

Fernando Perosa Zanin

AVALIAÇÃO “IN VITRO” DE TRÊS DIFERENTES TÉCNICAS DE INSTRUMENTAÇÃO QUANTO AO DESLOCAMENTO DO CANAL RADICULAR



**ARARAQUARA
2006**

Fernando Perosa Zanin

**AVALIAÇÃO “IN VITRO” DE TRÊS DIFERENTES TÉCNICAS
DE INSTRUMENTAÇÃO QUANTO AO DESLOCAMENTO DO
CANAL RADICULAR**

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

Orientador: *Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo*

**ARARAQUARA
2006**

Zanin, Fernando Perosa

Avaliação “in vitro” de três diferentes técnicas de instrumentação quanto ao deslocamento do canal radicular / Fernando Perosa Zanin. – Araraquara: [s.n.], 2006.

118 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo

1. Tratamento do canal radicular 2. Endodontia – Instrumentação 3. Níquel-Titânio I. Título.

Dados Curriculares

FERNANDO PEROSA ZANIN

NASCIMENTO 23.2.1976 – BOTUCATU/SP

FILIAÇÃO Antônio Celso Wagner Zanin

Eneida Maria Perosa Zanin

1996/2000 Curso de Graduação

Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP

2000/2002 Curso de Especialização em Endodontia no Hospital

de Reabilitação Crânio Facial (HRCF), USP–Bauru

2004/2006 Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de

Endodontia, nível de Mestrado, na Faculdade de

Odontologia de Araraquara - UNESP

Este trabalho é dedicado:

Aos meus pais, **Antônio Celso Zanin** e **Eneida Zanin**, pelo apoio, carinho e compreensão para a concretização de meus ideais. Agradeço ainda pela formação de caráter e educacional, o qual influenciou na minha conduta e valores morais, indispensáveis no sucesso de qualquer ser humano.

Aos meus irmãos, **Henrique** e **Daniel**, que sempre estiveram ao meu lado nas mais importantes decisões de minha vida.

Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo**, pela amizade e companheirismo desde meu ingresso à Faculdade de Odontologia de Araraquara até os dias de hoje, pela oportunidade da realização deste trabalho e confiança em mim depositada.

Aos **Profs. Drs. Mario Roberto Leonado, Roberto Miranda Esberard, Idomeo Bonetti Filho, Mario Tanomaru Filho e Fábio de Camargo Villela Berbert**, pela sabedoria, amizade e compreensão que nos foram passado durante o curso.

A todos os colegas da **Pós-Graduação do Curso de Mestrado e Doutorado**, pelo convívio e amizade que se formou entre nós durante estes anos.

Aos colegas **Érick, Fernanda, Fernandinho e Marco Aurélio**, pela ajuda na resolução das inúmeras dificuldades, principalmente na parte técnica, surgidas na realização deste trabalho.

Agradecimento especial a um grande amigo, **Henrique**, pelo apoio e compreensão dos problemas que envolve a realização de um curso de Pós-Graduação.

Aos grandes e inesquecíveis amigos, **Boi**, **Xú**, **Gordo**, **Pablo**, **Japão** e inúmeros outros do tempo de Graduação que, mesmo à distância, sempre me acompanharam nessa empreitada.

Aos Funcionários da Disciplina de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, **Marinho**, **Pedro** e em especial a **Celinha**, pela boa vontade e o apoio indispensável na realização desta dissertação.

Sumário

INTRODUÇÃO	8
REVISÃO DA LITERATURA	15
PROPOSIÇÃO	54
MATERIAL E MÉTODO	56
RESULTADO	74
DISCUSSÃO	80
CONCLUSÃO	100
REFERÊNCIAS	102
Resumo	116
Abstract	118

Introdução

A terapia endodôntica é dividida didaticamente em fases, sendo todas elas interligadas e de suma importância na condução do tratamento de canais radiculares. No entanto, a fase de instrumentação de canais radiculares tem merecido atenção especial de inúmeros autores^{22,68,70,78} por ser a fase onde se encontram as dificuldades inerentes à modelagem do canal radicular, além de ser também a etapa onde o maior tempo operatório é consumido durante todo tratamento.

Inúmeros instrumentos e novas técnicas de preparo têm surgido nos últimos anos com o intuito de se minimizar os acidentes operatórios que assiduamente ocorrem durante esta fase do tratamento e, conseqüentemente, podem dificultar as fases seguintes como a desinfecção e obturação do canal radicular podendo levar ao insucesso do tratamento endodôntico. O conceito de limpeza e modelagem do canal radicular introduzido por Schilder⁶⁸ em 1974 ainda hoje é tido como um dos princípios fundamentais para um tratamento endodôntico bem realizado. De acordo com Ingle³⁷, o preparo adequado do sistema de canais radiculares posteriormente completada com a mais hermética possível obturação são fatores imprescindíveis para o sucesso da terapia endodôntica. Quando se realiza o tratamento endodôntico em canais com pouca ou nenhuma curvatura, o preparo biomecânico geralmente oferece

mínimas dificuldades, permitindo assim a ampliação e a manutenção de sua conformação original.

Já em canais atrésicos e curvos, o profissional pode enfrentar grandes desafios devido à falta de flexibilidade do instrumento de aço inoxidável, fazendo com que os mesmos retifiquem a curvatura do canal tornando-os retos, ou seja, alterando a sua conformação original. Além desta alteração de forma, outros possíveis acidentes decorrentes da falta de flexibilidade do instrumento de aço inoxidável podem ocorrer, tais como, transporte do forame, formação de “zips” (WEINE et al.⁷⁸), degraus, perfurações e rasgos apicais (ABOU-RASS e ELLIS¹), aumentando assim as chances de fracasso da terapia endodôntica.

Apesar da evolução das técnicas de instrumentação para produzir um correto formato (INGLE³⁷, 1961; CLEM²², 1969; SCHILDER⁶⁸, 1974; MULLANEY⁵², 1979; GOERG et al.³², 1982; MORGAN e MONTGOMERY⁵¹, 1984; ROANE et al.⁶¹, 1985; SAUNDERS e SAUNDERS⁶², 1992; ABOU-RASS e ELLIS¹, 1996) e também das mudanças que surgiram na parte ativa e ponta (ROANE et al.⁶¹) dos instrumentos endodônticos de aço inoxidável, que tentaram reduzir o risco de irregularidades criadas no canal radicular, segundo Bishop e Dummer⁹, a forma ideal não foi consistentemente alcançada. As evidências clínicas, radiográficas e microscópicas sugerem que apesar dessas técnicas terem melhorado o preparo do canal, uma forma ideal não foi atingida (AL-OMARI et al.^{2,3}, 1992)

Outro problema anatômico a ser considerado é a forma transversal dos canais radiculares, onde os mesmos apresentam tanto formas arredondadas como também, e principalmente, achatadas. Assim, a propensão de se criar iatrogenias pode ser devido à falta de flexibilidade do instrumento endodôntico de aço inoxidável somado ao seu desenho da parte ativa e a complexidade da anatomia dos diversos grupos dentários (ELDEEB e BORAAS²⁸, 1985). O instrumento endodôntico ideal deveria ser flexível para permitir o acesso a toda extensão dos canais radiculares curvos achatados, sendo também resistente à fratura e com eficiência de corte^{17,61,64}.

Os primeiros instrumentos utilizados para o preparo biomecânico em canais radiculares eram fabricados em aço carbono e não possuíam uma padronização de diâmetros. Eram identificados pela numeração de 1 a 12, o que indicava apenas o diâmetro do início da parte ativa. Além da pouca flexibilidade destes instrumentos fabricados com aço carbono para a instrumentação de canais curvos e atresícos, os profissionais da época tinham que se preocupar também com a pouca durabilidade dos instrumentos que sofriam intensa oxidação e corrosão em contato com os agentes químicos coadjuvantes ao preparo biomecânico (CLEM²², 1969).

Ingle³⁷, em 1961, sugeriu que todos os instrumentos fossem fabricados em aço inoxidável e fabricados dentro de normas de padronização. Dentre estas normas, o aumento de calibre mais racional

da parte ativa dos instrumentos tornou o preparo biomecânico de canais atresiadados e curvos mais rápidos e seguro. Assim, em todo o mundo os instrumentos passaram a seguir normas as estabelecidas por Ingle³⁷.

Na década de 90, a Endodontia viveu provavelmente o maior avanço científico de sua história com a introdução de uma liga alternativa ao aço inoxidável. Proveniente da mistura de níquel e titânio, essa nova liga denominada de NiTi (Níquel e Titânio) foi introduzida na endodontia em 1998 por Walia et al.⁷⁷. A grande vantagem desta liga metálica é a capacidade que ela possui de retornar a sua forma original após livrar-se de uma força de deformação (LEONARDO e LEONARDO⁴⁴). A esta característica se dá o nome de superelasticidade. As ligas de níquel e titânio quando submetidas a uma deformação de até 10%, conseguem retornar a sua posição original, ou seja, elas são recuperáveis na suas formas quando submetidas a certos tipos de força, enquanto as ligas de aço inoxidável somente retornam a seu estado inicial quando a deformação não for superior a 1%⁴⁴.

A superelasticidade da liga de níquel e titânio permitiu a fabricação de instrumentos mais flexíveis que os instrumentos fabricados com ligas de aço inoxidável, gerando assim inúmeras vantagens na instrumentação de canais curvos e atrésicos, como por exemplo, a manutenção do centro axial dos mesmos. Além disso, este tipo de liga possui uma excelente resistência ao estresse por fadiga (ANDREASEN e HILLEMAN⁴, 1971).

Baseada nas propriedades desta nova liga, foi possível uma mudança revolucionária do "design" (desenho) dos instrumentos endodônticos, que passaram a ter conicidades diferentes daquelas padronizadas pelas normas e especificações nº 28 da ANSI/ADA e ISO/FDI para os instrumentos manuais. Hoje encontramos no comércio instrumentos com conicidade de 0,02, 0,04, 0,06, 0,08, 0,10, 0,12 mm/mm. Como consequência desta conicidade variável, quando se realiza um preparo de canal radicular com estes tipos de instrumentos, apenas uma porção da parte ativa entra em contato com a dentina, livrando assim a lima de sofrer outros tipos de "estresses" que poderiam levar o instrumento à fratura. Além disso, as grandes conicidades também encontradas nestes instrumentos proporcionam um preparo minimizado quando comparado aos preparos utilizados com instrumentos de aço inoxidável, onde uma seqüência de escalonamento é feita para dar forma ao canal, aumentando assim em demasia o tempo operatório e chances de novas iatrogenias durante a instrumentação de canais radiculares.

Assim sendo, as técnicas modernas de preparo do canal radicular com instrumentos rotatórios de níquel e titânio acionados a motor elétrico, utilizam esses instrumentos de grande conicidade, reservando a seqüência completa somente para casos de maior complexidade anatômica⁴⁴.

A complexa mudança do "design" das limas, não só em relação ao "taper", mas também com a introdução de um ângulo de corte

menos agressivo, áreas de contato “desbastadas” ou guia lateral de penetração, espirais para desenvolver resíduos assim que fossem formados e assimetria das superfícies cortantes para ajudar a manter a integridade do centro axial do canal radicular, permitiram que esse instrumento pudesse ser acionado por um motor elétrico ou contra-ângulos especiais e girasse 360 graus no interior do canal radicular em baixa rotação (150 a 700 r.p.m). Desta forma, a velocidade controlada para o uso destes instrumentos passa a ter vital importância, já que com seu aumento, o instrumento passa a sofrer variações de tensão podendo levá-lo a fratura.

Essa verdadeira revolução sofrida na fase do preparo biomecânico permite ao profissional realizar o tratamento de canal radicular de maneira mais eficaz, assumindo maior variedade de casos considerados antes verdadeiros desafios por parte da maioria dos especialistas em endodontia. Além disso, alguns autores já comprovaram, quanto à manutenção da forma original dos canais radiculares, a superioridade das limas de níquel e titânio em relação às limas de aço inoxidável (SERENE et al.⁷⁰, 1995; COLLEMAN et al.²⁴, 1996; CARVALHO¹⁹, 1997; HIMEL et al.³⁵, 2000).

Atualmente, inúmeros trabalhos com limas de níquel e titânio acionados a motor ou com contra-ângulos vêm sendo realizados, nas mais diversas magnitudes, para se comprovar a eficácia de sua

atuação no interior dos canais radiculares atrésicos e curvos. (WALLIA et al.⁷⁷, 1977; BRISEÑO e SONNABEND¹⁴, 1991).

No momento, esta nova liga esta sendo amplamente empregada na fabricação de inúmeros instrumentos, apresentando assim uma grande variedade de técnicas, levando os professores, endodontistas e clínicos que realizam tratamento de canais radiculares a uma enorme dúvida quanto à escolha da melhor. Portanto, consideramos de suma importância à realização de trabalhos que venham não só comparar as técnicas utilizando somente instrumentos rotatórios de níquel e titânio, como também a comparação entre técnicas que utilizam outros tipos de instrumentos e cinemáticas para que se possam atingir benefícios econômicos, de qualidade do preparo e ganho de tempo.

Revisão da literatura

Schneider ⁶⁹ (1971) introduziu uma nova metodologia para a classificação do grau de curvatura de diferentes dentes. De acordo com o grau de curvatura, os dentes foram classificados em reto (menos de cinco graus), moderado (de dez a vinte graus) e de severo (vinte e cinco a setenta graus). Os canais foram instrumentados com lima tipo Kerr em movimento de alargamento até duas a três limas após a inicial. Em seguida, a obturação foi efetuada com cones de prata e as raízes foram seccionadas a um e cinco milímetros do ápice. Os canais foram medidos no sentido méso-distal e vestibulo-lingual com o auxílio de um microscópio óptico. Os autores concluíram que os canais retos obtiveram um preparo mais redondo do que os canais curvos.

Weine et al.⁷⁸, em 1975, instrumentando canais radiculares simulados em blocos de resina e dentes extraídos, observaram as alterações possíveis de ocorrer durante a instrumentação dos canais. Foi que toda lima, reta ou pré-curvada, tendia a tornar-se reta no interior do canal radicular, desgastando as duas paredes convexas e determinando um desgaste com a forma de gota no ápice, o que foi denominado de “zip”. Foi concluído também que os desgastes em blocos

simulados tiveram o mesmo tipo de desgaste, sendo, portanto recomendável para modelo experimental.

Canais curvos artificiais em blocos de resina e em dentes extraídos foram instrumentados com a técnica escalonada regressiva com limas tipo Kerr por Lim e Webber⁴⁵, em 1985. As mensurações realizadas foram radiográficas e fotográficas. Constataram que não houve diferença entre os blocos de resina e os dentes extraídos, concluindo pela validade do uso dos mesmos.

Uma metodologia de estudo da anatomia do canal radicular antes e após a instrumentação dos canais foi introduzida por Bramante et al.¹³, em 1987. A técnica consistiu em inserir o dente em resina acrílica obtendo-se um bloco piramidal. Após a polimerização da resina foram feitos ranhuras transversais no bloco com auxílio de disco de carborundum. Em seguida, o bloco foi posicionado em um suporte de madeira, dentro do qual foi vazado gesso pedra até a metade do bloco de resina. Antes da presa, ranhuras foram confeccionadas no gesso com o intuito de se criar sulcos guias. Após a presa do gesso, este foi lubrificado e a outra metade do bloco de resina foi encoberta por uma nova camada de gesso pedra. Assim, foi possível confeccionar uma mufla que, depois de aberta, removia-se o bloco de resina. Em seguida, o bloco de resina foi seccionado em três partes estas foram fotografadas de

maneira padronizada. As secções foram novamente posicionadas na mufla e o canal foi instrumentado. Novas fotografias das secções das raízes foram tiradas após a instrumentação dos canais. Desta maneira, esta metodologia possibilitou comparar com precisão as alterações dos canais radiculares antes e após a instrumentação.

Walia et al.⁷⁷(1988), introduziram em Endodontia, as limas fabricadas com uma liga de níquel e titânio (Nitinol). Em seu estudo, os autores comparam as limas de níquel titânio de secção triangular número 15, com limas de aço inoxidável também de número 15 com a mesma secção triangular e fabricadas pelo mesmo processo. As limas foram avaliadas em três testes mecânicos, medindo-se o momento da dobra, de torção no sentido horário e no sentido anti-horário. A metodologia seguiu as especificações número 28 da ANSI/ADA. As forças foram aplicadas a três milímetros da ponta do instrumento e as limas foram comparadas em relação à flexibilidade relativa e à resistência à fratura na torção. Antes dos testes as limas foram fotografadas em um microscópio eletrônico para observar o efeito do processo de fabricação e, em seguida, após o teste de torção para comparar a morfologia da superfície de fratura. Os autores concluíram que em virtude de seus baixos valores de memória elástica, as limas de nitinol apresentaram uma flexibilidade duas a três vezes maior do que as limas de aço inoxidável,

além de serem superiores em relação à resistência à fratura quando em torção no sentido horário e anti-horário.

Briseño e Sonnabend¹⁴ (1991), avaliaram a instrumentação em 180 canais simulados em blocos de resina transparente, com os instrumentos: Alargadores (Antaeos), Limas Hedström (Antaeos), K-Flex (Kerr), Flexofile (Maillefer), S-Files (Svenska Dental Instruments), Burns Unifiles (Caulk), Flexicut (Antaeos) e Flex-R (Union Broach). Os canais foram corados e em seguida instrumentados com movimento semelhante ao da “Técnica de forças balanceadas”. Os blocos de resina foram fotografados antes e após a instrumentação com exposição dupla e padronizada, de maneira que ao final as duas imagens apresentavam-se superpostas na fotografia, sem nenhuma distorção visual. Os dados deste trabalho indicaram que independente do tipo de instrumento, nenhum deles foi capaz de reproduzir os resultados ideais. Entretanto, os resultados de todos os instrumentos foram clinicamente aceitáveis. Todos os instrumentos apresentaram características semelhantes em relação à extrusão de material apical e coronário.

Swindle et al.⁷⁴, em 1991, estudaram o efeito da ampliação na porção cervical dos canais radiculares no transporte deste no terço apical após a instrumentação pela técnica da força balanceada. Empregaram o método radiográfico de dupla exposição para avaliar o

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

Com a finalidade de estudar a eficácia de diferentes limas Al-Omari et al. ² (1992), realizaram um trabalho utilizando 300 blocos de resina com canais simulados apresentando curvaturas de vários ângulos e posições. Os instrumentos testados foram as limas K (Kerr), K-Flex (Kerr), Flexofile (Millefer), Flex-R (Union Broach), Hedstroen (Micromega) e Unifile (Dentsply). Os canais foram instrumentados pela técnica “Step-back” com instrumentação anticurvatura. À parte 1 deste trabalho avalia a eficácia dos instrumentos em termos de tempo de preparo, fratura de instrumento, perda de comprimento de trabalho, perda do peso do bloco de acrílico e a lisura das paredes dos canais. Os resultados mostraram que as limas Hedströen foram as mais rápidas no preparo dos canais; as fraturas e deformações dos instrumentos foram mais freqüentes com a lima Unifile; a perda do comprimento de trabalho ocorreu com todos os instrumentos testados, sendo maior com a lima K, que também foi a que produziu menor perda de peso dos blocos de acrílico. Sob as condições deste estudo, os autores concluíram que as limas Flexofile, Flex-R e Hedstroen parecem ser substancialmente mais eficazes que as limas K, K-Flex e Unifile.

Al-Omari et al.³ (1992), avaliaram a eficácia das limas K (Kerr), K-Flex (Kerr), Flexofile (Maillefer), Flex-R (Union Broach), Hedströen (Micro-Mega) e Unifile (Dentsply) em relação a prevalência de aberrações nos canais, quantidade e direção do transporte do canal e a forma final do mesmo. Um total de 60 blocos de resina com canais simulados apresentando diferentes comprimentos e graus de curvatura foram utilizados neste estudo. Os canais foram instrumentados pela Técnica “Step-Back” com instrumentação anticurvatura. Foram captadas fotografias antes da instrumentação com cones de prata no interior dos canais. Após a instrumentação, as fotografias foram novamente tiradas, agora sem o cone de prata, seguindo o mesmo padrão das iniciais. As fotos foram superpostas e as diferenças foram medidas e analisadas. Os autores concluíram que o transporte de canais foi um achado constante com todos os instrumentos. Sob as condições deste trabalho, as formas dos canais produzidos com as limas Flexofile e Flex-R mostraram ser superiores as produzidas com as limas K, K-flex, Hedströen e Unifile.

Em 1993, McSpadden⁴⁹, apresentou um sistema composto de um motor (NT Matic) com contra-ângulos especiais que acoplam limas de níquel e titânio (NT Engine – conicidade 0,02 e McXim-conicidade variável) especialmente desenhadas para o preparo e obturação dos canais radiculares. O autor descreveu a seqüência técnica para o preparo biomecânico citando, com vantagens, a economia de tempo, ausência de

desvios, a eliminação de debris pela via coronária, a facilidade de preparo de canais curvos, redução do stress do operados e a possibilidade de penetrar em canais calcificados. Neste artigo foi descrita também uma técnica de obturação dos canais radiculares com condensadores (NT Microflow) de níquel e titânio que emprega dois tipos de guta-percha, uma que é denominada “phase I” (beta) mais rígida e a outra mais fluída denominada “phase II” (alfa), permitindo uma obturação rápida e que promove um selamento tridimensional do sistema de canais radiculares.

Camps e Pertot¹⁷ (1995), analisaram comparativamente a eficiência de instrumentação com diferentes marcas de limas de níquel e titânio: Brasseler, JS Dental (JS Dental Inc., Ridgefield, CT, USA), McSpadden (NT Co. Inc., Chattanooga, TN, USA) e Maillefer. Duas marcas de lima de aço inoxidável fabricadas pela Maillefer serviram como controle: as limas tipo Kerr e as limas Flexofile. Em cada grupo, instrumentos de número 15 a 40 foram testados em blocos de resina acrílica, com movimento linear, simulando o movimento clínico utilizado para remoção da lima do canal radicular. Cada instrumento realizava 100 movimentos de vaivém. Para isso foi utilizado um aparelho especial que aplicava uma carga sobre a lima. À medida que calibre da lima eras aumentado, a carga da lima aumentava proporcionalmente. A profundidade das ranhuras produzidas na resina foi medida com um

microscópio. Posteriormente, um instrumento de cada grupo foi incluído em resina e seccionado a 14 mm da ponta para o exame de sua secção transversal em microscópio óptico. Os resultados obtidos pelos autores evidenciaram que a secção transversal do instrumento influencia na sua eficiência de instrumentação; instrumentos de secção triangular são mais efetivos que os instrumentos de secção quadrangular; há uma discrepância significativa entre a eficiência de instrumentação das limas tipo Kerr de níquel e titânio; e que há uma necessidade de novas especificações para eficácia de corte de instrumentação dos instrumentos endodônticos.

Com o propósito de comparar a rigidez e resistência à fratura de quatro marcas de limas tipo Kerr de níquel e titânio, Camps e Pertot ¹⁸ (1995), realizaram um estudo comparativo onde as limas testadas foram das marcas: Brasseler (Savannah, GA, USA), JS Dental (JS Dental Inc, Ridgefield, CT, USA), MacSpadden (NT Co Inc, Chattanooga, TN, USA) e Maillefer (Maillefer AS, Ballaigues, Switzerland). As limas de aço inoxidável da Maillefer foram utilizadas como grupo controle. Dez instrumentos de número 15 ao 40 foram testados e estes sugeriram as especificações número 28 da ANSI/ADA, em relação a resistência à fratura pela torção e em relação a dureza pelo momento da deflexão. Os resultados demonstraram que as limas tipo Kerr de níquel e titânio cumpriram as especificações em relação à rigidez e a

deflexão angular no momento da fratura. O torque máximo no momento da fratura foi alcançado com todos os instrumentos, exceto as limas de níquel e titânio número 40 da Maillefer, e as limas McSpaden número 30. As limas tipo Kerr de níquel e titânio apresentaram um menor torque na fratura do que as limas tipo Kerr de aço inoxidável e ainda apresentaram também um momento de dobra cinco vezes menor do que as limas tipo Kerr de aço inoxidável com um ângulo de deformação permanente nulo.

Por meio de uma análise radiográfica, Esposito e Cunningham²⁹ (1995), estudaram a forma dos canais após a instrumentação com limas manuais NT de níquel e titânio (Mac), limas de aço inoxidável K-Flex e limas NT movidas a motor de níquel e titânio, utilizando um micro motor elétrico Ni-Ti-Matic. Foram selecionados 45 dentes com canais radiculares com curvatura entre 20 e 45 graus. A instrumentação foi realizada, em todos os dentes, no comprimento de trabalho até a lima número 45. Um total de cinco radiografias foi tirado ao longo da instrumentação, sempre com uma lima no interior do canal. As imagens foram digitalizadas, sobrepostas e comparadas em um computador. Neste estudo, os instrumentos manuais e rotatórios de níquel e titânio mantiveram a forma do canal radicular em todos os casos. A incidência de desvio da forma original do canal com instrumentos de aço inoxidável tornou-se estaticamente significativa. Neste estudo, as

limas de níquel e titânio foram mais efetivas em manter a forma original do canal radicular em raízes curvas quando o preparo apical era dilatado com instrumentos de calibre superior ao de número 30.

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

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

Luiten et al.⁴⁸, em 1995, compararam a instrumentação em canais curvos de dentes extraídos com curvatura média de 25 graus com os seguintes instrumentos: lima tipo Kerr, técnica escalonada regressiva e progressiva, instrumentação sônica com limas Shaper-Sonic e o Sistema NT Matic com limas NT Engine. Utilizaram o método radiográfico de dupla exposição, preenchendo o canal com mercúrio, antes e após a instrumentação. Nenhuma diferença foi constatada no

desvio apical, mas observaram um aumento na conicidade cervical do canal quando do uso da técnica sônica.

Pousen et al.⁵⁹ (1995), avaliaram o efeito do número de rotações na instrumentação acionada a motor, na morfologia do preparo do canal radicular. Foram instrumentados trinta e seis canais mesiais de molares inferiores com curvaturas entre 15 e 31 graus, onde foram utilizados instrumentos de níquel e titânio Lightspeed (Lightspeed Thecnology), com a técnica de instrumentação recomendada pelo fabricante. Os canais radiculares foram preparados com estes instrumentos em três rotações diferentes: 750, 1300 e 2000 rpm. Os preparos dos canais radiculares foram avaliados através da sobreposição de imagens de antes e após o preparo. As avaliações foram feitas no terço médio e apical dos canais. Concluíram os autores que não houve diferença estatística significativa nos três grupos experimentais, quanto a quantidade de dentina removida, transporte do canal e a habilidade do instrumento em permanecer centrado no canal radicular.

A habilidade de modelar o canal das limas de níquel e titânio tipo Kerr, dos alargadores e limas tipo Kerr de aço inoxidável, e dos instrumentos flexíveis de aço inoxidável com pontas convencionais ativas e com pontas inativas, foram estudadas por Schäfer et al.⁶⁷ (1995), utilizando um aparelho de teste computadorizado que simulava o uso clínico dos instrumentos. A instrumentação foi realizada em blocos de

resina acrílica, com canais simulados com 42 graus de curvatura. Todos os canais foram instrumentados do instrumento número 15 ao 35. Os instrumentos testados foram as limas de níquel e titânio tipo Kerr da Mity (Ridgefield, CT), NiTi (Chattanooga, TN) e Texceed (Costa Mesa, CA); as limas tipo Kerr e alargadores de aço inoxidável de ponta inativa da Antaeos (Munich, Germany), Kerr (Karlsruhe, Germany), Maillefer (Ballaigues, Switzerland) e Union Broach (New York, NY). Os canais radiculares foram fotografados com um aumento de 40 vezes antes e após a instrumentação. A diferença entre a forma original e final do canal foi medida em 14 pontos diferentes da curvatura. Ocorreram alterações indesejáveis na forma do canal como resultado da instrumentação em todos os casos. Nenhum dos instrumentos testados foi capaz de remover material em toda extensão da parede interna da curvatura, ao passo que todos os instrumentos removeram material de todo o comprimento da parede externa da curvatura, resultando em uma saliência branda ou severa. A quantidade de alterações indesejáveis na forma do canal radicular dependeu tipicamente do instrumento utilizado. Os melhores resultados foram alcançados com instrumentos flexíveis de ponta inativa.

Serene et al.⁷⁰ (1995), relataram as propriedades biológicas, físicas e mecânicas dos instrumentos de níquel e titânio. Os autores ressaltaram características importantes destes instrumentos: são instrumentos fortes e flexíveis. A liga de níquel e titânio é super elástica

e apresenta uma memória elástica. Os instrumentos de numeração menores podem ser utilizados mais de 10 vezes. Os instrumentos de numeração maiores podem ser usados 20 vezes; o tempo de fadiga dos instrumentos é reversível. Após a esterilização, seja na estufa ou na autoclave, ocorre uma transformação cristalina da fase martensita residual em austenita. Isto implica em uma restauração da resistência do instrumento; apresentam um excelente poder de flexibilidade; são biocompatíveis e apresentam ótimas propriedades anticorrosivas; eliminam a maioria dos acidentes operatórios durante seu uso, como a formação de degraus e perfurações, sendo a dor pós-operatória reduzida.

Tepel et al⁷⁵ (1995), avaliaram a eficiência de corte de instrumentos endodônticos de aço inoxidável, instrumentos de aço inoxidável flexível e instrumentos de níquel e titânio de diferentes marcas. Para isto, foram instrumentados canais radiculares de blocos de resina, com um aparelho que simula o uso clínico do instrumento. As limas tipo Kerr Nitinol apresentaram os piores resultados de eficiência de corte. Os alargadores de aço inoxidável e especialmente as limas tipo K foram superiores. No entanto, os melhores resultados quanto à eficiência de corte dentre todos os instrumentos foram os das limas flexíveis de aço inoxidável.

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

Colleman et al. ²⁴ (1996), analisaram comparativamente o preparo de canais radiculares com a técnica de instrumentação escalonada ("step-back"), utilizando limas tipo Kerr de níquel e titânio

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

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

Laurichesse⁴² (1996) realizou uma descrição dos instrumentos de níquel e titânio acionados a motor, enfatizando a série McXim quanto ao seu desenvolvimento e ao emprego clínico. Segundo o autor, a série é composta por instrumentos que possuem quatro desenhos da parte ativa e seis conicidades diferentes para se adaptar à cada particularidade que se pode encontrar desde o princípio até o final do preparo do canal radicular. O autor mencionou a correlação entre cada desenho com a função proposta ao instrumento para obter um melhor desempenho desta série. Ainda neste artigo, existe a menção do sistema Quantec e do sistema Profile como uma evolução da série McXim, eliminando assim diversos inconvenientes como a extensa variabilidade de instrumentos.

McSpadden⁴⁹ (1996), idealizou o desenvolvimento de uma super lima. Os instrumentos denominados por ele de super lima são os instrumentos da série Quantec 2000. Esses instrumentos aperfeiçoamento que partiram das limas NT Engine e McXim do sistema NT Matic, sendo as alterações feitas em relação ao desenho dos instrumentos, principalmente da geometria da ponta agora com um desenho bi-biselado e a variação da conicidade dos mesmos.

O objetivo do estudo de Bishop e Dummer⁹ (1997) foi o de comparar a capacidade de preparo das limas Flexofiles e Nitiflex (Maillefer Instruments AS, Ballaigues Switzerland) em canais simulados em blocos de resina acrílica. Um total de 80 canais foram preparados e divididos em quatro grupos que diferiam quanto o grau de curvatura, que poderia ser de 20 ou 40 graus, e o início da mesma que poderia estar a 8 ou 12mm do orifício de entrada dos canais. Todas as curvaturas dos canais tinham o mesmo comprimento de 16mm. Os canais foram preparados por um único operador. A técnica de instrumentação foi a biescalonada modificada, com o método da força balanceada. A porção coronária do canal foi dilatada utilizando-se as brocas de Gtes-Glidden de números 1-3. A irrigação abundante a cada troca de instrumento foi feita com água num total de 50 ml por canal. O preparo do canal foi realizado em dois estágios, um após o alargamento até o diâmetro número 30 e subsequente até o instrumento de número 45 (ISO 0,45). Três imagens digitalizadas e armazenadas num computador, a imagem pré-operatória, a pós-operatória primeiro estágio e a pós-operatória segundo estágio que, através de um “software”, foram analisadas. O tempo do preparo do canal com limas Nitiflex foi mais rápido que as Flexofiles. Maior número de fraturas e falhas ocorreram com as limas Flexofiles comparando com as Nitiflex. As limas Flexofiles criaram mais “zips”, perfurações e degraus. Os canais preparados com as limas Flexofiles

estavam significativamente mais dilatados, sob as condições deste estudo. Os autores concluíram que o preparo com as limas Nitiflex foi mais efetivo e ofereceu formas mais apropriadas do que as limas Flexofiles.

Os canais méso vestibulares e méso-linguais de 56 raízes mesiais de molares inferiores humanos foram utilizadas no trabalho de Carvalho¹⁹, em 1997. Os dentes foram incluídos em bloco de resina e seccionados no terço cervical e apical das raízes. As secções foram reposicionadas em uma matriz de gesso e o preparo dos canais radiculares foi efetuado com limas tipo Kerr Mity (JS Dental Ridgefield), Nitiflex (Maillefer) e Flexofile (Maillefer). A instrumentação foi realizada pela técnica clássica. As imagens antes e após a instrumentação foram transferidas para um computador e analisadas. A avaliação foi baseada no cálculo matemático da extensão e da direção no movimento do centro do canal. Nas secções cervicais, a extensão do movimento do centro do canal não foi considerada estatisticamente significativa. As limas Flexofiles e Nitiflex apresentaram maior movimento do centro do canal. Nas secções apicais, as limas Nitiflex produziram um menor valor estatístico da extensão do movimento do centro do canal. Nestas secções a direção do movimento do centro do canal não foi considerada estatisticamente significativa.

Castro e Bramante²¹ (1997), utilizaram vinte raízes méso vestibulares, para verificar qual das duas seqüências preconizadas pelo fabricante do sistema Quantec 2000, conseguia manter a curvatura original do canal, após a instrumentação com limas de níquel e titânio rotatórias de maior conicidade. As raízes foram fixadas em blocos de resina para permitir uma padronização radiográfica. As radiografia iniciais, realizadas com uma lima tipo Kerr número 15 no comprimento de trabalho, foram projetadas em uma folha de papel com um aumento de dez vezes, para que o grau e nível de curvatura pudessem ser calculados. No Grupo I, foi empregada a seqüência completa das limas e no Grupo II a seqüência reduzida com um número de limas reduzido 9 9 limas Quantec 1, 4 e 9). Após a instrumentação, novas radiografias foram realizadas como último instrumento que realizou o batente apical, as quais e o cálculo do grau e do nível de curvatura foi refeito. Foi observado também o desvio apical após a instrumentação. Os autores concluíram que as limas estudadas promoveram um desvio do trajeto original do canal radicular na porção apical de 0,05 a 0,1 mm, sem diferença estatística entre os dois grupos no grau de curvatura.

Colleman e Svec²³ (1997), compararam o preparo escalonado realizado com limas de níquel e titânio e lima de aço inoxidável, em 40 canais com curvaturas de 25 graus, confeccionados em blocos de resina acrílica. Após a instrumentação, os blocos de resina

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

Heck ³⁴ (1997), estudou radiograficamente, em 40 raízes méso vestibulares de molares humanos extraídos, a deformação do canal no terço apical após a instrumentação manual convencional realizada com as limas de aço inoxidável Flexofile (Maillefer), Flex-R (Moyco Union Broach) e as limas de níquel e titânio Onyx-R (Moyco Union Broach) e instrumentos Profile série 29 conicidade 0,04 (Tulsa). As imagens radiográficas pré e pós operatórias, foram analisadas com um aumento de vinte vezes e o desvio apical mensurado com uma régua milimetrada. Os

resultados evidenciaram a ocorrência de desvio apical em todos os grupos, as limas Onyx-R apresentaram a menor frequência de desvios, seguidas do sistema Profile, limas Flex-R e Flexofile. Não houve correlação entre o grau de curvatura dos canais e a presença de desvio no terço apical.

Kuhn et al.⁴¹ (1997), avaliaram o efeito da modificação e não modificação do desenho da ponta do instrumentos manuais de aço inoxidável e dos instrumentos de níquel e titânio na instrumentação de canais radiculares. Foram utilizadas as imagens digitalizadas de 48 raízes mesiais dos molares inferiores, com curvatura entre 14 e 35 graus. Foram testadas as limas de níquel e titânio Onyx-R (Union Broach, New York, NY), Mity (J.S Dental, Ridgefield, CT), as limas de aço inoxidável Flex-R (Union Broach, New York, NY) e as limas tipo Kerr. A avaliação foi feita usando a técnica de Bramante modificada, levando-se em consideração a quantidade de dentina removida e a extensão do transporte do centro axial do canal radicular. Todas as raízes foram instrumentadas no terço apical até a lima número 40 e escalonadas até o instrumento número 60. Concluíram que as limas de níquel e titânio trabalharam mais centralizadas e transportaram menos o canal radicular em nível apical do que as limas de aço inoxidável. Já em nível médio, as limas Onyx-R produziram mais transporte e remoção de dentina bem como um maior desvio do centro do canal.

Lopes et al.⁴⁶ (1997), analisaram as vantagens obtidas em função da conicidade 0,04, do aumento constante do diâmetro na extremidade do instrumento e as características da fratura das limas endodônticas de níquel e titânio acionadas a motor da série Profile 29 (Tulsa Dental Products, Oklahoma, USA). Nesta análise, os autores propuseram uma técnica de preparo dos canais com estes instrumentos. As vantagens relatadas da conicidade 0,04 são; embora apresente maior volume do que as limas ISO, mantém a flexibilidade, são deformadas elasticamente com níveis inferiores de tensão e acompanha a curvatura do canal com maior facilidade, provocando um pequeno ou nenhum deslocamento apical. A maior conicidade permite que apenas os fios de corte da região de maior diâmetro das limas permaneçam em contato com as paredes dentinárias, promovendo durante a instrumentação uma maior remoção de tecido dentinário junto à região cervical do canal radicular, favorecendo o avanço coroa-ápice dos instrumentos de menor calibre. A forma final obtida favorece a obturação do canal. As vantagens do aumento constante do diâmetro são; no sistema ISO o aumento do diâmetro entre as limas consecutivas varia de 8 a 50%, enquanto que na série 29 este aumento é constante e igual a 29%. Na série ISO são necessárias 21 limas com diâmetros entre 0,06 e 1,40 mm. Na série 29, o número de instrumentos para atender o mesmo objetivo é reduzido para 13 e com melhor distribuição de diâmetro. Clinicamente, a variação

constante de diâmetro dos instrumentos da série 29 permite uma maior sensibilidade tátil, a qual é importante, principalmente, nos preparos de canais atrésicos e curvos. Afirmaram os autores que a superelasticidade e a dupla conicidades das limas de níquel e titânio, o aumento constante do seu diâmetro Do a partir de 29% e as características morfológicas dos instrumentos analisados, permitiram que os instrumentos apresentassem vantagens em relação aos instrumentos ISO. A técnica proposta foi mais rápida em relação a manual, entretanto, outros trabalhos deveriam ser realizados, principalmente quanto à limpeza do canal radicular.

Lopes et al.⁴⁷ (1997), avaliaram radiograficamente os deslocamentos apicais após a instrumentação dos canais radiculares de 40 dentes extraídos, com as limas manuais K Flexofile (Maillefer), K Flexofle Golden Médiuns (Maillefer), com a lima manual de níquel e titânio Nitiflex (Maillefer) e com a lima acionada a motor Profile 0,04 série 29 (Tulsa Dental Products). No Grupo I, os canais foram instrumentados convencionalmente em toda extensão com as limas K-Flexofile até a de número 25. No Grupo II, a instrumentação foi semelhante a do grupo I, porém intercalada com emprego das limas K-Flexofile Golden Mediums de número 12, 17 e 22. Já no Grupo III as amostras foram instrumentadas convencionalmente em toda a extensão do canal radicular com as limas manuais de NiTi Nitiflex até o número 25. No quarto grupo, as amostras instrumentadas no sentido coroa ápice

com as limas Profile série 29 números 5, 4 e 3, até a profundidade de dois terços do comprimento de trabalho. A seguir, foram instrumentados no sentido ápice coroa, até a de número 4, em toda a extensão do canal radicular. Concluíram os autores que os deslocamentos apicais foram nulos com o emprego das limas de NiTi acionadas a motor, exibiram menos valores com o emprego das limas NiTi manuais, em relação as de aço inoxidável e não apresentaram diferenças, estatisticamente significante, quando do emprego das limas de aço inoxidável K-Flexofile isoladamente ou intercaladas com as Flexofile e Golden Mediums.

Svec e Wang⁷² (1998), observaram o efeito do pré curvamento dos instrumentos endodônticos de níquel titânio, em 160 blocos com canais simulados de resina acrílica. Oitenta blocos tinham uma curvatura gradual de 30 graus, e oitenta tinham uma curvatura abrupta também de 30 graus. Dez blocos de cada curvatura e com graus de pré curvamento dos instrumentos de 0, 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45, foram instrumentados com auxílio de uma máquina, que realizava movimentos de vaivém. Todos os blocos foram instrumentados até a lima de número 30. Comparativamente, o transporte do canal foi menor nos blocos com curvatura gradual do que nos blocos com curvatura abrupta.

Dando seqüência ao estudo anterior, Svec e Wang⁷³ (1998), observaram o mesmo efeito do pré curvamento dos instrumentos

endodônticos de aço inoxidável, em 160 blocos com canais simulados de resina acrílica. Oitenta blocos tinham uma curvatura gradual de 30 graus, e oitenta tinham uma curvatura abrupta também de 30 graus. Dez blocos de cada curvatura e com graus de pré curvamento dos instrumentos de 0, 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45, foram instrumentados com auxílio de uma máquina, que realizava movimentos de vaivém. Todos os blocos foram instrumentados até a lima de número 30. Comparativamente, o transporte do canal foi menor nos blocos com curvatura abrupta do que nos blocos com curvatura gradual para os instrumentos de aço inoxidável.

Blum et al.¹⁰, em 1999, analisara, as forças verticais e o desenvolvimento de torque nos canais radiculares, em 70 incisivos inferiores recém extraídos, durante a instrumentação mecânica rotatória com os instrumentos Profile de conicidade 0,04 e 0,06. A metodologia consistiu na fixação das raízes em sensores de um aparelho de medição de forças Endographe, onde duas seqüências de limas foram avaliadas: uma instrumentação escalonada regressiva e outra progressiva. Os dentes foram instrumentados por cinco endodontistas e cinco estudantes. Constataram os autores, que tanto a força vertical quanto o torque, foram menores na técnica escalonada progressiva, gerando menor estresse do instrumento. Outra observação foi que os estudantes de graduação mostraram uma grande variação na força vertical e no torque em relação

aos endodontistas experientes. Após o treinamento dos estudantes, esses valores foram semelhantes.

Blum et al.¹¹, em 1999, estudaram a localização das áreas de contato direto do instrumento Profile 0,04 e 0,06, com a dentina, durante a instrumentação rotatória de 40 incisivos inferiores recém extraídos, e a relação destas áreas com as forças e o desenvolvimento do torque. Duas seqüências de limas foram avaliadas: uma instrumentação escalonada regressiva e outra progressiva. Revestiram por deposição elétrica os instrumentos de uma película de ouro e os mesmos foram fotografados antes e após a instrumentação. Os resultados mostraram que nos instrumentos de conicidade 0,06, mais menos de 1 a 2 milímetros da ponta do instrumento, permaneceu a película de ouro, evidenciando o não contato da ponta nas paredes do canal. Já nos instrumentos de conicidade, foi encontrada a remoção de ouro nos 3 milímetros da ponta, independentemente da técnica de instrumentação. No geral, o contato do instrumento nas paredes, ocorreu na técnica regressiva em 10 (+/- 3) milímetros da parte ativa e na técnica progressiva 7 (+/- 2) milímetros. Assim, constataram que as áreas de contato durante o desenvolvimento das forças do instrumento do canal, estão mais próximas da ponta, principalmente na conicidade 0,04.

Bonetti Filho e Tanomaru Filho¹², em 1999, descreveram a técnica de instrumentação com instrumentos acionados a motor

(Quantec) e limas manuais de níquel e titânio, avaliadas em bloco de resina transparente. As técnicas foram comparadas entre si, em relação à diversas fases, sendo estudadas as vantagens e desvantagens. Na técnica de instrumentação clássica manual, o preparo cervical foi realizado com as brocas de Gates Glidden números 1, 2 e 3, e o preparo apical feito até o instrumento número 35. No sistema Quantec, a técnica empregada foi a recomendada pelo fabricante. Concluíram os autores neste trabalho, que as limas Quantec demonstraram menor tendência à compactação de resina para a região apical e também foi observado menor tempo para o preparo biomecânico realizado pelo sistema Quantec em relação à instrumentação manual.

Banegas et al.⁶, em 2000, analisaram a confiabilidade para o estudo de diferentes técnicas de instrumentação, do uso de canais radiculares artificiais em blocos de acrílico. Na primeira parte deste trabalho, foram utilizados 30 blocos de acrílico, tomados ao acaso, em um grupo de cinquenta espécimes que continham canais artificiais, cuja curvatura era de aproximadamente de 30 graus. Antes da instrumentação, os blocos foram seccionados horizontalmente a 1, 5 e 10 milímetros do ápice, por meio de um micrótom. Os cortes foram perpendiculares ao eixo principal do canal. As secções foram analisadas em fotomicroscópio com 25 aumentos, para se determinar a média dos diâmetros dos canais radiculares nos diferentes níveis. Na segunda parte deste trabalho, foram

selecionados 10 blocos semelhantes aos anteriores, que foram divididos em dois grupos. O Grupo I foi instrumentado pelo sistema Quantec SC 2000, seguindo as recomendações do fabricante. O Grupo II foi instrumentado pelas limas manuais tipo Kerr, seguindo a técnica escalonada, sendo o terço apical dilatado até o instrumento número 30. No terço cervical, foram utilizadas as brocas de Gates Glidden números 2 e 3. Os dois grupos foram seccionados seguindo as especificações da primeira parte deste trabalho. Foi avaliado o aumento de porcentagem do diâmetro do canal artificial, após a instrumentação, nos três níveis. Foram encontradas diferenças significativas, na análise estatística, dos grupos e níveis analisados. Concluíram os autores que os blocos de acrílico com canais radiculares artificiais constituem um modelo experimental apropriado para o estudo comparativo da ação de diferentes instrumentos e técnicas de instrumentação.

Carvalho²⁰, em 2000, avaliou as limas de níquel e titânio manuais Nitiflex (Dentsply/Maillefer), rotatórias Quantec LX (Tycom) e Pow-R (Moyco Union Broach) quanto ao preparo dos canais radiculares e quanto ao desgaste sofrido após dez vezes de uso. Para avaliação do desgaste, cada grupo contendo 20 limas de numerações variadas foi fotografado, de forma padronizada, em microscópio eletrônico de varredura, antes e após a instrumentação dez canais radiculares. As fotomicrografias foram comparadas e analisadas. Para a avaliação do

preparo dos canais radiculares, trinta molares inferiores humanos foram selecionados, incluídos em blocos de resina e seccionados no terço apical das raízes. Os três grupos experimentais foram compostos por 20 canais méso-vestibulares e méso-linguais, instrumentados alternadamente até a lima número 30, com as secções dos dentes reposicionadas em uma matriz de gesso. As secções das raízes foram filmadas antes e após a instrumentação de forma padronizada e as imagens transferidas para o computador que procedeu às análises comparativas. A avaliação baseou-se na extensão do transporte do centro axial do canal radicular, na área desgastada e no tempo de instrumentação. Quanto ao desgaste sofrido pelas limas, as limas Nitiflex e as Pow-R apresentaram alterações estatisticamente significantes após dez vezes de uso. As alterações morfológicas das limas Quantec não foram estatisticamente significantes entre os três grupos quanto a extensão e a área de desgaste.

Dietz et al.²⁷, em 2000, avaliaram a fratura dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio Profile 0,04, frente a diferentes velocidades de rotação. A proposta deste estudo foi determinar o efeito da rotação na fratura de cada instrumento da série, no preparo de canais simulados com o mesmo diâmetro e curvatura em osso bovino. As velocidades testadas foram de 150, 250 e 350 rpm. Os resultados deste

estudo, concluíram que as limas Profile 0,04, quebraram com uma frequência menor em baixas rotações (150 rpm).

Com a intenção de avaliar a efetividade das limas de níquel e titânio rotatórias e manuais Nitinol e das manuais de aço inoxidável com diferentes técnicas de instrumentação, Himel et al.³⁵ (2000), realizaram um trabalho onde estas limas foram utilizadas em movimento de limagem “push-pull”, movimento de alargamento e movimento de rotação. Para isto, noventa blocos de resina foram utilizados. As imagens dos blocos foram capturadas em um computador, antes e após a instrumentação dos canais. As diferenças entre as imagens foram medidas e avaliadas. Os resultados demonstraram que as limas Nitinol utilizadas em movimentos de limagem produziram um maior desgaste de dentina na parede externa do canal, de 3 a 6 mm além do comprimento de trabalho. As limas de aço inoxidável removeram mais dentina da parede externa do canal, no comprimento de trabalho e na zona de risco. As limas Nitinol, em movimento rotatório, foram bem mais rápidas e foram as que melhor mantiveram a forma do canal. Os autores concluíram que as limas Nitinol devem ser utilizadas com movimento de alargamento e que as mesmas são efetivas na modelagem dos sistemas de canais radiculares.

Rhodes et al.⁶⁰, em 2000, compararam duas técnicas de instrumentação, em dentes humanos extraídos, usando a tomografia computadorizada. Dez primeiros molares inferiores com coroas intactas e raízes formadas foram escaneados por um tomógrafo. Quinze canais foram preparados com instrumentos manuais de níquel e titânio (Nitiflex-Maillefer), seguindo a técnica da força balanceada. Os canais restantes foram preparados coroa ápice, com os instrumentos rotatórios Profile 0,04 (Dentsply), até o diâmetro 25. Foram avaliadas as áreas de remoção de dentina nos níveis 2, 3, 4,5, e 7,5 mm do ápice. O resultado deste trabalho permitiu concluir que não houve diferença entre a instrumentação manual e rotatória no que se refere a modelagem dos canais radiculares.

Gluskin et al.³¹, em 2001, compararam o preparo realizado com brocas de Gates Glidden e instrumentos manuais de aço inoxidável Flexofile, com os instrumentos rotatórios de níquel e titânio GT, em raízes mesiais de molares inferiores recém extraídos. Estudantes de Odontologia, através de duas técnicas, prepararam um total de 54 canais em 27 raízes. As técnicas empregadas seguiram a recomendação do fabricante para os instrumentos de níquel e titânio, e coroa ápice para as limas manuais. Imagens pré-operatórias foram obtidas através de um tomógrafo computadorizado e sobrepostas com as imagens pós-operatórias. Sob as condições deste estudo, foi possível concluir que os

estudantes de Odontologia são capazes de preparar raízes curvas de molares inferiores, com instrumento rotatório de níquel e titânio, com menor transporte e maior conservação de estrutura dental, quando comparado com a instrumentação manual. A técnica com instrumentos rotatórios foi significativamente mais rápida no preparo do canal radicular que a técnica com instrumentos manuais. Os resultados deste estudo justificam a incorporação dos instrumentos rotatórios no currículo da “University of the Pacific School of Dentistry”. O departamento de Endodontia ensina a seus alunos o uso de instrumentos rotatórios de níquel e titânio combinados com instrumentos Flexofiles manuais de aço inoxidável.

Ponti et al.⁵⁸, em 2002, mostraram a capacidade de manutenção do centro do canal radicular no preparo com 2 instrumentos de níquel e titânio rotatórios diferentes. Dez raízes mesiais de molares inferiores recém extraídos foram divididas em 2 grupos de acordo com o grau de curvatura. O Grupo I foi formado com raízes até 20 graus de curvatura e o Grupo II foi formado com raízes com mais de 20 graus de curvatura. Os instrumentos avaliados foram Profile 0,06 série 29 e Profile GT. O comprimento de trabalho estabelecido foi de 1 mm aquém do comprimento real do canal. As raízes foram colocadas em um molde e seccionadas em 5 partes. Cada secção foi fotografada ante e após a instrumentação, e as imagens digitalizadas para avaliação do movimento

do centro do canal. Os resultados mostraram que os dois sistemas permaneceram centrados no canal radicular com um mínimo de desvio.

Iqbal et al.³⁹, em 2003, compararam o transporte apical de quatro seqüências técnicas de instrumentação rotatória diferentes utilizando uma nova técnica radiográfica. Os canais mesiais de sessenta molares inferiores extraídos foram divididos em quatro grupos. Os grupos 1 e 3 foram instrumentados com a técnica coroa-ápice, e os grupos 2 e 4 pela técnica ápice-coroa. Os instrumentos estudados foram os Profile série 29 e Profile GT. Os canais radiculares com os instrumentos em seu interior foram radiografados antes e após a instrumentação, sendo o transporte do centro axial do canal e a perda do comprimento de trabalho avaliada. Os resultados mostraram que as seqüências operatórias testadas não tiveram efeito no grau de transporte do centro do canal radicular e na perda do comprimento de trabalho.

Peters et al.⁵⁷, em 2003, avaliaram o comportamento dos instrumentos de níquel e titânio Protaper no preparo de canais radiculares variando a geometria do canal. Os canais de molares humanos extraídos foram escaneados antes e após e as imagens levadas para análise em microcomputador. Foram avaliados o volume, a área superficial e o transporte do canal. Comparações foram feitas os canais méso-vestibular, disto-vestibular e palatino, assim como entre amplos e

estreitos. Os resultados mostraram que o volume e área superficial aumentaram significativamente nos canais mésio-vestibulares, disto-vestibulares e palatinos. O transporte do centro do canal, na região apical, foi de 0,02 a 0,04 mm, independentemente do tipo de canal. Concluíram que o uso dos instrumentos Protaper não provocou maiores erros de preparo, podendo ser mais efetivo na modelagem de canais estreitos do que de canais radiculares amplo.

Sontag et al.⁷¹, em 2003, avaliaram preparo do canal radicular realizado por estudantes com instrumentos manuais de aço inoxidável e rotatório de níquel e titânio. Duzentos e dez canais simulados em blocos de resina com o mesmo comprimento e forma, foram instrumentados por estudantes de Odontologia com instrumentos manuais de aço inoxidável utilizando a técnica ápice-coroa, e instrumentos rotatórios de níquel e titânio com a técnica coroa-ápice. Foram observados os tempos de preparo, a modelagem do canal e a incidência de fratura. A formação de aberrações como “zips” e degraus ocorreram significativamente com maior frequência na instrumentação manual. Concluíram os autores que a instrumentação rotatória realizada por alunos inexperientes obteve melhores resultados que a instrumentação manual, entretanto apresentou maior incidência de fraturas.

Dando seqüência no mesmo ano, Schäfer et al.⁶⁵ (2004), analisaram a efetividade de preparo e de limpeza dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio Race (FKG Dentaire Products) e Protaper. 48 canais de molares superiores e inferiores com ângulo de curvatura variando entre 25 e 35 graus foram divididos em dois grupos de 24 canais cada. Com base em radiografias tomadas anteriormente à instrumentação com o instrumento inicial no interior do canal, os grupos foram padronizados em relação ao ângulo e ao raio de curvatura. Os canais foram preparados por meio da técnica de instrumentação coroa-ápice. Após cada instrumento, os canais foram irrigados com solução de NaOCL a 2,5% e ao final com solução de NaCL. Utilizando radiografias pré e pós-instrumentação, a retificação do canal foi avaliada por meio de um programa de análise de imagem. Após secção dos dentes longitudinalmente, a presença de restos orgânicos e smear layer foi quantificada com base numa escala numérica de avaliação, utilizando-se de microscopia eletrônica de varredura. Os dados foram obtidos separadamente e analisados estatisticamente pelo teste de Wilcoxon. Nos resultados obtidos, os autores observaram que para remoção de restos orgânicos, os instrumentos Race apresentaram resultados significativamente melhores que os instrumentos Protaper. Já com relação a smear layer remanescente, os resultados foram similares entre os dois sistemas. Os instrumentos Race também foram capazes de manter a

curvatura original do canal melhor do que o Protaper, mas com relação ao tempo de preparo não houve diferença significativa entre eles.

Schäfer et al.⁶⁶ (2004), avaliaram a habilidade de preparo dos instrumentos rotatórios Race (FKG Dentaire Products) e Protaper. Foram testados 48 blocos de resina acrílica com ângulo de curvatura variando de 28 a 35 graus. Para averiguação da forma final do preparo, foram tiradas radiografias pré e pós-instrumentação e analisadas através de um programa de imagem computadorizado. Neste programa, 20 pontos foram marcados a partir de 1mm aquém ápice para se observar o quanto de material foi removido. A incidência de aberrações no preparo, tempo de trabalho, perda de comprimento de trabalho e fratura dos instrumentos também foram anotados. Os autores concluíram que tanto os instrumentos rotatórios Race como Protaper prepararam rapidamente e com segurança. Houve fratura de três instrumentos Race e dois Protaper. O preparo com instrumentos Race mantiveram mais a forma original do canal que o preparo com os instrumentos Protaper.

Pecora et al.⁵⁶ (2005), avaliaram a influência do desgaste cervical com diferentes instrumentos (Gates-Glidden, Quantec Flare e brocas LA Axxess) na primeira lima que se prende no comprimento de trabalho em incisivos centrais superiores. Foram usados quarenta incisivos superiores com ápices formados. Os autores concluíram que

houve uma melhora significativa na precisão do primeiro instrumento que se ajusta no comprimento de trabalho com um desgaste cervical prévio. Dentre os instrumentos utilizados, as brocas LA Axxess se mostraram mais eficientes na relação entre o tamanho da lima e o diâmetro apical.

Proposição

O propósito deste trabalho foi avaliar comparativamente, in vitro, através de três diferentes técnicas, o preparo biomecânico de canais radiculares, utilizando para tal, instrumentos rotatórios de níquel e titânio e oscilatórios de aço inoxidável, ao nível do terço apical de raízes de pré-molares inferiores artificiais, confeccionados em resina, em relação à extensão e direção do deslocamento do centro do canal radicular.

Material e método

▪ Seleção das amostras

Para a realização deste trabalho foram selecionados 24 pré-molares inferiores artificiais confeccionados em resina*, com canal único, comprimento de 22mm, curvatura de 40 graus e raio de 4mm (Figura 1). A abertura coronária e o desgaste compensatório foram realizados com broca esférica carbide número 2** e Endo-Z***, respectivamente.



FIGURA 1 - Pré-molar confeccionado em resina contendo um único canal com curvatura de 40 grausm 22 mm de comprimento e 4 mm de raio.

* Tecnodon Com. Ltda.

** KG Sorensen

*** Dentsply/Maillefer - Ballaigues - Suíça

▪ **Preparo das amostras**

Após a abertura coronária, uma linha circunferencial perpendicular ao longo eixo do dente foi desenhada a 1,5 mm do ápice (Figuras 2 e 3). Na sequência, os dentes de resina foram seccionados (Figura 4) ao nível apical, sobre a linha circunferencial desenhada anteriormente. Para isso, foi utilizado um torno de alta rotação Isomet 1000* (Figura 5) com um disco de diamante de 0,15 mm de espessura, com irrigação constante. Em seguida, os canais foram explorados com lima tipo K** número 10 até o comprimento total do dente já seccionado, sendo em seguida radiografados no sentido mésio-distal e vestibulo-lingual, com as limas em posição. O comprimento real de trabalho (CRT) ficou estabelecido no comprimento real do dente (CRD) seccionado.

* Buehler Ltda., Evanston, IL

** Maillefer - Ballaigues - Suíça

FIGURA 2 - Pré-molar marcado a 1,5 mm do ápice. Sentido vestibulo-lingual.

FIGURA 3 - Pré-molar marcado a 1,5 mm do ápice. Sentido mésio-distal.

FIGURA 4 - Pré-molares numerados e seccionados.

FIGURA 5 - Torno de alta rotação Isomet 1000 usado para a secção dos dentes.

**FIGURA 2****FIGURA 3****FIGURA 4****FIGURA 5**

▪ **Aquisição das imagens antes e após a instrumentação**

Para a obtenção das imagens antes e após a instrumentação das superfícies apicais de cada raiz, foi utilizada uma placa de captura Pinnacle VR150* com uma resolução de 2500x1500 d.p.i (pontos por polegada) e o microscópio operatório** (Figura 6) e, a seguir, armazenadas em um computador***. Nesta fase foi utilizada um suporte de madeira de 15 cm de altura, com uma superfície de vidro transparente de 2 mm de espessura. No momento da captura, cada secção era aderida à superfície inferior do vidro com cera utilidade (Figura 7). O suporte de madeira teve a função de padronizar a distância entre a câmera, que foi fixada na mesma posição durante o procedimento de captura de todos os dentes, e a secção da raiz do dente (Figura 8).

Os marcadores de tamanho padrão, transferíveis a seco**** à superfície do vidro, medindo 1,0 mm de altura, incluídos em todas as imagens gravadas, permitiram a calibragem do *software* Image Tools (The University of Texas Health Science Center in San Antonio - EUA) para a determinação do desvio do centro do canal (Figura 9).

* Greenfields - TN - EUA

** DF Vasconcellos

*** Toshiba Pentium 4

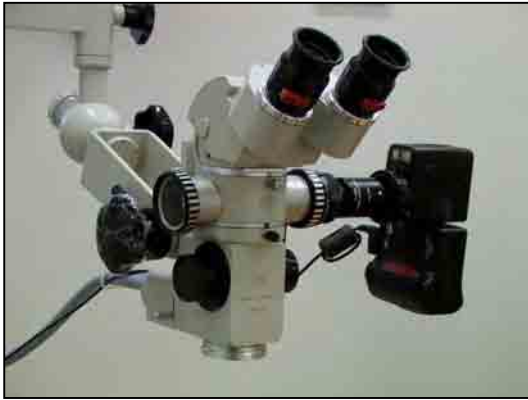
**** Decale Letra, Letratec Ltda.

FIGURA 6 - Microscópio operatório utilizado na captura das secções apicais dos dentes.

FIGURA 7 - Secção apical aderida à superfície de vidro para a captura de imagens.

FIGURA 8 – Suporte de madeira usado na padronização da distância entre o microscópio e a secção apical.

FIGURA 9 - Secção apical aderida à superfície de vidro. Observe o marcador de tamanho padrão (1 mm), próximo a região a ser captada para a posterior calibragem do software Image Tools.

**FIGURA 6****FIGURA 7****FIGURA 8****FIGURA 9**

▪ Grupos Experimentais

Os dentes foram divididos aleatoriamente em 3 grupos experimentais a partir de técnicas e instrumentos rotatórios endodônticos acionados a motor, confeccionados a partir de uma liga de níquel e titânio, e oscilo-rotatórios confeccionados com aço inoxidável. Todos os dentes, de todos os grupos experimentais foram submetidos previamente a uma exploração manual com lima tipo K* nº 15. Os Quadros 1 e 2 mostram as técnicas, os tipos de instrumentos que foram utilizados e seus respectivos fabricantes.

Quadro 1 - Distribuição dos dentes de resina com canais artificiais em função dos instrumentos e técnicas utilizadas

GRUPO	PREPARO DO CANAL (Instrumento)	VELOCIDADE DO MOTOR	NÚMERO DE DENTES
I	Kerr (1) Protaper (2) Profile (3)	340 RPM 340 RPM	8
II	Kerr (4) Protaper (5) Endo-Eze (6)	340 RPM 6000 RPM	8
III	Kerr (7) Race (8)	340 RPM	8

* Dentsply/Maillefer - Ballaigues - Suíça

Quadro 2 - Fabricantes dos instrumentos, segundo grupo experimental.

GRUPO	FABRICANTE
I	Dentsply/Maillefer-Suíça (1, 2, 3)
II	Dentsply/Maillefer-Suíça (4, 5) / Ultradent-South Jordan, Utah-USA (6)
III	Dentsply/Maillefer-Suíça (7) / FGK Dentaire-Swiss Dental Products (8)

▪ Sequência técnica de instrumentação dos canais radiculares

Para a realização da instrumentação mecânica rotatória com os instrumentos de níquel e titânio Protaper*, Profile* e Race**, foi utilizado o motor elétrico Endo-Plus da Driller*** (Figura 10), ajustado a uma velocidade de 340 rotações por minuto. O motor Endo-Plus permite um controle de torque que foi selecionado em 10 NxCm (Newtons vezes Centímetros). Esse motor foi acoplado a um contra ângulo redutor 16:1 da NSK****. Assim consegue-se uma baixa velocidade, com um torque constante previamente selecionado no motor. Para os instrumentos de aço inoxidável Endo-Eze foi utilizado um contra ângulo redutor***** 4:1 (Figura 11), acoplado a um micromotor a ar em velocidade máxima, resultando em uma velocidade final de 1500 r.p.m. Os instrumentos rotatórios de níquel e titânio foram utilizados por no máximo 10 segundos no interior dos canais dos dentes artificiais, cronometrado à partir do início do preparo. Para os instrumentos oscilo-rotatórios de aço

* Dentsply/Maillefer - Ballaigues - Suíça

** FKG Dentaire - Swiss Dental Products

*** Driller - São Paulo - Brasil

inoxidável, o tempo de trabalho foi no máximo 30 segundos. Todos os canais artificiais foram instrumentados por somente um operador, previamente treinado para o uso desses dois tipos de instrumentos.

FIGURA 10 – Motor Endo-Plus Driller, usado para o preparo dos canais com as técnicas FreeTip e Race.

FIGURA 11 – Contra-ângulo redutor 4:1 UltraDent usado no micromotor a ar para o preparo dos canais com a técnica Endo-Eze Híbrida.



Figura 10



FIGURA 11

As Figuras 12, 13 e 14 evidenciam melhor a sistemática da seqüência de uso dos três grupos experimentais em função dos instrumentos utilizados.

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

Houve um curvamento prévio somente dos instrumentos de aço inoxidável e não mais do que cinco canais foram instrumentados a cada vez, evitando assim, a fadiga do operador. Todos esses fatores foram adotados para diminuir o número de variáveis que poderiam levar a inviabilidade de uma padronização na metodologia e interferência nos resultados.

Para a instrumentação dos dentes artificiais de resina acrílica, seguimos as seguintes seqüências técnicas:

SEQUÊNCIA TÉCNICA DE INSTRUMENTAÇÃO DO GRUPO I (FREE TIP)

(FIGURA 12):

ÁREA DE ATUAÇÃO	TIPO DE INSTRUMENTO	N/COR DO INSTRUMENTO	CONICIDADE	DIÂMETRO DA PONTA
Em direção ao C.T.	Kerr	branco	0,02	0,15
1/3 Cervical	Protaper SX	dourado	variável	0,19
Em direção ao C.T.	Profile	amarelo	0,04	0,20
Comp. Trabalho	Profile	amarelo	0,02	0,20
Em direção ao C.T.	Profile	vermelho	0,04	0,25
Comp. Trabalho	Profile	vermelho	0,02	0,25
Comp. Trabalho	Profile	azul	0,02	0,30



FIGURA 12 - Instrumentos Protaper + Profile

SEQUÊNCIA TÉCNICA DE INSTRUMENTAÇÃO DO GRUPO II (ENDO-EZE
HÍBRIDA) (FIGURA 13):

ÁREA DE ATUAÇÃO	TIPO DE INSTRUMENTO	N/COR DO INSTRUMENTO	CONICIDADE	DIÂMETRO DA PONTA
Em direção ao C.T.	Kerr	branco	0,02	0,15
Comp. Trabalho	Endo-Eze	amarelo	0,025	0,13
Comp. Trabalho	Endo-Eze	azul	0,045	0,13
Comp. Trabalho	Endo-Eze	verde	0,065	0,13
Em direção ao C.T.	Protaper SX	dourado	variável	0,19

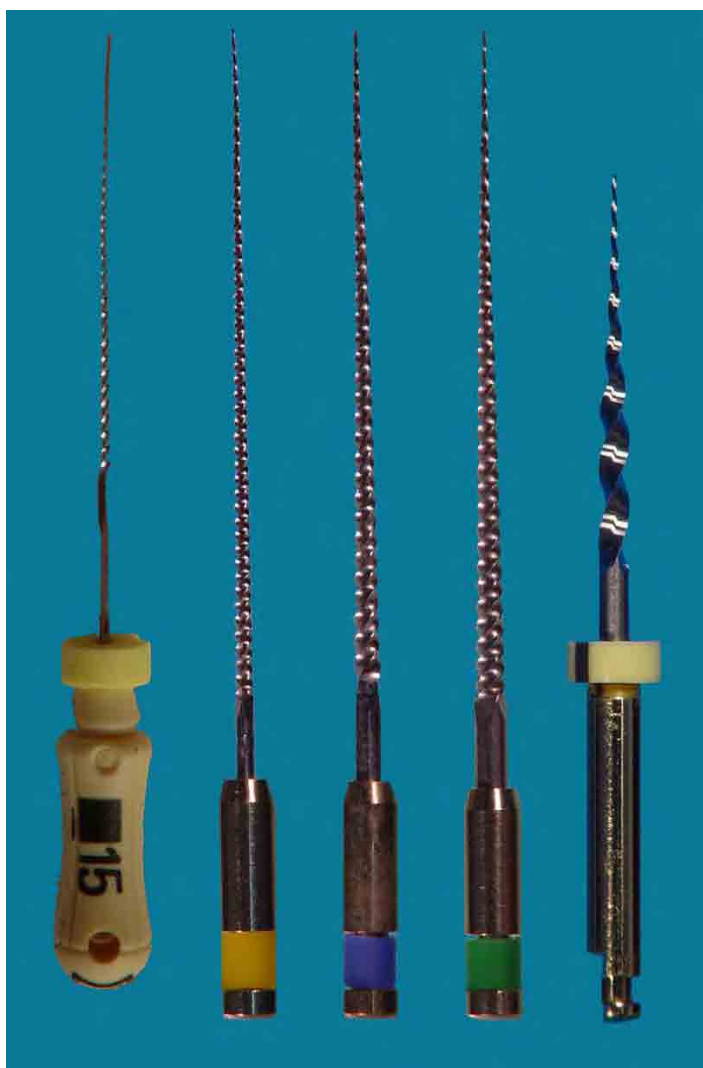


FIGURA 13 - Instrumentos Protaper + Endo-Eze

SEQUÊNCIA TÉCNICA DE INSTRUMENTAÇÃO DO GRUPO III (RACE)

(FIGURA 14):

ÁREA DE ATUAÇÃO	TIPO DE INSTRUMENTO	N/COR DO INSTRUMENTO	CONICIDADE	DIÂMETRO DA PONTA
Em direção ao C.T.	Kerr	branco	0,02	0,15
1/3 Cervical	Race	preto	0,10	0,40
1/3 Cervical	Race	verde	0,08	0,35
Em direção ao C.T.	Race	vermelho	0,06	0,25
Comp. Trabalho	Race	vermelho	0,04	0,25
Comp. Trabalho	Race	vermelho	0,02	0,25
Comp. Trabalho	Race	azul	0,02	0,30



FIGURA 14 – Instrumentos Race

▪ **Avaliação das imagens**

A medida do ponto central dos canais radiculares será realizada a partir das imagens tomográficas obtidas antes e após o preparo biomecânico, sob uma magnificação de 8X. As verificações matemáticas serão efetuadas com o auxílio do *software* Image Tools (The University of Texas Health Science Center in San Antonio) rodando em plataforma *Windows*.

▪ **Transporte**

O transporte do centro do canal radicular será determinado pela distância entre os pontos centrais das coordenadas X e Y (na Figura 15 representadas pelas letras H e V, respectivamente) e calculado a partir das imagens dos canais pré e pós-instrumentados.

- Transporte horizontal (A) – definido como o movimento do centro do canal radicular no sentido vestibulo-lingual, determinado pela fórmula:

$$A = (h1 - h2)/H$$

- Transporte vertical (B) - definido como o movimento do centro do canal radicular no sentido mésio-distal, determinado pela fórmula:

$$B = (v1 - v2)/V$$

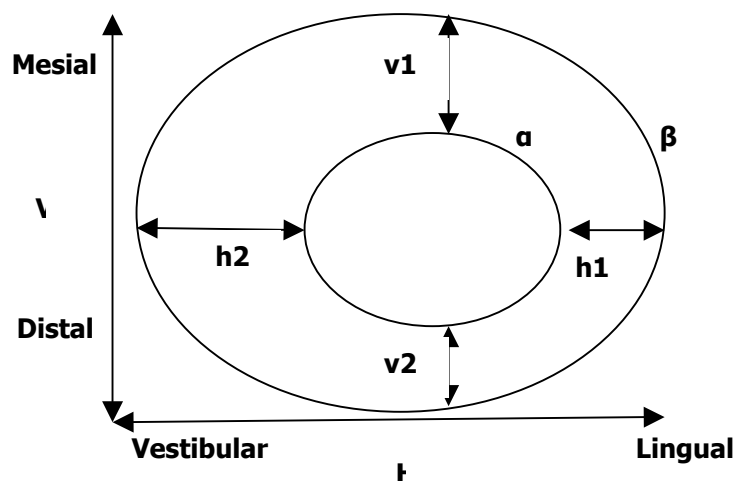


FIGURA 15 – Representação esquemática do canal radicular pré (α) e pós-instrumentado (β). Legenda: h_1 e h_2 : distâncias horizontais do ponto mais externo do canal não instrumentado e instrumentado, em relação às faces lingual e vestibular, respectivamente; v_1 e v_2 : distâncias verticais do ponto mais externo do canal não instrumentado e instrumentado, em relação às faces mesial e distal, respectivamente; H: extensão total do canal instrumentado no sentido vestibulo-lingual; V: extensão total do canal instrumentado no sentido méso-distal.

▪ Direção do transporte

Para a verificação da direção do transporte, duas linhas imaginárias serão criadas cruzando o eixo horizontal (H) e vertical (V), tendo como interseção o centro do canal não instrumentado. Assim, o canal será dividido em quatro partes de acordo com a posição do dente no arco em: disto-lingual, disto-vestibular, méso-lingual e méso-vestibular (Figura 16). A direção do transporte do canal basear-se-á, então, nos resultados calculados a partir das fórmulas usadas no transporte horizontal (A) e vertical (B), da seguinte maneira: (1) Quando A e B tiverem resultados negativos, houve transporte para disto-vestibular; (2) Quando A e B tiverem resultados positivos, houve

transporte no sentido méso-lingual; (3) Quando A for positivo e B, negativo, houve transporte no sentido disto-lingual; (4) Quando B for positivo e A, negativo, houve transporte no sentido méso-vestibular; (5) Quando A e/ou B forem iguais a zero, significa que não houve transporte.

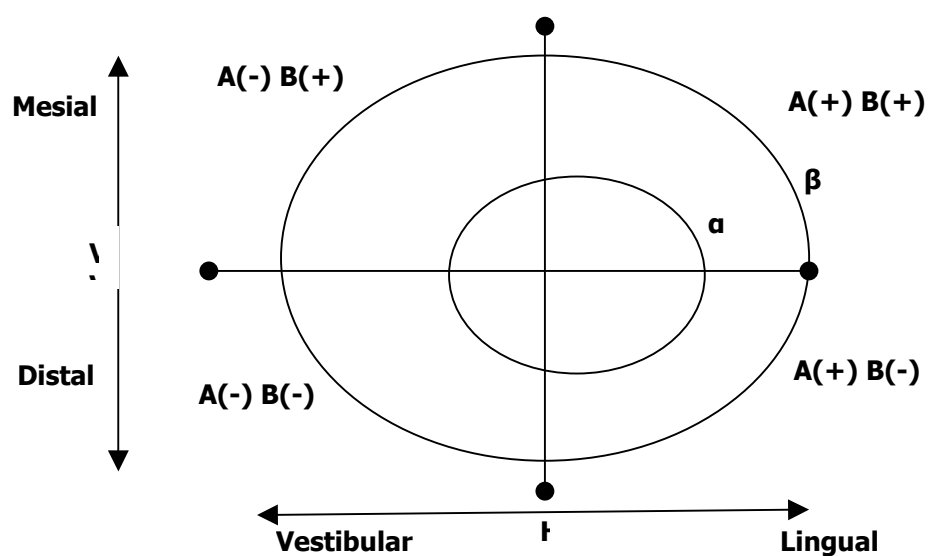


FIGURA 16 – Representação esquemática da direção do transporte do canal.

▪ Extensão do transporte do centro axial do canal radicular

A extensão do transporte do centro axial do canal radicular foi calculada, utilizando-se do mesmo princípio do Teorema de Pitágoras.

Nesse estudo, apresentamos como grande diferencial à obtenção do centro do canal radicular antes e após a instrumentação com os valores das coordenadas X-Y, que confere extrema precisão dos

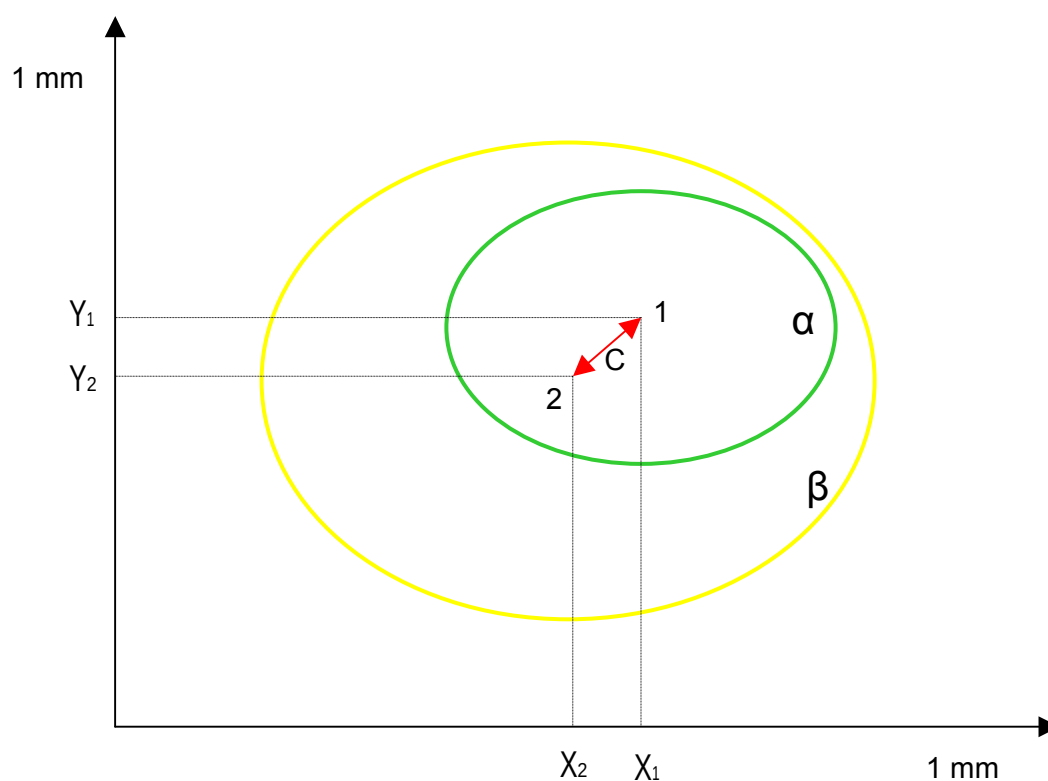
valores obtidos. Numa etapa seguinte foram sobrepostas as imagens dos canais radiculares, antes e após a instrumentação, com seus centros marcados, possibilitando ao programa calcular a distância entre os mesmos.

$$C = \sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2}$$

C- Deslocamento do centro do canal

X_1, Y_1 --Coordenadas do centro do canal antes da instrumentação

X_2, Y_2 --Coordenadas do centro do canal após a instrumentação



A - Contorno do canal radicular antes da instrumentação

B - Contorno do canal radicular após a instrumentação

1 - Centro do canal radicular antes da instrumentação

2 - Centro do canal radicular após a instrumentação

C - Deslocamento do centro do canal

FIGURA 17 - Desenho esquemático do deslocamento do centro do canal radicular, após a instrumentação.

Resultado

Neste trabalho, foram analisados três Grupos experimentais correspondente à ação dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio (Grupo I e III) e oscilo-rotatórios de aço inoxidável (Grupo II) sobre a extensão do transporte de centro axial do canal radicular. Para a avaliação da extensão do transporte do centro do canal mediram-se as coordenadas (x_1, y_1) e (x_2, y_2) do centro do canal, respectivamente, antes e depois da instrumentação. O deslocamento do centro é dado pelo teorema de Pitágoras e é igual a:

$$D = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

Foi aplicado o procedimento estatístico da análise de variância dos dados referentes ao deslocamento para que se pudesse haver comparação entre os Grupos. Utilizou-se o teste não paramétrico de Kuskal-Wallis, uma vez que os dados apresentaram desvios significativos da normalidade. O nível de significância adotado nos testes foi de 5%.

Nas Tabelas 1 a 3, respectivamente para os Grupos GI, GII, GIII, são dadas as coordenadas do centro do canal radicular nos eixos x e y, antes e após a instrumentação, e o deslocamento do centro do canal. São apresentadas também as médias e os desvios padrões relativos às coordenadas e deslocamento do centro do canal.

Tabela 1- Coordenadas do Centro do Canal radicular nos eixos x e y, antes e após a instrumentação, e o deslocamento do centro (milímetros), relativos ao Grupo I. Médias e Desvio Padrão (DP)

DENTE	COORDENADAS DO CENTRO				DESLOCAMENTO
	ANTES		DEPOIS		
	x_1	y_1	x_2	y_2	
1	2,865	2,695	2,885	2,755	0,063246
2	2,385	2,035	2,415	2,09	0,06265
3	2,38	2,335	2,375	2,395	0,060208
4	2,57	2,58	2,755	2,62	0,189275
5	2,445	2,295	2,51	2,375	0,103078
6	2,825	2,4	2,875	2,45	0,070711
7	2,455	2,235	2,49	2,265	0,046098
8	2,14	2,675	2,175	2,72	0,057009
MÉDIA	2,508	2,40	2,56	2,458	0,085
DP	0.2406	0.2300	0.2546	0.2288	0.0465

Tabela 2- Coordenadas do Centro do Canal radicular nos eixos x e y, antes e após a instrumentação, e o deslocamento do centro (milímetros), relativos ao Grupo II. Médias e Desvio Padrão (DP)

DENTE	COORDENADAS DO CENTRO				DESLOCAMENTO
	ANTES		DEPOIS		
	x ₁	y ₁	x ₂	y ₂	
1	2,285	2,205	2,39	2,2	0,105119
2	2,28	1,93	2,27	1,9	0,031623
3	2,55	2,44	2,58	2,445	0,030414
4	2,25	2,415	2,3	2,41	0,050249
5	2,325	2,44	2,34	2,39	0,052202
6	2,795	2,555	2,765	2,48	0,089777
7	2,195	2,565	2,23	2,57	0,035355
8	2,495	2,13	2,49	2,11	0,020616
MÉDIA	2,39	2,335	2,42	2,31	0,0519
DP	0.2018	0.2244	0.1811	0.2240	0.0302

Tabela 3- Coordenadas do Centro do Canal radicular nos eixos x e y, antes e após a instrumentação, e o deslocamento do centro (milímetros), relativos ao Grupo III. Médias e Desvio Padrão (DP)

DENTE	COORDENADAS DO CENTRO				DESLOCAMENTO
	ANTES		DEPOIS		
	x_1	y_1	x_2	y_2	
1	2,51	2,11	2,465	2,095	0,047434
2	2,485	1,97	2,475	2,075	0,105475
3	2,58	2,435	2,58	2,575	0,14
4	2,18	2,475	2,13	2,475	0,05
5	2,35	2,605	2,37	2,635	0,036056
6	2,49	2,575	2,48	2,715	0,140357
7	2,31	2,505	2,335	2,635	0,132382
8	2,445	2,42	2,475	2,425	0,030414
MÉDIA	2,418	2,386	2,413	2,453	0,0852
DP	0.1298	0.2263	0.1366	0.2455	0.0489

Os valores das médias dos desvios em milímetros, obtidos pelo Programa Image Tools estão representados no Gráfico 1, a seguir:

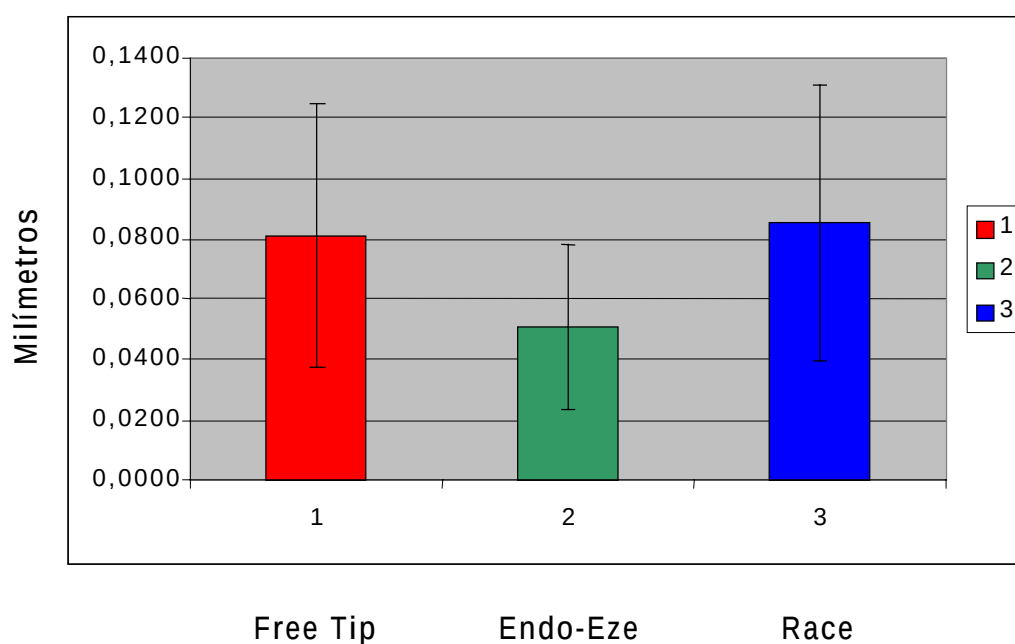


GRÁFICO 1 - Valores médios dos deslocamentos conforme os Grupos.

O resultado do qui-quadrado foi 3,56, valor não significativo ao nível de significância adotado.

▪ **Direção do Deslocamento do centro do canal radicular**

Os gráficos 2, 3 e 4, mostram respectivamente a direção do deslocamento do centro do canal radicular dos Grupos I (Free Tip), GrupoII (Endo-Eze Híbrida) e Grupo III (Race) obtido pelo programa Image Tools.

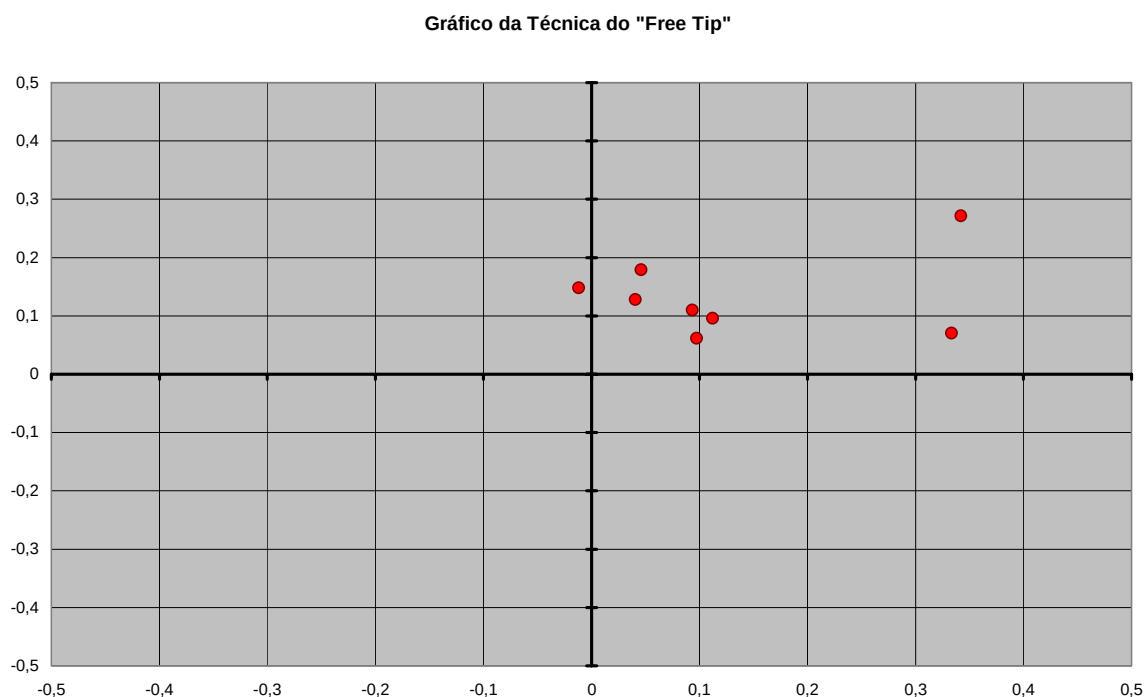


GRÁFICO 2 – Direção do deslocamento Grupo I (Free Tip).

Gráfico da Técnica do Endo-Eze

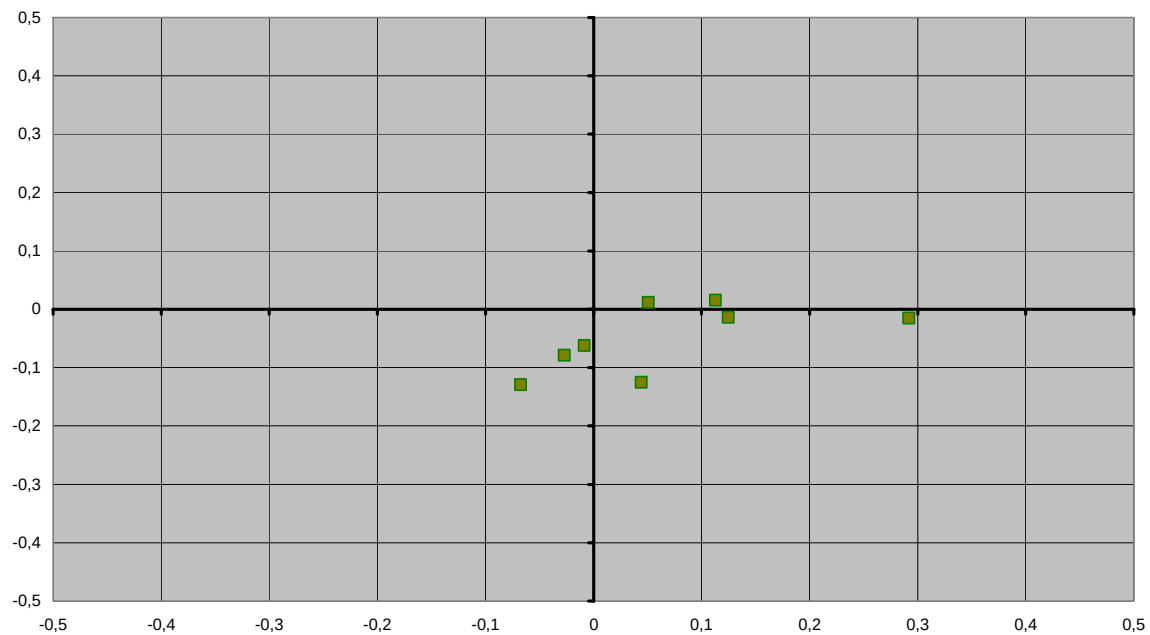


GRÁFICO 3 – Direção do deslocamento Grupo II (Endo-Eze Híbrida).

Gráfico da Técnica do RaCe

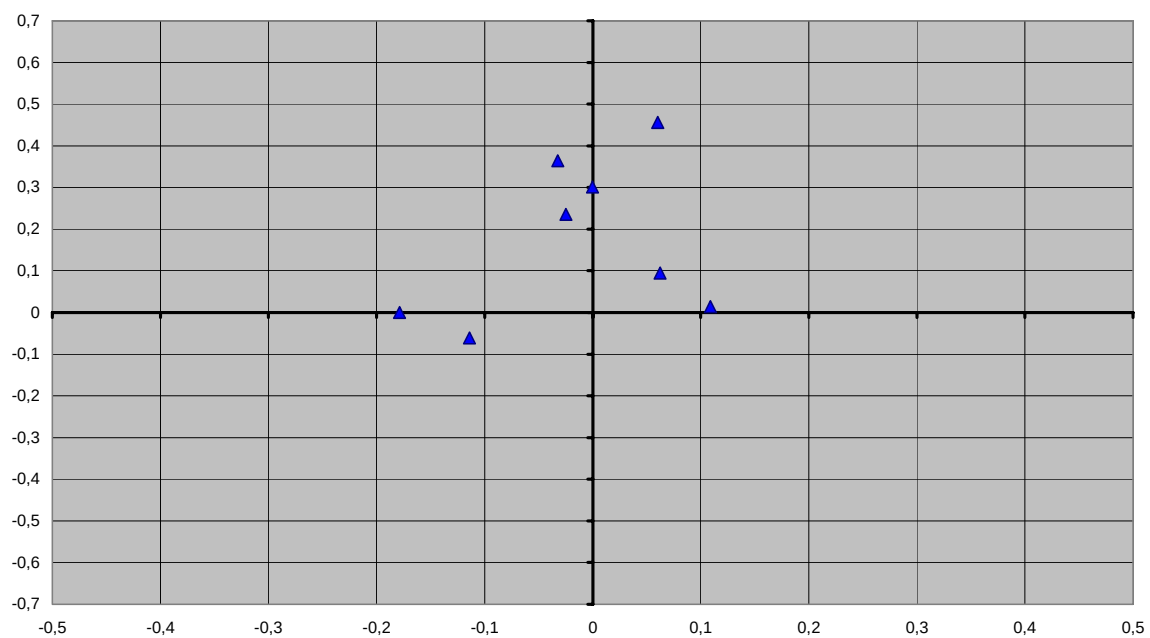


GRÁFICO 4 – Direção do deslocamento Grupo III (Race)

Discussão

Durante mais de cem anos a endodontia utilizou basicamente dois tipos de instrumentos, as limas tipo K (Alargador, K-Flex) e as limas tipo H. Combinando-se estes dois tipos de instrumentos, várias técnicas de instrumentação foram desenvolvidas. Inicialmente com o preparo no sentido ápice-coroa e posteriormente no sentido coroa-ápice, essa ínfima variedade de instrumentos, todos com mesma conicidade e mesmo comprimento da parte ativa, limitou em demasia o desenvolvimento de técnicas mais eficazes no preparo de canais radiculares.

Ao verificarmos os índices de sucesso clínico e radiográfico após dois anos de tratamento em dentes mono, bi ou tri radiculados, com as mais diversas patologias e posteriormente reconstruídos coronalmente, notamos que mesmo em países com amplo desenvolvimento científico, econômico e social, estes índices continuam muito abaixo do esperado por especialistas e pesquisadores da área, não sendo maiores que 70%⁴³.

A implantodontia, uma especialidade muito mais recente, mas empregando novas tecnologias, materiais e conhecimentos biológicos, ultrapassou consideravelmente os índices de sucesso obtidos até então pela endodontia. Essa nova especialidade, com melhores

resultados, com custo próximo do tratamento endodôntico, vêm ameaçar e muito o futuro do tratamento de canais radiculares, fazendo com que ainda mais pesquisadores na área endodôntica se esforcem na concretização da introdução de novos materiais, novas tecnologias utilizadas no diagnóstico e localização dos canais radiculares, obturação baseada em amplos conhecimentos biológicos e principalmente de novas técnicas de instrumentação, oferecendo para o paciente uma maior segurança em termos de tratamento e sucesso, um maior conforto e um custo mais baixo e acessível.

Um fato que a comunidade endodôntica possui a seu favor é a filosofia reinante de que devemos ser o menos invasivos possível, procurando sempre e primordialmente salvar o dente.

▪ **Instrumentação manual**

Acreditamos ser pertinente a discussão sobre a instrumentação manual, já que foram testadas neste trabalho alternativas à mesma, devendo assim discriminar as suas limitações. Como o próprio nome diz, estas técnicas utilizam instrumentos digitais confeccionados em aço inoxidável. Os instrumentos manuais possuem 16 mm de parte ativa e 0,02 mm/mm de conicidade²⁶. Tais limitações ocorrem devido à anatomia radicular que restringe a cinemática destes instrumentos. Assim, utilizando instrumentos que variam de diâmetro inicial de sua ponta ativa,

mas não alternam sua conicidade, inúmeros pontos de contato ocorrem entre o instrumento e o canal, já que os 16 mm de parte ativa do instrumento estão atuando em todo canal neste tipo de preparo, fazendo com que se necessite de uma força excessiva para a utilização dos mesmos, especialmente nas técnicas ápice-coroa.

Outro ponto desfavorável a esses tipos de instrumentos é com relação às propriedades da liga de aço inoxidável com as quais esses instrumentos são fabricados. Devido a pouca flexibilidade das mesmas, instrumentos mais calibrosos que as limas de número 20 possuem extrema dificuldade para acompanhar a anatomia interna dos canais radiculares, dificultando assim o preparo em canais curvos e atrésicos, já que a cinemática empregada com estes instrumentos não permite a rotação⁷⁷. Limitações como liga, conicidade única e técnicas mal elaboradas de preparo permitiram que durante mais de cem anos o tratamento endodôntico que utilizava este tipo de instrumental fosse demorado, ineficaz e conseqüentemente obtenedor de um baixo índice de sucesso⁴³.

▪ **Instrumentação rotatória**

A partir da década de 90, com a introdução comercial do NT System, a instrumentação de canais radiculares passou a contar com uma nova opção tecnológica.

A liga de níquel-titânio, mais flexível que a liga de aço inoxidável nos instrumentos de pequeno calibre, permitiu que uma cinemática rotacional fosse utilizada⁷⁷. Além disso, a confecção de instrumentos com várias conicidades permitiram que preparos pontuais, ou seja, em terços específicos do canal radicular sofressem a ação dos instrumentos⁹. No entanto, a péssima qualidade do acabamento superficial destes instrumentos, a indefinição quanto qual torque utilizar para cada tipo de lima somado a variedade dos designs dos vários tipos de instrumentos e desconhecimento de técnicas mais adequadas, fizeram com que o fantasma da “fratura de instrumentos rotatórios” tornasse temeroso e muitas vezes inviabilizasse este tipo exclusivo de instrumentação⁴⁶.

É sabido que na instrumentação rotatória com limas de níquel e titânio ocorrem fraturas por torção, flexão ou ambos⁴⁷. Para se evitar a fratura por torção, esses instrumentos deveriam trabalhar com a ponta livre, porém até os dias atuais ainda não existe uma técnica em que a ponta do instrumento estivesse verdadeiramente com a ponta livre, apesar do alarde de vários autores e indústrias quanto a este feito⁵⁷. O outro tipo de fratura, ou seja, flexional, pode ser minimizado, utilizando-se sempre instrumentos novos e movimentos de pequena amplitude de vai e vêm, denominado movimento de bicada. Tais inconvenientes, assim como altos custos, domínio de técnica e conhecimento de todos os sistemas rotatórios, limitam sua exclusiva utilização⁴³. Outro fator

importante na limitação do uso indiscriminado de instrumentos rotatório seria relacionado à anatomia interna dos canais radiculares. Esses instrumentos, devido principalmente a sua cinemática de uso, funcionam com maior qualidade em canais que possuem uma anatomia arredondada, fato este que ocorre apenas em aproximadamente 20% dos grupos dentários, limitando ainda mais o uso exclusivo destes instrumentos para limpeza e modelagem dos canais radiculares⁷.

▪ **Instrumentação oscilatória**

Um dos fatores de maior limitação da endodontia é o tempo gasto na realização do mesmo⁴⁴. A instrumentação oscilatória é uma das tentativas que surgiu para minimizar este inconveniente. Assim, desde os anos 60, busca-se a substituição da cinemática manual por movimentação mecânica. Desde o surgimento do Giromatic, vários sistemas foram introduzidos no mercado⁴⁴. Atualmente, o sistema Endo-Eze possui cinemática de oscilação recíproca de 30°, em uma peça de mão ajustável ao micromotor convencional ou elétrico. A novidade recai no fato de se utilizar três instrumentos de aço inoxidável, porém com conicidades diferentes e maiores que a convencional (0,02 mm/mm). Utilizando-se o método ápice-coroa e variando-se as conicidades em ordem crescente, rapidamente proporciona-se adequadamente a modelagem e limpeza dos canais radiculares¹⁶. Para compensar a

pequena flexibilidade da liga de aço inoxidável, os três instrumentos utilizados possuem D_0 respectivamente de 0,10, 0,13 e 0,13 mm. Apesar de serem bastante delgados, estes instrumentos, em função da cinemática promovem um alargamento adequado do canal radicular¹⁶.

No nosso entender, apesar de todos os avanços, nenhum sistema, sejam eles rotatórios, manuais ou oscilatórios, pode ser considerado totalmente eficaz. Na nossa concepção, aproveitando-se o que cada um têm de melhor e hibridizando estes pontos positivos de cada tipo de instrumentação, poderemos solucionar de maneira integral e abrangente os problemas relacionados ao preparo biomecânico dos canais radiculares. É lógico que não será somente uma técnica híbrida que dará cabo a esses problemas. Mas o domínio e utilização dos três sistemas (manual, rotatório e oscilatório) permitirão um grande número de variedades híbridas, que, supostamente, se ajustarão nas soluções de diferentes problemas. Assim, nos propusemos a testar três diferentes técnicas que utilizam pelo os três tipos de instrumentação no preparo biomecânico. Antes de descrevermos cada uma destas técnicas, indicamos as principais vantagens de cada uma delas.

▪ **Na instrumentação manual**

As principais vantagens da instrumentação manual são:

- Exploração segura, já que os instrumentos de aço inoxidável, por serem pouco flexíveis, permitem grande transmissão de sensibilidade tátil.
- Resistência à fratura, já que nos instrumentos de pequeno calibre a resistência é maior quando comparada à liga de níquel e titânio.
- A liga de aço inoxidável permite um pré-curvamento e o mesmo, com movimento de cateterismo e exploração permite, através da sensibilidade tátil, o conhecimento da anatomia do canal radicular.

A todos estes fatos soma-se o custo acessível destes instrumentos.

▪ **Na instrumentação rotatória**

Com o surgimento da liga de níquel-titânio nos anos oitenta, um novo rumo foi dado à terapia endodôntica com relação ao design dos instrumentos, tendo como consequência a possibilidade de rotacionar os instrumentos no interior do canal radicular. Sendo as limas confeccionadas com este tipo de liga muito mais flexível que o aço inoxidável, notaram-se inúmeras vantagens decorrentes desta mudança:

- Ganho de tempo no preparo, já que os instrumentos podem ser acoplados a peças de mão e motores elétricos, o que otimiza o tempo gasto no preparo (SCHÄFER et al.⁶⁴, 2003).

- -Um maior desgaste e um menor deslocamento, devido à mudança radical no design e a flexibilidade que esses instrumentos possuem.
- -Possibilidade de uma limpeza mais eficaz no terço apical de canais curvos e atrésicos, possibilitando que instrumentos com maior diâmetro na ponta possam atingir a porção apical com o menor efeito deletério possível.

▪ **Na instrumentação oscilatória**

A técnica oscilatória vem novamente a ser utilizada como alternativa para realização de um preparo eficaz, com ganho de tempo, conicidades diferentes do padrão e com uma segurança inerente às ligas de aço inoxidável superior quando comparado às ligas de níquel e titânio. Além disso, deve-se levar em consideração o custo do tratamento perante a realidade sócio-econômica brasileira, o que pode ser considerado uma outra vantagem da instrumentação oscilatória sobre a rotatória.

▪ **Descrição das três técnicas**

Perante as explicações dadas acima, optamos neste trabalho a utilização de técnicas híbridas que viessem a otimizar o preparo biomecânico, uma vez que somente um tipo de instrumentação, seja ele manual, rotatória ou oscilatória não supre todas

as necessidades inerentes aos mais diferentes complexos anatômicos encontrados na endodontia.

- **Técnica Free Tip**

Nesta técnica, há a somatória da exploração manual com instrumentos de aço inoxidável e complementada com instrumentos rotatórios de níquel e titânio. A técnica inicia-se justamente com um instrumento de aço inoxidável de $d_1=15\text{mm}$ (lima Kerr nº 15) até o comprimento real de trabalho C.R.T, criando um “caminho” para a posterior utilização dos instrumentos rotatórios.

Seguiu-se com uma seqüência coroa-ápice, cujos instrumentos que atuaram nos terços cervical e médio são Sx Protaper, com $d_1=19\text{mm}$ e conicidade crescente e instrumento Profile $d_1=25\text{mm}$ e conicidade 0,06mm. Na área analisada, ou seja, no limite apical de instrumentação, utilizou-se uma seqüência em que se alternaram as conicidades de 0,04 e 0,02, com instrumentos Profile $d_1=20\text{mm}$, conicidade 0,02, $d_1=20\text{mm}$, conicidade 0,04, $d_1=25\text{mm}$, conicidade 0,02, $d_1=25\text{mm}$, conicidade 0,04 e $d_1=30\text{mm}$, conicidade 0,02.

- **Técnica Endo-Eze Híbrida**

A diferença desta técnica para as demais foi com relação à somatória dos diversos tipos de instrumentação utilizados neste trabalho (Manual, Rotatória e Oscilatória). Como em todas as técnicas

utilizadas neste trabalho, o primeiro instrumento utilizado foi uma lima manual de aço inoxidável $d_1=15\text{mm}$ (lima Kerr nº 15) até o comprimento real de trabalho C.R.T. Em seguida, os instrumentos Endo-Eze Amarelo $d_1=0,10\text{mm}$, conicidade $0,025\text{mm/mm}$, Endo-Eze Azul, $d_1=0,13\text{mm}$, conicidade $0,045\text{mm/mm}$ e Endo-Eze Verde, $d_1=0,13$, conicidade $0,065\text{mm/mm}$ foram levados diretamente ao C.R.T.

Após a seqüência Endo-Eze, o instrumento rotatório SX Protaper ($d_1=0,19\text{mm}$ e conicidade variável) foi levado ao canal radicular e utilizado em todo seu comprimento de 19mm .

- **Técnica Race**

A seqüência que foi adotada nessa técnica é a mesma do fabricante, com a diferença que houve a exploração manual com uma lima de aço inoxidável $d_1=0,15\text{mm}$ (Kerr nº 15) até o C.R.T, para criar um “caminho” para a instrumentação rotatória posterior, e a não utilização da lima rotatória $d_1=0,30\text{mm}$ e conicidade $0,06\text{mm/mm}$ para o desgaste cervical e médio do canal.

Após a exploração, seguiu-se a seqüência coroa-ápice com grandes conicidades nos terços cervical e médio ($d_1=0,40\text{mm}$ e conicidade de $0,10\text{mm/mm}$ e $d_1=0,35$, conicidade $0,08\text{mm/mm}$). Na área de avaliação, alternaram-se conicidades de $0,02$ e $0,04\text{mm/mm}$, com d_1 inicial $0,25$ e terminando com $d_1=30\text{mm}$ com conicidade de $0,02\text{mm/mm}$.

▪ A escolha do dente artificial

Dentes humanos extraídos e blocos de acrílico são as formas mais utilizadas para se avaliar a capacidade de um instrumento endodôntico em alargar e acompanhar a forma original do canal radicular.

A grande dificuldade em se utilizar dentes extraídos como estudo “in vitro” deve-se ao fato da padronização dos corpos de prova. Idade, sexo, patologia, comprimento, diâmetro, curvaturas e dureza dentinária, podem interferir nos resultados. A dureza dentinária da porção coronária é diferente da porção radicular, segundo Hodge e McKay³⁶; Wright e Fenske⁷⁹. Dentes portadores de processo de cárie, atrição ou abrasão²⁵, necrose e vitalidade também influem, independente da porção dentária, na dureza dos dentes.

A obtenção de dentes extraídos geralmente é feita a partir de bancos de dentes, sendo difícil, através da análise visual, distinguirmos o processo patológico que acometeu um referido dente no momento da sua extração.

Por este motivo, de acordo com a Comissão de Ética que regulamenta as pesquisas em Odontologia, “todo dente extraído utilizado em estudos científicos deve conter um histórico clínico e patológico”. Esse é mais um fator que dificulta, e algumas vezes inviabiliza, a utilização de dentes extraídos em trabalhos de pesquisa. Outro fator a ser considerado, é a idade dos dentes. Dentes de pacientes senis,

geralmente apresentam dureza dentinária maior do que de pacientes jovens, segundo Wright e Fenske⁷⁹.

Estes autores também constataram variabilidade na dureza dentinária, em pacientes de diferentes sexos, sendo que os dentes de pacientes do sexo feminino apresentam maior dureza do que os de sexo masculino.

Os blocos de resina, também denominados canais simulados, foram inicialmente introduzidos por Weine et al. ⁷⁸ (1975). Esta metodologia consiste em se reproduzir um canal radicular de forma padronizada nos três terços quanto ao comprimento, diâmetro, dureza e curvatura, permitindo a avaliação dos instrumentos endodônticos. Este método tem sido muito utilizado em estudos de capacidade de modelagem dos instrumentos rotatórios de níquel e titânio, Camps e Pertot¹⁷ (1995), Bishop e Dummer⁹ (1997), Sontag et al. ⁷¹ (2003). Porém, outros autores, como Lim e Webber (1995)⁴⁵ e Coleman e Svec²³ (1997), consideram não haver diferença em se avaliar técnicas de instrumentação em dentes extraídos ou em blocos de resina. Por outro lado, considera-se que a transparência dos blocos de resina favorece a pesquisa pela análise visual dos corpos de provas através de fotografias^{15,64}, filmagens¹⁴, ou digitalização das imagens e análise computacional⁷³, ao passo que, a análise por transparência em dentes naturais extraídos necessita para análise que os mesmos sejam diafanizados, cujo processo pode apresentar um número maior ainda de variáveis como, como por exemplo,

perda de substância calcificada e de estrutura tintorial, o que dificultará, mais ainda, a padronização e confiabilidade dos resultados.

Utilizou-se nesse estudo, como modelo experimental, pré-molares artificiais, confeccionados em resina, contendo um único canal com uma curvatura de quarenta graus. Embora o comprimento do canal e ângulo de curvatura tenham sido padronizados, (obedecendo aos padrões propostos por SCHNEIDER⁶⁹ e WEINE et al.⁷⁸), a anatomia interna dos mesmos foi diferente, simulando as situações encontradas nos dentes humanos.

A literatura endodôntica pode fornecer diversos métodos empregados até hoje para a análise comparativa de técnicas de instrumentação dos canais radiculares, sendo o deslocamento do centro do canal^{20,34,58}, o de interesse nesse estudo.

O uso da mulfla^{13,20}, associado com o corte transversal, também pode ser considerado um método bastante amplo em que se pode analisar vários tópicos de estudo como área, forma, desvio e centralização do canal. Outros usos bastante utilizados são: microscópio óptico⁸, o estudo de imagens fotográficas^{13,30,63}, filmagem em vídeo¹⁹, digitalização por scanner^{1,35,57,73,75}, e tomografia computadorizada⁶⁰.

No nosso trabalho, os dentes foram seccionados a uma distância de 1,5 mm aquém do ápice radicular, visto que é nessa região onde provavelmente perceberíamos a maior incidência de eventuais deformações, deslocamentos, degraus, perfurações etc. De acordo com

Weine et al.⁷⁸ (1975), o transporte do canal radicular ocorre com freqüência nos milímetros apicais da raiz. Para este corte foi utilizado um disco diamantado de 0,15 mm, o que permitiu um mínimo de perda da estrutura.

A literatura é vasta quanto a forma de aquisição de imagens das secções das raízes a serem avaliadas. Coleman et al.²⁴ (1996) e Glosson et al.³⁰ (1995) capturaram as imagens diretamente, filmando-as com uma microcâmera acoplada a um microscópio.

As imagens da nossa amostra foram obtidas através de uma placa de captura Pinnacle VR150 com uma resolução de 2500x1500 d.p.i (pontos por polegada) e em seguida transferidas a um computador. A avaliação das mesmas foi feita por meio de um programa de editoração de imagens do *software* Image Tools (The University of Texas Health Science Center in San Antonio) para a determinação do desvio do centro do canal.

Vários parâmetros tem sido abordados para a mensuração dos dados obtidos através das imagens. A extensão do movimento do centro do canal radicular (CARVALHO et al.²⁰, 2000), alteração da área do canal radicular (COLEMAN et al.²⁴, 1996; GLOSSON et al.³⁰ 1995; KUHN et al.⁴¹, 1997), o coeficiente de centralização do instrumento (COLEMAN et al.²⁴, 1996; GLOSSON et al.³⁰, 1995, KUHN et al.⁴¹, 1997).

Em nosso trabalho analisamos a direção e o transporte do centro axial do canal radicular, a partir das coordenadas x e y do centro

do canal calculado pelo programa Image Tools antes e após a instrumentação.

▪ **Discussão dos Resultados**

As Tabelas 1, 2 e 3 apresentam os valores obtidos tanto para x_1 e x_2 quanto para y_1 e y_2 , que representam uma correlação numérica de onde depreende-se a interpretação e entendimento do fenômeno deslocamento. A representação gráfica destes dados nos remete a figura x, onde, embora não tenha havido diferença estatística entre os grupos estudados, evidencia-se em ordem crescente os seguintes grupos quanto ao deslocamento:

1)Endo-Eze (Híbrida); 2)Free-tip; 3)Race .

O Grupo I (Free Tip), na qual foi utilizada uma seqüência crown-down com o uso do instrumento Protaper SX apenas para o desgaste cervical e instrumentos Profile para o preparo dos terços médio e apical do canal radicular, o deslocamento foi superior ao Grupo II (Endo-Eze Híbrida) e inferior ao Grupo III (Race). Alternando-se conicidades e direcionando-se apicalmente um instrumento de níquel e titânio, cuja flexibilidade é muito superior ao de um instrumento de aço inoxidável, o desgaste efetivo do terço cervical e médio conseguido previamente com o uso do instrumento Protape SX e Profile de conicidade

0,04 mm/mm permite que um instrumento de diâmetro relativamente grande (0,30 mm) atue no terço avaliado quase sem pressão nas paredes, uma vez que este desgaste prévio é muito efetivo. Além disso, esta técnica foi criada com o intuito de se deixar a ponta do instrumento atuando quase livremente no interior do canal radicular, o que direcionaria a um menor transporte do canal a cada troca de instrumento utilizado. Apesar do deslocamento deste grupo ter sido maior que o do Grupo II(Endo-Eze), os pequenos valores encontrados para este grupo apenas ratificam diversos outros trabalhos, como o de Xu et al.⁷⁶, que compararam os instrumentos Profile, Protaper, Hero 642 e K-Files, todos usados em uma seqüência crown-down, quanto ao preparo do canal radicular; Iqbal et al.³⁸, que analisaram o transporte de canais radiculares “in vitro” utilizando instrumentos Profile série 29 e Greater Taper (GT); Ayar e Love⁵, que comparam “in vitro” instrumentos Profile e K3 quanto a forma final do preparo dos canais radiculares; Park⁵⁵, que observou “in vitro” a manutenção da trajetória original de canais radiculares preparados com instrumentos Greater Taper (GT), Profile e limas tipo K de aço inoxidável e Kavanagh e Lumley⁴⁰, que também observaram “in vitro” a manutenção da trajetória original de canais radiculares utilizando instrumentos Profile 0.04, 0.06 e Profile manual juntamente com brocas de Gates-Glidden e, desta maneira, apenas confirmaram nossos resultados com os mínimos desvios observados.

O Grupo II (Endo-Eze Híbrida) foi o que apresentou o menor grau de deslocamento, discordando dos trabalhos de Camargo¹⁶, que analisou também “in vitro” o desgaste e deslocamento provocado quando se utiliza a técnica Endo-Eze pura, e também de Paque et al.⁵³, que encontram elevados índices de deslocamento quando se utilizou o sistema Endo-Eze. Uma explicação para o menor deslocamento encontrado no nosso trabalho, seria o diâmetro da ponta desses instrumentos, a liga com a qual estes instrumentos são fabricados e a conseqüente cinemática empregada na utilização dos mesmos. Por se tratar de instrumentos fabricados com uma liga de aço inoxidável e possuírem um diâmetro de ponta diminuto (0,10, 0,13 e 0,13 mm respectivamente), foi preconizada para a utilização desses instrumentos uma cinemática oscilatória recíproca de 30 graus, com movimentos de vai e vêm, afim de que o instrumento atuasse em todas as paredes do canal radicular, o que não confere a esses instrumentos, mesmo realizando um pré-curvamento dos mesmos em casos de curvaturas abruptas, uma boa capacidade de remoção de tecido ao nível apical, ou seja, o desgaste nesse nível pode ser considerado menor em relação à instrumentos que alcancem o nível apical com um maior diâmetro de ponta ativa, o que conferiria um menor deslocamento, lembrando a relação direta entre desgaste e deslocamento.

Analisando a Tabela 3, o grau de deslocamento encontrado para o Grupo III (Race) foi praticamente o mesmo encontrado

para o Grupo I (Free Tip), ou seja, ambos os grupos tiveram um grau de deslocamento parecido, embora sejam substancialmente mínimos, são superiores ao Grupo II (Endo-Eze Híbrida). Isso pode ser explicado pela semelhança das técnicas utilizadas nos dois grupos. No Grupo III (Race) também se utilizou uma seqüência crown-down cujo diâmetro e conicidade do instrumento de NiTi que alcançou o nível apical foi semelhante ao último instrumento utilizado no preparo do Grupo I (Free Tip), ou seja, um instrumento com $D_1=0,30\text{mm}$ e conicidade $0,02\text{mm/mm}$, o que justificaria a semelhança e maior deslocamento por parte desses dois Grupos em relação ao Grupo II (Endo-Eze Híbrida)

Outros trabalhos que também podem ser citados e que estão de acordo com os nossos resultados na averiguação de um pequeno grau de deslocamento quando se utiliza uma seqüência Race crown-down são: Shafer e Valssis ^{65,66}, que compararam “in vitro” a efetividade na modelagem de canais radiculares utilizando instrumentos Race e Protaper; Paque e Musch ⁵⁴, que analisaram vários parâmetros no preparo de canais radiculares, entre eles o deslocamento, utilizando também instrumentos Race e Protaper; Yoshimine et al.⁸⁰, que observaram a efetividade dos instrumentos Race, Protaper e K3 quanto ao deslocamento de canais radiculares, e Guelzow et al.³³, que compararam vários tipos de instrumentos (FlexMaster, System GT, Hero 642, K3, Protaper e Race) quanto a forma final dos canais radiculares.

Devemos ressaltar que os dentes utilizados apresentavam canais irregulares e conicidade próximos a de dentes humanos, trazendo um modelo mais fidedigno da realidade.

▪ **Constatações**

Após a revisão de literatura, a realização e a análise dos resultados e discussão, constatou-se que:

- Todos os grupos testados alargaram o canal radicular no terço avaliado.
- Em diferentes graus, este desgaste está associado ao deslocamento.
- Nossos resultados estiveram próximos à literatura pertinente, apesar de que alguns artigos apresentaram resultados adversos aos nossos.
- Trabalhos relacionados ao Endo-Eze são escassos na literatura e impediram uma confrontação maior com os nossos resultados.

Conclusão

A avaliação comparativa das três diferentes técnicas de instrumentação testadas apresentou extensão de deslocamento para os seguintes grupos na ordem crescente:

1. Grupo II (Endo-Eze Híbrida);
2. Grupo I (Free Tip)
3. Grupo III (Race)

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados.

Quanto ao direcionamento do deslocamento do canal radicular, apenas a técnica Free Tip apresentou uma padronização da direção.

Referências *

1. ABOU-RASS, M.; ELLIS, M. A comparison of three methods of hand and automated instrumentation using the CFS and M4 for preparations of curved and narrow simulated root canals. *Braz. Endod. J.*, Goiânia, v.1, n.1, p.25-33, Dec. 1996.
2. AL-OMARI, M.A.O.; DUMMER, P.M.H.; NEWCOMBE, R.G. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.25, n.2, p.57-66, Mar. 1992.
3. AL-OMARI, M.A.O.; DUMMER, P.M.H.; NEWCOMBE, R.G.; DOLLER, R.; HARTLES, F. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.25, n.2, p.67-81, Mar. 1992.
4. ANDREASEN, G.F.; HILLEMAN, TB. An evaluation of 55-cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.82, n.6, p.1373-1375, June 1971.
5. 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, Sept. 2004.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR6023: informação e documentação - referências - elaboração. Rio de Janeiro: ABNT, 2002. 24p.

6. BANEGAS, G.; ZMENER, O.; GRIMBERG, F.; CHIACHIO, L. Conductos radiculares artificiales: análisis de su confiabilidad para el estudio de diferentes técnicas de instrumentación. *Rev. Asoc. Odontol. Argent.*, Buenos Aires, v.88, n.3, p.269-272, mayo/jun. 2000.
7. BARBIZAM, J.V.; FARINIUK, L.F.; MARCHESAN, M.A.; PECORA, J.D.; SOUZA-NETO, M.D. Effectiveness of manual and rotary instrumentation techniques for cleaning flatlened root canals. *J. Endod.*, Chicago, v.28, n.5, p.365-366, May 2002.
8. BAUMGARTNER, J.C.; MARTIN, H.; SABALA, C.L.; STRITTMATTER Jr., E.J.; WILDEY, W.L.; QUIGLEY, N.C. Histomorphometric comparison of canals prepared by four techniques. *J. Endod.*, Chicago, v.18, n.11, p.530-534, Nov. 1992.
9. BISHOP, K.; DUMMER, P.M.H. A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals. *Inst. Endod. J.*, Oxford, v.30, n.1, p.25-34, Jan. 1997.
10. BLUM, J.Y.; MACHTOU, P.; MICALLEFF, J.P. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.32, n.2, p.108-114, Mar. 1999.
11. BLUM, J.Y.; CHEN, A.; MACHTOU, P.; MICALLEFF, J.P. Analysis of forces developed during mechanical preparation on extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.32, n.1, p.24-31, Jan. 1999.

12. BONETTI FILHO, I.; TANOMARU FILHO, M. Avaliação do sistema Quantec e limas manuais de níquel-titânio na instrumentação de canais radiculares em bloco de resina transparente. *Odontol. Clín.*, Araraquara, v.9, n.1, p.11-14, jan./jun. 1999.
13. BRAMANTE, C.M.; BERBERT, A.; BORGES, R.P. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J. Endod.*, Chicago, v.13, p.243-245, May 1987.
14. BRISEÑO, B.M.; SONNABEND, E. The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an *in vitro* study. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.24, n.1, p.15-23, Jan. 1991.
15. BRISEÑO, B.M.; KREMES, L.; HAMM, G.; NITSCH, C. Comparison by means of computer-supported device of the enlarging characteristics of two different instruments. *J. Endod.*, Chicago, v.19, n.6, p.281-287, June 1993.
16. CAMARGO, J.M.P. *Estudo comparativo do preparo do canal radicular de dentes artificiais utilizando diferentes técnicas automatizadas de instrumentação*. 2004. 190 f. Tese (Doutorado em Endodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.
17. CAMPS, J.J.; PERTOT, W.J. Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in linear motion. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.28, n.6, p.279-284, Nov. 1995.
18. CAMPS, J.J.; PERTOT, W.J. Torsional and stiffenes properties of nickel-titanium K files. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.28, n.5, p.239-243, Sep. 1995.

19. CARVALHO, L.A.P. *Análise comparativa da extensão e da direção do transporte do centro do axial canal radicular após a instrumentação com limas de níquel e titânio e de aço inoxidável*. 1997. 157 f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1997.
20. CARVALHO, L.A.P. *Avaliação do preparo de canais radiculares com limas manuais e rotatórias de níquel e titânio e análise do aspecto morfológico das limas antes e após o uso*. 2000. 207 f. Tese (Doutorado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.
21. CASTRO, E.T.; BRAMANTE, C.M. Manutenção do trajeto original após a instrumentação de canais curvos usando o sistema Quantec 2000. *Rev. Fac. Odontol. Bauru*, Bauru, v.4, n.3/4, p.89, jul./dez. 1997.
22. CLEM, W.H. Endodontics: the adolescent patient. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v.13, n.2, p.483-493, Apr. 1969.
23. COLLEMAN, C.L.; SVEC, T.A. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J. Endod.*, Chicago, v.23, n.4, p.232-235, Apr. 1997.
24. COLLEMAN, C.L.; SVEC, T.A.; RIEGER, M.R.; SUCHINA, J.A.; WANG, M.M.; GLICKMAN, G.N. Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of digital imaging. *J. Endod.*, Chicago, v.22, n.11, p.603-607, Nov. 1996.

25. CRAIG, R.G.; GEHRING, P.E.; PEYTON, F.A. Relation of structure to the microhardness of human dentin. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.38, n.3, p.624-630, May/June 1959.
26. DAVIES, D.B.; CORCORAN, J.F.; CRAIG, R.G. Evaluation of mechanical properties of machined versus twisted endodontic instruments. *J. Endod.*, Chicago, v.17, n.4, p.191, Apr. 1991.
27. DIETZ, D.B.; DI FIORE, P.M.; BAHCALL, J.K.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Effect of rotational speed on breakage of nickel-titanium rotary files. *J. Endod.*, Chicago, v.26, n.2, p.68-71, Feb. 2000.
28. 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.
29. ESPOSITO, P.T.; CUNNINGHAM, C.J. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J. Endod.*, Chicago, v.21, n.4, p.173-176, Apr. 1995.
30. GLOSSON, C.R.; HALLER, R.H.; DOVE, S.B; del RIO, C.E. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti hand engine-driven, and K-Flex endodontics instruments. *J. Endod.*, Chicago, v.21, n.3, p.146-151, Mar. 1995.
31. GLUSKIN, A.H.; BROWN, D.C.; BUCHANAN, L.S. A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in

- canals shaped by novice operators. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.34, n.6, p.476-484, Sept. 2001.
32. GOERIG, A.C.; MICHELIN, R.J.; SCHULTZ, H.H. Instrumentation of root canals in molars using the step-down technique. *J. Endod.*, Chicago, v.8, n.12, p.550-554, Dec. 1982.
33. GUELZOW, A.; STAMM, O.; MARTUS, P.; KIELBASSA, A.M. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.38, n.10, p.743-52, Oct. 2005.
34. HECK, A.R. *Avaliação radiográfica da deformação apical com uso de instrumentos manuais de aço inoxidável e de liga de níquel e titânio e rotatórios de liga de níquel e titânio*. 1997. 131 f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 1997.
35. HIMEL, B.R.; CUNNINGHAM, C.J.; SHEN, C.; RICHARDS, N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilization. *J. Endod.*, Chicago, v.26, n.2, p.76-80, Feb. 2000.
36. HODGE, H.C.; McKAY, H. The microhardness of teeth. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.124, n.2, p.227-233, Feb. 1993
37. INGLE, J.I. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, St. Louis, v.14, n.1, p.83-91, Jan. 1961.

38. IQBAL, M. K.; FIRIC, S.; TULCAN, J.; KARABUCAK, B.; KANG, J.; KIM, S. Comparison of apical transportation between Profile and Protaper Ni-Ti rotary instrumentation. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.37, n.6, p.359-64, June. 2004.
39. IQBAL, M. K.; MAGGIORE, F.; SUH, B.; EDWARDS, K.R.; KANG, J.; KIM, S. Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. *J. Endod.*, Chicago, v.29, n.9, p.587-591, Sept. 2003.
40. KAVANAGH, D.; LUMLEY, P.J. An in vitro evaluation of canal preparation using Profile .04 and .06 taper instruments. *Endod. Dent. Traumatol.* Copenhagen, v.14, n.1, p.16-20, Feb. 1998.
41. KUHN, W.G.; CARNES Jr., D.L.; CLEMENT, D.J.; WALKER III, W.A. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *J. Endod.*, Chicago, v.23, n.12, p.735-738, Dec. 1997.
42. LAURICHESSE, J.M. Evolution des instruments canaux mécanisés: Nickel Titane, rotation continue et conicité variable. *Rev. Fr. Endod.*, Paris, v.15, n.2, p.41-54, juin 1996.
43. LEONARDO, M.R. *Endodontia: tratamento de canais radiculares: princípios técnicos e biológicos*. São Paulo: Artes Médicas, 2005. 2.v.
44. LEONARDO, M.R.; LEONARDO, R.T. *Sistemas rotatórios em endodontia*. São Paulo: Artes Médicas, 2002. 323p.

45. LIM, K.C.; WEBBER, J. The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root a canal shape. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.18, n.4, p.240-246, Oct. 1985.
46. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; ESTRELA, C.; FONTES, P.P.; TUCHMAN, D. Emprego de limas acionadas a motor no preparo de canais radiculares. *Rev. Bras. Odontol.*, Rio de Janeiro, v.53, n.5, p.20-24, set./out. 1996.
47. LOPES, H.P.; ELIAS, C.N.; ESTRELA, C.; SIQUEIRA JR., J.F.; FONTES, P.P. Influência de limas endodônticas de Ni-Ti e de aço inoxidável, manuais e acionadas a motor no deslocamento apical. *Rev. Bras. Odontol.*, Rio de Janeiro, v.54, n.2, p.67-70,mar./abr. 1997.
48. LUITEN, D.J.; MORGAN, L.A.; BAUMGARTNER, J.C.; MARSHALL, J.G. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. *J. Endod.*, Chicago, v.21, n.1, p.26-32, Jan. 1995.
49. MCSPADDEN, J.T. *Advanced geometries in endodontic micro files : the rationale*. NT Company, 1996.
50. MCSPADDEN, J.T. Une nouvelle approche pour la préparation et lóbturation canalaire :les instruments mecanisés en nickel-titane et la gutta-percha multiphases. *Rev. Fr. Endod.*, Paris, v.12, n.1, p.9-19, 1993.

51. MORGAN, L.F.; MONTGOMERY, S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J. Endod.*, Chicago, v.10. n.10, p.491-498, Oct. 1984.
52. MULLANEY, T.P. Instrumentation of finely curved canals. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v.23, n.4, p.575-592, Oct. 1979.
53. PAQUE, F.; BARBAKOW, F.; PETERS, O.A. Root canal preparation with Endo-Eze AET: changes in root canal shape assessed by micro-computed tomography. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.38, n.7, p.456-64, July. 2005.
54. PAQUE, F.; MUSCH, U.; HULSMANN, M. Comparison of root canal preparation using Race and Protaper rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.38, n.1, p.8-16, Jan. 2005.
55. PARK, H. A comparison of greater tape files, profiles and stainless steel files to shape curved root canals canal. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol Endod.*, St. Louis, v.91, n.6, p.715-18, June 2001.
56. PECORA, J.D.; CAPELLI, A.; GUERISOLI, D.M.; SPANO, J.C.; ESTRELA, C. Influence of cervical preflaring on apical file size determination. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.38, n.7, p.430-435, July 2005.
57. PETERS, O.A.; PETERS, C.I.; SCHÖNENBERGER, K.; BARBAKOW, F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.36, n.2, p.86-92, Feb. 2003.

58. PONTI, T.M.; MCDONALD, N.J.; KUTTLER, S.; STRASSLER, H.E.; DUMSHA, T.C.
Canal centering ability of two rotary file system. *J. Endod.*, Chicago, v.28, n.4,
p.283-286, Apr. 2002.
59. POULSEN, W.B.; DOVE, S.B.; del RIO, C.E. Effect of nickel-titanium engine-driven
instrument rotational speed on root canal morphology. *J. Endod.*, Chicago, v.21,
n.12, p.609-612, Dec. 1995.
60. RHODES, J.S.; PITT FORD, T.R.; LYNCH, J.A.; LIEMPS, P.J.; CURTIS, R.V. A
comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using
microcomputed tomography. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.33, n.3, p.279-285, May 2000.
61. ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G. The "balanced force" concept for
instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, Chicago, v.11, n.5, p.203-211, May
1985.
62. SAUNDERS, W.P.; SAUNDERS, E.M. Effecting of no cutting tipped instruments on
the quality of root canal preparation using a modified double-flared technique. *J.
Endod.*, Baltimore, v.18, n.1, p.32-36, Jan. 1992.
63. SCHÄFER, E. Effects of four instrumentation techniques on curved canals: a
comparison study. *J. Endod.*, Chicago, v.22, n.12, p.685-689, Dec. 1996.
64. SCHÄFER, E.; FLOREK, H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments
compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated
curved canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.36, n.3, p.208-217, Mar. 2003.

65. SCHÄFER, E.; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.37, n.4, p.229-238, Apr. 2004.
66. SCHÄFER, E.; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.37, n.4, p.239-248, Apr. 2004.
67. SCHAFFER, E.; TEPEL, J.; HOPPE, W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, Chicago, v.21, n.10, p.493-497, Oct. 1995.
68. SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v.18, n.2, p.269-296, Apr. 1974.
69. SCHNEIDER, S.W. A comparison of canal preparation in straight and curved root canals. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, St. Louis, v.32, n.2, p.271-275, Aug. 1971.
70. SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A Nickel-titanium instruments applications in endodontics. St. Louis: Ishiyaku Euroamericana, 1995. 112 p.

71. SONTAG, 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.246-255, Apr. 2003.
72. SVEC, T.A.; WANG, M.M. The effect of instrument precurving on transportation in simulated curved canals. *J. Endod.*, Chicago, v.24, n.2, p.122-124, Feb. 1998.
73. SVEC, T.A.; WANG, M.M. Precurving of nickel-titanium files affects transportation in simulated canals. *J. Endod.*, Chicago, v.24, n.1, p.23-25, Jan. 1998.
74. SWINDLE, R.B.; NEAVERTH, E.J.; PANTERA Jr., E.A.; RINGLE, R.D. Effect of coronal-radicular flaring on apical transportation. *J. Endod.*, Chicago, v.17, n.4, p.147-149, Apr. 1991.
75. TEPEL, J.; SCHÄFER, E.; HOPPE, W. Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.28, n.2, p.68-76, Mar. 1995.
76. XU, Q.; FAN, M.W.; FAN, B.; LING, J.Q.; CHEN, H.; WEI, W. Clinical evaluation of three nickel-titanium rotary instruments in preparation of curved root canals. *Hua Xi Kou Quiang Yi Xue Za Zhi*, Chengdu, v.23, n.4, p.286-291, Aug. 2005.
77. WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTAIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J. Endod.*, Chicago, v.14, n.7, p.346-351, July 1998.

78. 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.*, Chicago, v.1, n.8, p.225-262, Aug. 1975.
79. WRIGHT, H.N.; FENSKE, E.L. Factors involved in variability in hardness of tooth structure. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.17, n.1, p.297, 1938. Abstract 11.
80. YOSHIMINE, Y.; ONO, M.; AKAMINE, A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *J. Endod.*, Chicago, v.31, n.5, p.373-375, May 2005.

ZANIN, F.P. Avaliação “in vitro” de três diferentes técnicas de instrumentação quanto ao deslocamento do canal radicular. 2006. 109f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

Resumo

Foram avaliadas comparativamente três técnicas híbridas automatizadas de preparo de canais radiculares, Free Tip, Endo-Eze Híbrida e Race. Neste trabalho, foram utilizados 24 pré-molares artificiais, confeccionados em resina, com canais radiculares únicos, com curvatura de quarenta graus e raio de quatro milímetros. Para a avaliação dos preparos dos canais radiculares, os dentes foram divididos em três grupos e seccionados no terço apical das raízes. As secções das raízes foram então captadas antes e após a instrumentação de forma padronizada e as imagens transferidas para o computador que procedeu às análises comparativas. A avaliação baseou-se na extensão do deslocamento e na direção do movimento do centro do canal radicular. Apesar de a técnica Endo-Eze Híbrida ter apresentado um menor deslocamento do centro do canal radicular do que as técnicas Free Tip e Race, não houve diferença estatisticamente significativa entre as técnicas estudadas.

Palavras-chave: Tratamento do canal radicular; endodontia-instrumentação; níquel e titânio.

ZANIN, F.P. Evaluation "in vitro" of three different technique of instrumentation related to displacement of the root canal center. 2006. 109f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

Abstract

Three different techniques of automated instrumentation of root canal preparation were evaluated, Free tip, Hybrid Endo-Eze and Race. Twenty four single rooted artificial resin pre-molars were manufactured with an apical curvature of 40-degree angle and 4 millimeters of radius each. For the evaluation of root canal preparation, the artificial teeth were divided in three groups and sectioned at the apical third. The sections were taken before and after the instrumentation on a standardize way and the images obtained were transferred to a computer for comparative analysis. The evaluation was based on the extension of canal displacement and the direction of the canal center movement. Although the Hybrid Endo-Eze technique had presented a smaller deviation of root canal center than Free Tip and Race techniques, there was no statistical difference between the analysed techniques.

Keywords: Endodontics-instrumentation; root canal therapy; nickel-titanium.