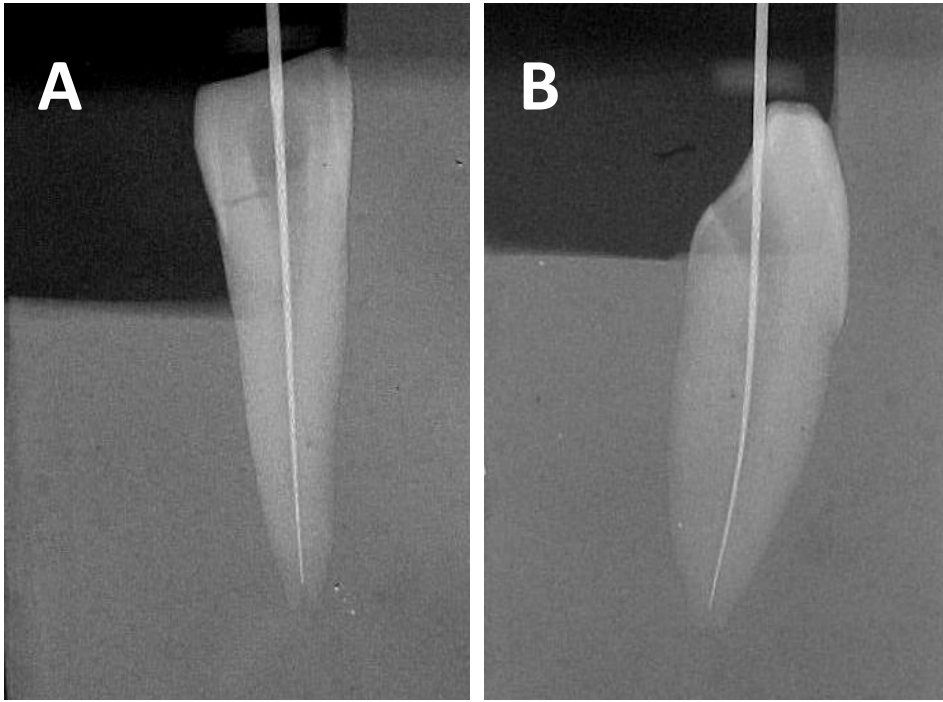


Figura 2. A: Radiografia inicial (antes da instrumentação) vista frontal; B: Radiografia inicial (antes da instrumentação) vista lateral;

Instrumentação

Os dentes foram instrumentados com limas de níquel-titânio ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) de acordo com as instruções do fabricante até o instrumento F4. Para simular uma situação clínica no que se refere à posição do dente em relação ao operador, os dentes foram inseridos em um manequim da marca Monodont na posição do dente 31. Os dentes foram instrumentados utilizando-se o motor X-Smart com velocidade de 300 rotações por minuto, torque de 1,6 N/cm e contra-ângulo com redução 1:16. As limas S1, SX e S2 foram utilizadas para o preparo do terço cervical e médio e de F1 até F4 ao longo de todo CRT (Fig. 3). A irrigação durante a instrumentação foi realizada com hipoclorito de sódio a 1% com volume de 1ml a cada troca de limas. Os dentes foram instrumentados pelo mesmo operador e então radiografados novamente nos dois sentidos, frontal e lateral, com a mesma lima tipo K nº 15 no CRT.

As radiografias foram digitalizadas e trabalhadas no softwear ImageTool 3.00 (University Texas Health Science Center in San Antonio). Foi traçada uma reta seguindo o longo eixo da lima inserida no canal considerando sua trajetória sem a

interferência da curvatura e outra reta partindo do ponto onde a primeira deixa de acompanhar a direção assumida pela lima até sua posição final no batente apical. O ângulo formado entre estas duas retas é o ângulo de flexão da lima (figura 3). Desta maneira os ângulos formados pela flexão das limas, nos sentidos frontal e lateral, foram medidos antes e após a instrumentação dos dentes.

Após as radiografias, foi selecionado o cone de guta-percha número 40 que se adaptasse ao terço apical, de modo a oferecer resistência a remoção. Foi realizado um desgaste na porção apical da raiz utilizando-se lixa d'água Norton AGUA T 223 ADVANCE, até que a ponta do cone de guta percha fosse completamente visualizada. Foi realizada uma nova fotografia do ápice radicular com o auxílio de uma lupa na qual se identificou a deformação do canal radicular no batente apical.

A área do batente apical composta pelas áreas do cone de guta-percha e da deformação foi quantificada também por meio do programa Image Tool. A área do cone foi delimitada e medida no programa de computador assim como a área da deformação (porção do batente apical não ocupado pelo cone principal de guta percha). Dessa maneira foram obtidas as porcentagens de deformação em relação à área total do batente apical para cada amostra.

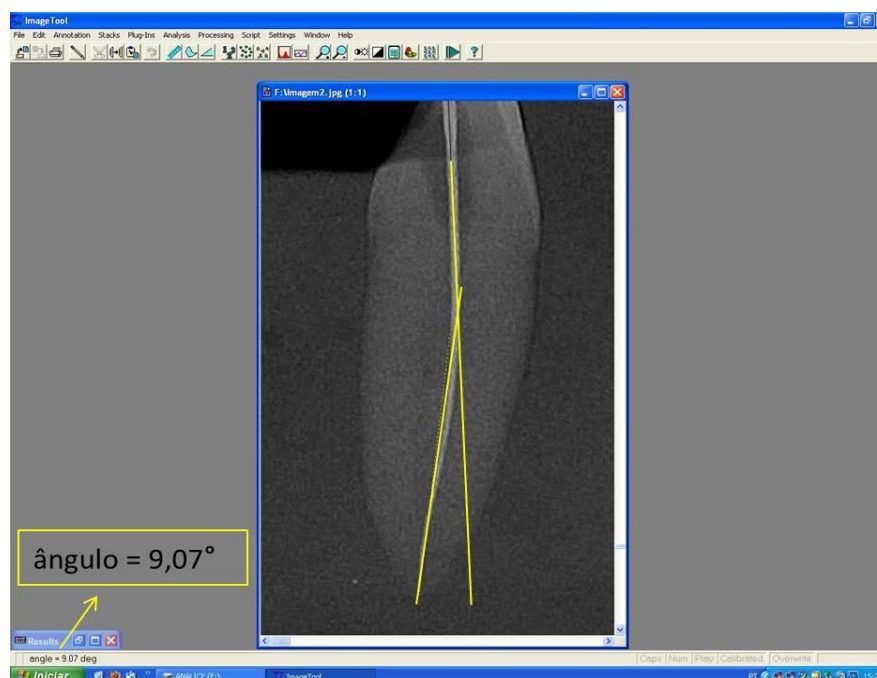


Figura 3: Obtenção do ângulo de curvatura da lima no sentido lateral do dente, utilizando o programa Image Tool.

RESULTADOS

Após a instrumentação de todos os dentes, obtenção das medidas dos ângulos de desvio das limas e medidas das áreas de deformação do batente apical, foram encontrados os seguintes resultados:

Tabela 1 – Variação do ângulo de distorção das limas no sentido V-L (frontal) e M-D (lateral) antes e após a instrumentação do canal radicular. 20 dentes instrumentados com limas de níquel-titânio ProTaper para instrumentação rotatória.

Caso	Rx Frontal			Rx Lateral		
	Antes Instrumentação	Após Instrumentação	Variação Frontal(°)	Antes Instrumentação	Após Instrumentação	Variação Lateral(°)
01	0	0	0	1,67	0	1,67
02	0,61	0	0,61	3,15	0	3,15
03	0	0	0	1,01	0	1,01
04	0,48	0	0,48	3,62	0	3,62
05	1,65	0,74	0,91	0,68	0	0,68
06	0,73	0	0,73	1,87	0	1,87
07	1,56	0	1,56	0,72	0	0,72
08	0,73	0	0,73	1,73	0	1,73
09	1,12	0	1,12	1,57	0	1,57
10	0	0	0	5,08	2,36	2,72
11	1,02	0	1,02	3,94	2,05	1,89
12	0,72	0	0,72	6,88	3,6	3,28
13	0,76	0	0,76	3,5	0	3,5
14	0,81	0	0,81	2,6	0	2,6
15	1,36	0	1,36	1,01	0	1,01
16	1,49	0	1,49	0	0	0
17	0	0	0	4,43	1,24	3,19
18	1,13	0	1,13	2,05	0,87	1,18
19	0	0	0	1,11	0	1,11
20	0	0	0	1,57	0	1,57

Tabela 2 - Análise da morfologia do batente apical levando-se em consideração a área da deformação do batente apical em função da área preenchida pela guta-percha.

Caso	Área total do canal (mm ²)	Área da Guta Percha (mm ²)	Área da deformação (mm ²)	Porcentagem de deformação no batente apical	Medida de referência mm
01	0,09	0,07	0,02	22%	1,61
02	0,17	0,16	0,01	5%	1,15
03	0,05	0,05	0	0%	1,52
04	0,13	0,09	0,04	30%	1,44
05	0,08	0,05	0,03	37%	1,70
06	0,05	0,04	0,01	20%	1,94
07	0,12	0,10	0,02	16%	1,39
08	0,12	0,12	0	0%	1,26
09	0,12	0,08	0,04	33%	1,45
10	0,05	0,04	0,01	20%	1,90
11	0,07	0,07	0	0%	1,50
12	0,05	0,04	0,01	20%	1,87
13	0,23	0,21	0,02	8%	1,41
14	0,07	0,06	0,01	14%	1,72
15	0,11	0,10	0,01	9%	2,12
16	0,19	0,19	0	0%	2,00
17	0,08	0,07	0,01	7%	1,61
18	0,13	0,13	0	0%	2,24
19	0,05	0,05	0	0%	1,63
20	0,07	0,07	0	0%	1,55

Análise Estatística dos Resultados

Com o objetivo de verificar a existência ou não de correlações, estatisticamente significantes, entre as medidas de variação do ângulo e as porcentagens de deformação,

obtidas com 20 corpos de prova, tratados com lima de níquel-titânio rotatório, considerando-se as imagens frontal e lateral, foi aplicado o Coeficiente de Correlação por Postos de Spearman (Siegel, 1975).

O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em um teste bilateral. Os resultados estão demonstrados na tabela 3.

Tabela 3 – Valores de níveis de significância (rs) e das probabilidades a eles associadas, encontrados quando da aplicação do Coeficiente de Correlação por Postos de Spearman às medidas de variação do ângulo e às porcentagens de deformação, obtidas com 20 corpos de prova, tratados com lima de níquel-titânio rotatório, considerando-se as imagens frontal e lateral.

Variáveis Analisadas	Valores de rs	Probabilidades
Variação do ângulo frontal x porcentagem de deformação	0,205	0,386
Variação do ângulo lateral x porcentagem de deformação	0,042	0,860

(*) $p < 0,05$

De acordo com os resultados demonstrados na tabela 1, foram encontradas correlações, estatisticamente significantes, entre a variação do ângulo lateral e a porcentagem de deformação.

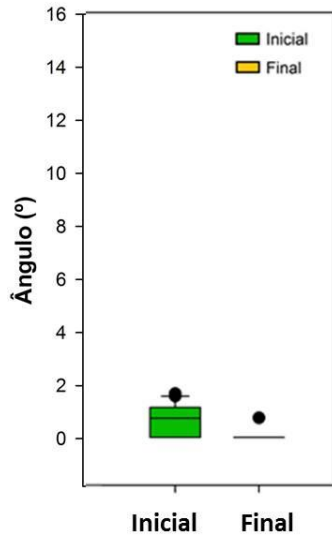


Gráfico 1. Variação do ângulo de flexão das limas no sentido V-L (frontal) antes e após a instrumentação do canal radicular. Ângulos de flexão medidos nas radiografias iniciais em verde e finais em amarelo. (Após a instrumentação, a maior parte das limas não apresentou ângulos de flexão, sendo este observado em apenas uma com aproximadamente 1 grau).

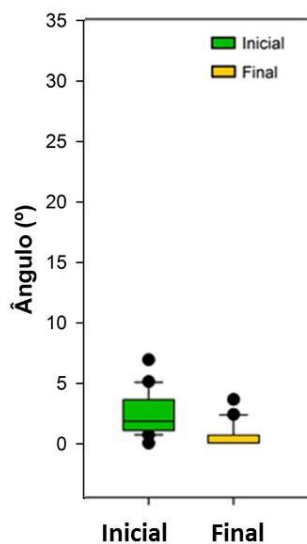


Gráfico 2. Variação do ângulo de flexão das limas no sentido M-D (lateral) antes e após a instrumentação do canal radicular. Ângulos de flexão medidos nas radiografias iniciais em verde e finais em amarelo.

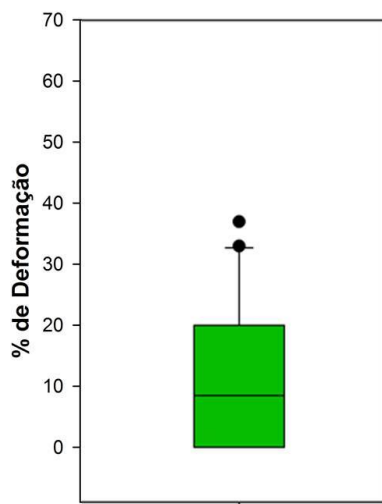


Gráfico 3. Análise da morfologia do batente apical levando-se em consideração a área da deformação do batente apical em função da área preenchida pela guta-percha.

DISCUSSÃO

Para se alcançar um tratamento endodôntico satisfatório, é necessário que nenhum dos passos dos quais ele é composto seja negligenciado, desde a abertura coronária até a obturação. A promoção de um acesso adequado das limas à entrada do canal radicular, por meio de uma abertura coronária bem executada, é extremamente importante para facilitar o acesso a todas as paredes do canal, pois a limpeza e o preparo anatômico dos canais radiculares são os principais objetivos da terapia endodôntica (Schider 1974, Weine 1989).

As técnicas de instrumentação, além de promoverem a limpeza e modelagem do canal, invariavelmente levam a remoção de dentina de suas paredes (Schilder 1974). Entretanto, a remoção excessiva de dentina em apenas uma direção no canal, ao invés de uniforme em todas as direções a partir do centro do longo eixo do mesmo, causa uma deformação, que é o transporte do canal (Hartmann et al., 2007).

Segundo o Glossário de Termos Endodônticos da Associação Americana de Endodontia, transporte do canal é a remoção de estrutura da parede do canal, na direção oposta à curvatura, na porção apical, devido à tendência que as limas têm de retornar à sua forma linear original durante o preparo dos canais.

A habilidade de modelagem dos instrumentos endodônticos é frequentemente avaliada em termos de preservação da forma original da curvatura do canal e prevenção de iatrogenias como fratura do instrumento, transporte do canal, degraus ou perfurações (Weine et al.,1976).

Os canais radiculares não são retos e nem sempre seguem as direções simples mostradas pelas imagens bidimensionais das radiografias. Os canais que se apresentam retos nas radiografias frequentemente possuem curvaturas perpendiculares ao plano do filme radiográfico e os que apresentam curvaturas mesiais ou distais, geralmente tem curvaturas adicionais que não são mostradas no plano de apenas duas dimensões das radiografias (Schilder 1974). Isso deve ser lembrado durante a execução do tratamento, já que em situações clínicas, o único artifício que se tem são as radiografias, e isso facilita a negligência do operador sobre as características tridimensionais do canal.

Segundo vários autores, o terço apical tem sido relatado como sendo a área crítica do canal radicular onde são encontrados restos pulpares e detritos inorgânicos (Rodrigues et al, 1989; Foschi et al, 2004, Prati et al, 2004).

Conforme demonstrado no esquema abaixo, o dente incisivo inferior apresenta, em uma visão frontal, uma curvatura na direção distal devido à saída do forame que geralmente localiza-se na porção distal da raiz. Quando analisada em uma visão lateral, imagem com a qual não é possível contar em uma situação clínica, percebe-se que o canal impõem à lima uma curvatura, promovendo um vetor de força no sentido vestibular. Cada uma dessas curvaturas leva à formação de um vetor de força, que em conjunto compõem uma resultante no sentido méso-vestibular responsável pelo transporte do canal no terço apical.

Considerando apenas uma curvatura, seria possível tentar neutralizar, ainda que parcialmente a ação desse vetor, por meio do pré-curvamento da lima, mesmo sabendo que pré-curvadas ou não, elas tendem a retificar os canais curvos (Weine 1975). Entretanto, os canais geralmente apresentam curvaturas em dois ou mais sentidos ao longo de seu trajeto e é praticamente impossível adaptar o instrumento em mais de uma direção, o que explicaria a grande incidência de desvios do trajeto do canal.

A introdução da liga metálica NiTi (níquel-titânio) contribuiu consideravelmente para a melhora na qualidade do preparo dos canais radiculares, pois

essas limas apresentam maior elasticidade na flexão e torção e portanto maior resistência a fratura que as limas de aço inox (Walia 1988, Pruett 1997). As limas de NiTi não permitem a sua prévia adaptação às curvaturas do canal, pois durante a introdução no canal elas curvam-se mediante ação de uma força e retornam ao seu formato original quando de sua remoção. Essa característica poderia nos levar a pensar que o transporte do canal na região apical poderia acontecer de maneira mais efetiva. Contudo, estudos têm demonstrado que o uso de limas NiTi diminui a prevalência dos graus de transporte do canal quando comparado aos instrumentos manuais (Schafer & Lohmann 2002; Schafer et al. 2004). Outra característica dessas limas é a sua capacidade de girar 360°, diminuindo assim a influência dos vetores de força. Os resultados do presente estudo confirmam que a redução da influência dos vetores de força favorece o preparo do canal de modo mais conservador, uma vez que o desgaste ocorre de maneira mais homogênea nas paredes do canal radicular, alterando menos a sua anatomia original.

Para este trabalho, foram selecionados 20 incisivos inferiores que apresentavam pouca curvatura ao serem visualizados em radiografias orto-radiais, obtidas em situação clínica. Entretanto, ao serem radiografados lateralmente, no sentido vestibulo-lingual, foi possível perceber que quando as limas estão posicionadas no canal, elas sofrem flexão nesse sentido em virtude da morfologia do dente.

O maior desgaste nos terços cervical e médio ocorrido durante a instrumentação rotatória, pode ser explicado pelo mecanismo de ação da lima, que girando em torno do seu longo eixo, tem a ponta ativa estabilizada no batente apical, promovendo um desgaste cônico ao longo do canal, tendo o maior diâmetro localizado na região cervical e o menor na região apical do mesmo. Dessa forma, o trajeto do canal radicular dos dentes apresentam menores ângulos de curvatura ao final da instrumentação. Além disso, a liga metálica da qual a lima é composta lhe confere maior flexibilidade e, portanto, maior capacidade de adaptação às curvaturas do canal.

Na presente pesquisa ficou claro que a variação do ângulo de flexão das limas no interior do canal pode promover a deformação do batente apical, independente dos cuidados clínicos para que esses eventos não ocorram. Porém essa deformação pode ser minimizada com a utilização da técnica rotatória.

Nos dentes nº 3, 8, 11, 16, 18, 19 e 20 não se observou deformação do batente apical após a instrumentação. Isso se deve a ausência de ângulo de flexão no interior do canal, permanecendo o mesmo circular, mantendo uma perfeita adaptação do cone principal de guta percha.

Não foram encontradas correlações estatisticamente significantes entre a variação dos ângulos de flexão das limas antes e após a instrumentação e a porcentagem de deformação do batente apical, com exceção da análise entre a variação lateral dos ângulos de flexão e a porcentagem de deformação, que demonstrou menor deformação no batente apical quando observadas maiores variações dos ângulos de flexão das limas nas imagens laterais. Esta situação permite observar a importância do preparo criterioso no terço cervical por ser, depois da fase de abertura coronária, a etapa que mais impõe interferências no posicionamento da lima durante a instrumentação do canal. Quanto mais bem instrumentado o terço cervical, característica visível na instrumentação realizada com limas do sistema ProTaper, menores os ângulos de flexão das limas nos terços médio e apical, resultando assim em menor deformação no batente apical.

Podemos concluir que o sistema ProTaper rotatório, neste trabalho, apresentou um resultado satisfatório quanto ao índice de transporte dos canais e consequente deformação do batente apical, entretanto, quando comparado com outros dois sistemas rotatórios, K3 e Mtwo, na pesquisa realizada por Sonntag et.al. (2007), o transporte do canal causado pela sua instrumentação foi o maior entre os três.

Pesquisas previamente realizadas com o objetivo de investigar o transporte do canal consideram as características e propriedades dos instrumentos utilizados, as características anatômicas dos canais antes da instrumentação e os métodos de análise para obtenção dos resultados. A partir daí conclui-se que a instrumentação de canais curvos gera certo grau de deformação em todas as técnicas. O que foi descoberto e está sendo avaliado recentemente, é que na verdade, os responsáveis por esse resultado são os vetores de força gerados pelos ângulos de flexão das limas, impostos pelas curvaturas dos canais. Estes são a causa do desgaste descentralizado, do transporte dos canais e da deformação no batente apical. É necessário que mais estudos sejam feitos com a intenção de se desenvolver técnicas e instrumentos que anulem a influência desses vetores e sejam capazes de realizar um preparo uniforme e centralizado independentemente da complexa anatomia dos canais radiculares.

Acreditamos que pequenas deformações no batente apical não implicarão em prognósticos desfavoráveis ao tratamento, já que o material obturador ficará contido no interior do canal. Porém, temos a certeza de que quanto menor for o transporte dos canais, menor a chance de necessidade de retratamento, e para isso, de acordo com esse e outros trabalhos, a técnica rotatória se mostrou eficaz.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações desse estudo *in vitro* e a partir da metodologia empregada e consequentes resultados submetidos à análise estatística, pode-se concluir que:

1. As limas sofrem influência dos vetores de força causados pela sua flexão durante a instrumentação de canais curvos favorecendo a deformação do batente apical;
2. Houve correlações entre a variação dos ângulos de flexão das limas antes e após a instrumentação e a maior ou menor porcentagem de deformação do batente apical apenas quando analisadas as imagens laterais;
3. A instrumentação rotatória com limas de níquel-titânio apresentou resultados satisfatórios quanto ao índice de transporte dos canais e consequente deformação do batente apical.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotatory instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent* 2001;14: 324-333.
2. Bjorndal L, Reit C. The adoption of new endodontic technology amongst Danish general dental practitioners. *Int Endod*. 2005;1(38):52-8.
3. Carvalho RLS, Pinheiro JT, Couto GBL, Silva ACC. Avaliação da área de adaptação do cone principal de guta-percha após seu travamento. Estudo *in vitro*. *Odontologia. Clin. Cientif. Recife* 2006; 3: 225-230.
4. Clem WH. Endodontics: the adolescent patient. *Dent. Clin. North Am.*, v. 13, n. 2, p. 483-93, 1969.
5. Di Fiori PM, Genov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L. Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J* 2006; 39: 700-8.

6. Glosson CR, Haller RH, Brent-Dove S, E. Del Rio C. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 1995; 21: 146-151.
7. Hartmann MSM, Bartella FB, Fontanella VRC, Vanni JR. Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. *J Endod* 2007; 33: 962-965.
8. Ianno NR, Weine FS. Canal preparation using two mechanical handpieces: distortions, ledging, and potential solutions. *Compendium*. 1989 Feb; 10 (2):100-2, 104-5.
9. Khademi A, Yazdizadeh M, Feizianfard M. Determination of the minimum instrumentation size for penetration of irrigants to the apical third of root canal systems. *J Endod* 2006; 32: 417-420.7.
10. Kosa DA, Marshall G, Baumgartner JC. An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. *J. Endod.*, v. 25, n. 6, p.441-445, 1999.
11. Kuhn WG, Carnes DL, Clement DJ, Walker WA. Effect of tip desing of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *J Endod* 1997; 23: 735-738.
12. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002;28(10):716-20.
13. Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Matheus TCU, Moreira E JL, Mangeli M. Resistência a flambagem de instrumentos endodônticos empregados no cateterismo de canais radiculares atrésicos. *Rev Bras Odontol* 2008; 65: 12-17.
14. Marroquín BB, El-Sayed MAA., Willershausen-Zönnchen B. Morphology of the physiological forame: I. Maxillary and mandibular molars. *J Endod* 2004; 30: 321-328.
15. Mickel AK, Chogle S, Liddle J, Huffaker K, Jones JJ. The role of apical size determination and enlargement in the reduction of intracanal bacteria. *J Endod* 2007; 33:21-23.
16. Prati C, Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S. Appearance of the root canal walls after preparation with NiTi rotatoty instruments: a comparative SEM investigation. *Clin Oral Invest* 2004; 8: 102-110.
17. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23: 77-85.

18. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, v. 30, p. 559–67, 2004.
19. Ruddle CJ. The Protaper endodontic system: geometries, features and guidelines for use. *Dent. Today, Montclair*, v. 20, n. 10, p. 60-7, Oct. 2001.
20. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. The balanced force concept for instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, Baltimore, v. 11, n. 5, p. 203-11, May 1985.
21. Rödiger T, Hülsmann M, Kahlmeier C. Comparison of root canal preparation with two Rotary NiTi instruments: ProFile.04 and GT Rotary. *Int Endod J*. 2007;40(7):553-562.
22. Rodrigues, et al. A histobacteriological assessment of nonvital teeth after ultrasonic root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol* 1989; 5: 182-187
23. Schirmer JF et al. Efficacy of different rotary instruments for gutta-percha removal in root canal retreatment. *JOE*, v.32, n.5, p.469-472, 2006.
24. Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotatory nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile – Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2002; 35: 514-521.
25. Schafer E, Hülsmann M, Bargholz C. *Problems in Endodontics: Etiology, Diagnosis and Treatment*. Berlin: Quintessence Publishing Co Ltd., 2009.
26. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974 Apr;18(2):269-96.
27. Sonntag D, Ott M, Kook K, Stachniss V. Root canal preparation with the NiTi systems K3, Mtwo and ProTaper. *Aust Endod J* 2007; 33: 73-81.
28. Ünal GÇ, Meden M, Savgat A, Orhan EO. Comparative investigation of 2 rotary nickel-titanium instruments: ProTaper Universal versus ProTaper. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107(6):886-892.
29. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotatory nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int Endod J* 2009; 42: 22-33.
30. Vanni JR, Santos R, Limongi O, Guerisoli DM, Capelli A, Pécora JD. Influence of cervical preflaring on determination of apical file size in maxillary molars: SEM analysis. *Braz Dent J.*, Passo Fundo-RS, v.16, n.3, p.181-6, Jan., 2005.

31. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988 Jul;14(7):346-51.
32. Weine FS, Kelly RF, Bray KE. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape *J Endod.* 1976 Oct;2(10):298-303.
33. Wu MK, Barkis D, Roris A, Wesselink PR. 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.
34. Yigit Ozer S, Diyarbakir, Turkey. Comparison of root canal transportation induced by three rotatory systems with noncutting tips using computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 111: 244-250.