

Vitor Bruno da Silva Pereira Rocha Velho

**Estudo *In Vitro* Comparativo da Odontometria Electrónica e Radiográfica
Convencional**

UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto 2011

Vitor Bruno da Silva Pereira Rocha Velho

**Estudo *In Vitro* Comparativo da Odontometria Electrónica e Radiográfica
Convencional**

UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto 2011

Vitor Bruno da Silva Pereira Rocha Velho

**Estudo *In Vitro* Comparativo da Odontometria Electrónica e Radiográfica
Convencional**

Atesto a originalidade deste trabalho

*Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para obtenção do grau de
Mestre em Medicina Dentária*

Resumo

A determinação do correcto comprimento de trabalho é de primordial importância para a terapia endodôntica. No presente trabalho foi realizada uma pesquisa bibliográfica e um estudo *in vitro* com o objectivo de avaliar e comparar a precisão de dois métodos de obtenção do comprimento de trabalho – método radiográfico convencional e método electrónico –, comparando as medidas obtidas por estes, com as medidas do comprimento de trabalho real de cada dente. Para tal, foi constituída uma amostra de 30 dentes humanos anteriores (incisivos e caninos, maxilares e mandibulares) previamente extraídos.

Após a realização de adequado acesso endodôntico e localização do sistema de canais, introduziu-se uma lima K #20 até a ponta ser visível além do forame apical, de seguida recuou-se até a ponta ficar tangente ao forame apical e ajustou-se o cursor de borracha a uma referência oclusal, previamente marcada. Ao valor obtido, através da medição da lima, subtraiu-se 0,5 mm, para assim se obter o comprimento de trabalho real a 0,5 mm do forame apical.

Para a obtenção do comprimento de trabalho pelo método radiográfico convencional foi utilizado o método de Ingle. Onde as radiografias de odontometria foram realizadas pela técnica do paralelismo num modelo experimental. Após o processamento radiográfico efectuou-se os cálculos necessários até a ponta da lima coincidir com o ápice radiológico, ao valor obtido subtraiu-se 0,5 mm, obtendo-se o comprimento de trabalho radiológico.

Na determinação do comprimento de trabalho electrónico foi utilizado um modelo experimental especialmente desenvolvido para testar localizadores apicais. Este modelo utiliza o alginato como meio condutor, onde os dentes foram fixados até a junção amelo-dentinária num recipiente de plástico contendo alginato. As medidas electrónicas foram obtidas pelo aparelho Root ZX (J.Morita), onde limas K #20 foram inseridas nos canais radiculares até que, no visor do localizador apical, atingissem a marca correspondente à posição da ponta da lima aquém 0,5 mm do FA, Nesta fase as limas

foram limitadas pelos cursores de borracha às referências oclusais. Retiradas as limas obteve-se o valor do comprimento de trabalho electrónico.

Os resultados obtidos apresentam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) em ambos os métodos (radiográfico e electrónico) utilizados para obtenção dos comprimentos de trabalho a 0,5 mm aquém do FA, quando comparados com os comprimentos de trabalho reais. Tendo o método electrónico obtido resultados mais próximos dos reais, apresentou 73,3 % de precisão para um intervalo de 0,5-1 mm aquém do FA.

Abstract

The determination of the correct working length is of primordial importance to the endodontic therapy. In the present work was performed a bibliographic research and an *in vitro* study aiming the evaluation and comparison of the accuracy of the two methods of attainment of the working length – the conventional radiographic method and the electronic method –, by confronting the obtained measures to the ones of the real working length of each tooth. For that, it has been set up a sample of 30 front human teeth (incisors and canines, maxillary and mandibular teeth) previously extracted.

After the accomplishment of the endodontic adequate access and the location of the canal system, it has been inserted a K#20 file until its tip was visible beyond the apical foramen. Then, it has been moved backwards till its tip got tangent to the apical foramen and the rubber stop has been adjusted to an occlusal reference previously marked. At the attained value, through the file measurement, it has been subtracted 0,5mm so that the real work length could be achieved at 0,5mm from the apical foramen.

In order to obtain the working length by the conventional radiographic method, it has been used the Ingle method in which the odontometric x-rays were accomplished using the parallelism technique in an experimental model. After the radiographic processing, the necessary calculations have been carried out till the file tip coincided with the radiological apex. At the obtained value, it has been subtracted 0,5 mm to get the radiological working length.

In order to determine the electronic working length, it has been used an experimental model, especially developed to test apical locators. This model uses the alginate as a conductor mean, embedding the teeth until the dental-enamel junction in a plastic container holding alginate. The electronic measures were obtained by the Root ZX device (J. Morita) in which K#20 files were inserted into the radicular canals till, in the apical viewfinder, they reached the correspondent mark of the file tip position 0,5mm short of the AF (apical foramen). In this phase, the files were limited by the rubber stops

to the occlusal references. Removed the files, it has been achieved the electronic working length.

The results show statistically significant differences ($p < 0.05$) in both methods (radiographic and electronic) used to obtain the working length of 0.5 mm short of AF, when compared with the real working lengths. Having the electronic method obtained results closer to real, presenting 73,3 % of accuracy to an interval of 0,5 - 1mm short to AF.

Agradecimentos e dedicatórias

Quero em primeiro lugar, agradecer aos meus pais porque sempre fizeram todo que estava ao seu alcance... pelo carinho, amor, a confiança, exemplo e a moral com que me educaram, pois foram esses princípios que fazem de mim a pessoa que hoje sou...o meu eterno obrigada. Que este trabalho seja uma forma de demonstrar que mereci tudo o que me proporcionaram.

Às minhas queridas avós, que todos os dias pedem por mim e com a sua experiência me incentivaram a continuar, são um exemplo que quero seguir.

Aos meus avôs que onde quer que estejam, são as estrelas que iluminam o meu caminho.

Ao melhor irmão do mundo, Ricardo, porque és o amigo que sempre estiveste ao meu lado, encontro na simplicidade do teu sorriso a beleza da vida.

À minha namorada por todo o apoio nos momentos mais difíceis e pelo estímulo permanente na perseguição deste sonho. Obrigada por ter a tua companhia, tu és muito mais que uma pessoa importante na minha vida... és parte dela.

Ao corpo clínico da Dentolímia, em especial ao amigo Drº Jorge Castro, agradeço todo que com eles aprendi, evolui e porque me deram estímulo para seguir em frente.

Um agradecimento especial ao meu orientador, Drº Luís Martins, pelo apoio, a partilha do saber, as valiosas contribuições, a dedicação e disponibilidade a todo este trabalho. A todos os docentes e funcionários da Universidade Fernando Pessoa que de alguma forma participaram na minha formação. Pois sem eles nada disto seria possível.

A todos os meus amigos, companheiros deste percurso que sempre estiveram presentes, em especial, Amorim, Carlos, Cândido e Pedro. Agradeço por todos os bons momentos vividos juntos ao longo destes anos.

Índice

Índice de tabelas.....	xii
Índice de figuras.....	xiii
Índice de lista de abreviaturas.....	xv
I – INTRODUÇÃO.....	1
II – DESENVOLVIMENTO.....	4
CAPITULO I	
1 – Métodos actuais de cálculo de CT.....	4
1.1 – Anatomia do terço apical.....	4
1.2 – Comprimento de trabalho.....	5
1.3 – Odontometria.....	7
1.3.1 – Odontometria radiográfica.....	8
1.3.2 – Odontometria electrónica.....	11
CAPITULO II	
2 – Material e métodos.....	20
2.1 – Pesquisa bibliográfica.....	20
2.2 – Investigação científica.....	20
2.2.1 – Objectivos do estudo.....	20
2.2.2 – Tipo de estudo.....	20
2.2.3 – Selecção da amostra.....	21
2.2.4 – Materiais utilizados.....	22
2.2.5 – Preparo dos dentes.....	23

2.2.6 – Determinação do CRT.....	24
2.2.7 – Determinação do CTR.....	25
2.2.8 – Determinação do CTE.....	28
2.2.9 – Análise estatística.....	31
CAPITULO III	
3 – Resultados.....	32
CAPITULO IV	
4 – Discussão.....	39
III – CONCLUSÃO.....	45
IV – BIBLIOGRAFIA.....	47

Índice de tabelas

Tabela 1 - Classificação dos localizadores apicais electrónicos, segundo o princípio de funcionamento.....	13
Tabela 2 - Valores relativos ao comprimento de trabalho real.....	32
Tabela 3. Valores referentes à odontometria radiográfica.....	33
Tabela 4. Valores referentes ao comprimento de trabalho electrónico.....	34
Tabela 5. Valores referentes ao comprimento de trabalho real, comprimento de trabalho radiográfico e comprimento de trabalho electrónico.....	35
Tabela 6. Medidas descritivas das medições obtidas por cada método de cálculo do comprimento de trabalho.....	36
Tabela 7. Aplicação do teste de Kolmogorov-Smirnov às variáveis em estudo.....	36
Tabela 8. Comparação do comprimento de trabalho radiológico com o comprimento de trabalho real e comparação do comprimento de trabalho electrónico com o comprimento de trabalho real.....	37
Tabela 9. Comparação do comprimento de trabalho radiológico com o comprimento de trabalho electrónico.....	38

Índice de figuras

Figura.1 – Representação esquemática em detalhe do terço apical da raiz.....	5
Figura.2 – (A) Modelo experimental para a realização dos Rx iniciais. (B) Radiografia inicial para selecção da amostra e obtenção do CT radiológico aparente.....	21
Figura.3 – (A) Fotografia da amostra utilizada no estudo. (B) Fotografia dos Rx iniciais da amostra nº 1 à nº 10.....	22
Figura.4 – Abertura da cavidade de acesso.....	23
Figura.5 – Determinação do comprimento real do dente (CRD).....	24
Figura.6 – Medição do comprimento da lima para obtenção do comprimento real do dente.....	25
Figura.7 – Ilustra-se a técnica radiográfica do paralelismo.....	26
Figura.8 – Ilustra-se o modelo experimental utilizado na toma dos Rx para a odontometria radiográfica.....	27
Figura.9 – Medição da distância entre a ponta do instrumento (lima), fixado dentro do canal, e o ápice radiológico.....	28
Figura.10 – Preparação do modelo experimental para a determinação do comprimento de trabalho electrónico (CTE) em (A). Modelo experimental em (B).....	29
Figura.11 – Medição do CTE com Root ZX no modelo experimental.....	30
Figura.12 – Determinação da distância da ponta da lima ao bordo inferior do cursor de borracha, medida correspondente ao CTE.....	30

Figura.13 - Distribuição (box-plots) dos 3 tipos de comprimento de trabalho dos casos em estudo (n=30)..... 36

Figura.14 - Distribuição dos comprimentos de trabalho obtidos pelos dois métodos em estudo (n=30). FA- forame apical.....38

Índice de lista de abreviaturas

CA – Constrição apical

CAD – Comprimento aparente do dente

CAI – Comprimento aparente do instrumento

CDC – Junção cimento-dentina-canal

CRD – Comprimento real do dente

CRI – Comprimento real do instrumento

CRT – comprimento de trabalho real

CT – Comprimento de trabalho

CTE – comprimento de trabalho electrónico

CTR – comprimento de trabalho radiológico

FA – Forame apical

Fig – Figura

LEA – Localizador electrónico de ápice

mm – Milímetros Figura

Rx – Raio X

I – INTRODUÇÃO

O sucesso do tratamento endodôntico não cirúrgico depende em grande parte do correcto preparo e obturação do sistema de canais radiculares, etapas que precisam ser minuciosamente delimitadas de modo a preservar o periodonto apical de alterações causadas de sobreinstrumentação e/ou sobreobturação, da remanescência de restos pulpares, detritos e micro organismos. A determinação do comprimento de trabalho (CT) é uma das etapas principais, pois somente através de sua correcta realização poderemos desenvolver o tratamento de forma segura, respeitando os princípios fundamentais para o êxito da terapia endodôntica.

O CT é tido como uma distância que vai desde um ponto coronário de referência, até um ponto localizado mais apicalmente, que delimita até onde se deseja obturar o canal radicular. Tal ponto apical é comumente descrito como sendo o local de menor diâmetro do canal radicular, conhecido como constrição apical, que se encontra localizado no denominado limite CDC ou cemento-dentina-canal do dente em questão, onde o tecido pulpar sofre transição para o tecido periodontal (Siu et al., 2009).

É dito, como resultado de vários estudos, que a distância entre a constrição apical e o forame apical do dente varia entre 0,5 e 1,0 milímetros (Siu et al., 2009).

Para determinar o local onde se encontra este marco anatómico do canal radicular e a partir deste, poder-se determinar o comprimento de trabalho, existem vários métodos, dos quais se inclui a técnica táctil-digital, o método radiográfico e o electrónico (Javidi et al., 2009 e Siu et al., 2009).

Na técnica táctil-digital, através de movimentos com uma lima endodôntica o operador procura sentir, através do tacto, o local onde se encontra a constrição apical. Tal técnica é considerada extremamente falível e variável entre operadores, pelo que juntamente com o comprimento médio dos dentes poderá ser considerada como co-adjuvante mas não um verdadeiro método de cálculo de CT (Sunada, 1962).

A técnica radiográfica apesar de ser de excelente valor como auxiliar na obtenção do correcto diagnóstico é falível na determinação do comprimento de trabalho devido à distorção por ela apresentada, variações na anatomia dentária e ao facto do FA a maior parte das vezes não se encontrar coincidente com o ápice radiológico (Altenburger et al., 2009).

Além disso, podemos contar como limitações desta técnica o facto de prover uma imagem bidimensional de uma estrutura tridimensional e expor o paciente à radiação ionizante. Mesmo com essas desvantagens, continua a ser o método para determinação do comprimento de trabalho mais utilizado (Tosun et al., 2008).

A tecnologia está cada vez mais presente nas nossas vidas, não sendo diferente no mundo das especialidades odontológicas, onde, especificamente no caso da endodontia é uma das áreas em que há mais avanços tecnológicos.

Actualmente, os localizadores electrónicos apicais são utilizados com a finalidade de determinar o local da constrição apical, obtendo em diversos estudos alta taxa de fiabilidade (Siu et al., 2009).

Tais aparelhos, ainda conseguem localizar possíveis fracturas na raiz da peça dentária bem como perfurações (Elayouti et al., 2009).

Assim sendo, é de grande valia a análise comparativa dos resultados obtidos por aparelhos electrónicos e pela radiografia convencional, procurando aliar facilidade e fidelidade na determinação do comprimento de trabalho, proporcionando melhores condições de tratamento endodôntico não cirúrgico.

Desta forma, este trabalho tem como objectivos realizar uma pesquisa bibliográfica sobre o tema. Avaliar e comparar *in vitro* se as medidas do comprimento de trabalho real (CRT), obtidas pelo método de visualização directa, são compatíveis com as medidas de comprimento de trabalho electrónico (CTE), obtidas pelo localizador apical Root ZX, e com as medidas de comprimento de trabalho radiográfico (CTR), obtidas por meio de radiografia convencional. E assim comparar a fiabilidade da odontometria

electrónica pelo localizador apical Root ZX com a odontometria radiográfica convencional.

II – DESENVOLVIMENTO

CAPITULO I

1 – Métodos actuais de cálculo de CT

1.1 – Anatomia do terço apical

Actualmente, sabe-se que o canal radicular é composto basicamente por duas secções cónicas principais. Uma formada por um cone de dentina com base voltada para a parte coronal do dente, e um cone formado por cimento com base voltada para o ápice do dente. Desta forma, obtém-se um formato de dois cones invertidos e ligados entre si pelos seus vértices, semelhante a uma ampulheta chamado de CDC (cimento-dentina-canal). No encontro desses dois cones, encontra-se o menor diâmetro do canal radicular. Está convencionado actualmente que esta constrição se encontra aproximadamente a 0,5-1mm do forame apical (FA), e tem um diâmetro aproximado de 0,22mm (Siu et al., 2009 e Kuttler, 1955).

O local de menor diâmetro do canal, é o local considerado como ocorrendo a mudança de tecido pulpar para tecido periodontal, e como tal, o local de escolha para servir como limite nos casos de terapia endodôntica (Siu et al., 2009).

No entanto, por se tratar de um ponto meramente histológico tal localização fica inviável na clínica endodôntica (Siu et al., 2009), pois para a correcta determinação, seria necessário extrair o dente e fazer cortes histológicos para localizar este ponto.

A figura 1, mostra os seguintes pontos anatómicos, do terço apical de maior interesse:

- Ápice radicular: corresponde ao limite extremo da raiz;
- Forame apical (FA): é a região do canal radicular limitada pelo tecido cementário, que reveste a porção externa da dentina, e o local por onde o feixe vâsculo-nervoso penetra da região periapical para a cavidade pulpar;

- Junção cimento-dentina-canal (CDC): é o ponto de união entre o canal dentinário e o cementário, e normalmente é o ponto onde o canal radicular apresenta o menor diâmetro. Por isso, é denominada por constrição apical (CA);
- Constrição apical (CA): definida pelo ponto em que o canal radicular apresenta o menor diâmetro de todo o seu trajecto, podendo variar de forma e posição, ou até mesmo inexistir.

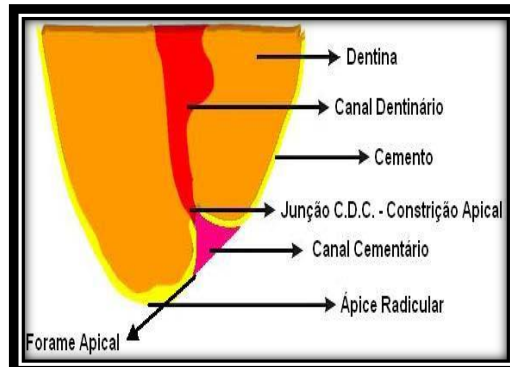


Fig.1 – Representação esquemática em detalhe do terço apical da raiz (adaptada de Ramos et al., 2005).

1.2 – Comprimento de trabalho

O comprimento de trabalho (CT) é aquele que vai desde um ponto de referência coronal até à constrição apical. A determinação do CT é denominada odontometria e é uma das etapas mais fulcrais do tratamento endodôntico não cirúrgico (TENC), consistindo no momento pelo qual o comprimento do dente é medido e o limite CDC identificado, indicando as referências para estabelecer o limite apical de instrumentação (Siu et al., 2009). Este procedimento determina qual a distância, no interior do canal, que os instrumentos devem penetrar e trabalhar. E conseqüentemente, qual o nível de profundidade que os tecidos, impurezas, metabólicos, restos de materiais e outros itens indesejáveis necessitam ser removidos.

Kuttler em 1955 realizou um abrangente estudo sobre o ápice radicular, onde salientou e concluiu que o estabelecimento do comprimento de trabalho, baseado no ápice radiográfico, não é um procedimento clínico adequado, pois contribuiu para dor pós-operatória e diminuiu os índices de sucesso.

Grove (1929) nos seus estudos acordou por unanimidade que o termo comprimento de trabalho é a distância entre um ponto de referência, situado na coroa, e outro, situado no limite terminal do preparo e obturação do canal. Neste propósito o ponto ideal, situa-se na junção cimento-dentinária (CDC).

Seltzer et al., 1973 demonstraram que o comprimento de trabalho e consequente obturação deve limitar-se à região da constrição apical, aumentando, assim, os índices de sucesso do tratamento endodôntico.

Sjogren et al. (1990) estudaram dentes com lesões periapicais e submetidos a tratamento endodôntico, observando que os melhores resultados foram encontrados naqueles casos em que o limite apical de obturação estava até 2 mm aquém do ápice radiográfico (Sjogren et al., 1990)

É facto consagrado que o preparo e a obturação do canal radicular devem limitar-se ao canal dentinário, área histologicamente ocupada por tecido pulpar e restrita, no seu extremo apical a 0,5-1mm do FA, pelo limite CDC, deixando o canal cementário livre de qualquer intervenção. Seguindo os princípios biológicos da preservação dos tecidos periodontais apicais durante o tratamento endodôntico (Grove, 1929).

Portanto, a literatura, sugere especial atenção aquando da determinação do comprimento de trabalho, quer seja provisório ou definitivo, pois sob a luz dos resultados dos estudos relativos a este assunto, a constrição apical, e não o ápice radicular, é o ponto almejado para estabelecer o limite apical de instrumentação (Kuttler, 1955).

Várias técnicas para determinar o CT estão descritas e avaliadas cientificamente, entre as quais a sensibilidade táctil digital, métodos radiográficos e métodos electrónicos (Javidi et al., 2009), cada uma utilizada isoladamente ou em conjunto.

O desafio no cálculo do comprimento de trabalho reside na localização da constrição apical. As variações de forma e posicionamento praticamente impossibilitam a sua localização pela sensibilidade táctil digital (Siu et al., 2009)

Da mesma forma, as técnicas que utilizam interpretações de imagens radiográficas possuem limitações resultantes de factores como distorções, interferências anatómicas e de objectos pertinentes à operatória endodôntica, restrições quanto ao facto de ser uma imagem bidimensional de um objecto tridimensional, impossibilidade de visualização do forame apical e da constrição apical e a interpretação subjectiva do operador (Altenburger et al., 2009).

A procura de um meio mais simples, seguro, preciso e fiável para que o operador obtenha o valor do CT, sem arriscar comprometer os tecidos periapicais, permanecendo num limite biologicamente compatível com os procedimentos operatórios fez surgir trabalhos com o intuito de estudar as características da região apical e o seu comportamento frente às diferentes situações de medição. Também na tentativa de superar estas limitações desenvolveu-se os localizadores apicais electrónicos.

Sendo que nenhuma delas é considerada infalível, os métodos electrónicos actuais têm apresentado grande índice de sucesso na localização do FA e da CA.

1.3 - Odontometria

Os procedimentos relacionados ao tratamento dos canais radiculares são: abertura, limpeza e selamento destes canais. Para que estes procedimentos sejam correctos é necessária a obtenção exacta do comprimento de trabalho. Este, como já referido, é obtido através da odontometria (Siu et al., 2009).

A odontometria tem por objectivo a obtenção do comprimento (CT) – até onde a instrumentação e obturação serão realizadas – a fim de que o tratamento endodôntico respeite os limites biológicos da estrutura do canal radicular (Grove, 1929).

Desta forma, todas as manobras endodônticas devem ter os limites estabelecidos, dentro dos padrões considerados aceitáveis do ponto de vista anatomofisiológico, previamente à sua execução. A correcta determinação do limite de trabalho na região apical, obtido através da odontometria, garante o controlo de possíveis injúrias aos tecidos

perirradiculares, promovendo a capacidade de ocorrer o processo de reparo, culminando com o selamento fisiológico do forame apical.

Inúmeros métodos de localização do limite apical têm sido sugeridos para medir canais radiculares e determinar o comprimento de trabalho, com índices variáveis de sucesso.

Actualmente para a obtenção do CT, os métodos de odontometria mais utilizados são os radiográficos e electrónicos (Dunlap et al., 1998). Assim será apresentada uma breve revisão bibliográfica de ambos.

1.3.1 – Odontometria Radiográfica

A exacta mensuração do comprimento de trabalho não é um problema de fácil solução. O advento da radiografia dentária foi um recurso que contribuiu para o progresso da endodontia no campo da odontometria.

A obtenção do comprimento de trabalho, baseada na interpretação radiográfica, tem sido o método mais utilizado pelos clínicos e especialistas na terapia endodôntica, mais concretamente na determinação do comprimento de trabalho. Fornecendo resultados satisfatórios, apesar das limitações técnicas estarem associadas a este método (Clouse, 1991).

Custer, em 1918, sugeriu pela primeira vez o método radiográfico para a realização da odontometria. Desde então, diferentes técnicas radiográficas foram propostas, estas incluem a técnica de Ingle e a técnica de Bregman (Soares et al., 2001).

A seguir descrevem-se as fases operatórias das duas técnicas acima referidas:

1 - TÉCNICA DE INGLE

De execução simples não requer nenhum recurso adicional ao equipamento clínico básico do tratamento endodôntico.

- Realização da radiografia inicial, onde além de se visualizar as estruturas relacionadas ao dente, visando auxiliar o diagnóstico, estabelece-se um comprimento radiográfico provisório do dente. Esta radiografia inicial deve ser elaborada com uma técnica que permita a menor distorção possível, sendo sugerido utilizar a *técnica do paralelismo*.
- Diminuir entre 2 a 3 mm à medida inicial obtida, prevendo possíveis distorções na imagem radiográfica, servindo também como segurança contra traumatismos acidentais aos tecidos periapicais.
- Transferir essa medida para o instrumento endodôntico inicial, o qual será delimitado por um cursor de borracha (limitando a sua introdução no canal).
- Introduzir o instrumento no canal, de modo que o cursor se apoie num ponto de referência coronal, sendo um dos pontos que definirá o comprimento de trabalho.
- Proceder à realização de nova radiografia e processamento da película radiográfica.
- Medir na radiografia a diferença entre a ponta do instrumento e o ápice radiológico, acrescentar ou diminuir esse valor ao comprimento do instrumento de forma a que estes se encontrem coincidentes. Dessa forma, obtêm-se o comprimento do dente, nos casos em que a diferença seja igual ou superior a 3 mm, o instrumento deverá ser reposicionado, executando-se nova radiografia.
- Obtém-se, assim, o comprimento do dente. O comprimento de trabalho será estabelecido subtraindo-se 0,5 a 1 mm (dependendo do caso em questão) do valor encontrado.

3 – TÉCNICA DE BREGMAN

- Determina-se o comprimento do instrumento na radiografia (comprimento aparente do instrumento - CAI).

- Determina-se o comprimento do dente na radiografia (comprimento aparente do dente - CAD).
- A partir destes dois valores e do comprimento real do instrumento (CRI) previamente determinado, determina-se o comprimento real do dente (CRD), aplicando-se a seguinte fórmula:

$$CRD = \frac{CRI \times CAD}{CAI}$$

Bramante e Berbert avaliaram diversas técnicas de determinação do comprimento do dente, concluindo que parte delas demonstrou grande variabilidade de resultados, apresentando uma baixa percentagem de acerto. Segundo os autores o método que apresentou medidas mais próximas do comprimento real dos dentes estudados, foi o proposto por Ingle (Bramante et al., 1974).

Ainda que seja a mais difundida e utilizada técnica de odontometria, apresentando índices razoáveis de precisão quanto á localização do limite apical de instrumentação, o método radiográfico de Ingle encontra algumas limitações que tendem a diminuir a sua precisão e confiabilidade. O problema primário está desde logo ligado ao processo de obtenção de uma boa imagem radiográfica do dente em tratamento. Sendo que esta qualidade depende de muitas variáveis, que envolvem posicionamento correcto da película em relação ao objecto, ângulo vertical correcto do feixe de raios X (Rx), interferências de estruturas anatómicas ou objectos utilizados no isolamento do campo operatório, tempo de exposição à radiação e processamento radiográfico adequado (Gutmann, 1995).

Outra dificuldade relacionada com o método de Ingle, que influencia a sua precisão, diz respeito ao facto de a interpretação da imagem adquirida ser um dado subjectivo, que pode variar o resultado de operador para operador. Assim como a interpretação da posição do instrumento dentro do canal pode não corresponder à realidade (Crane, 1921).

Goldman et al., (1972) examinaram os índices de sucessos e fracasso nas interpretações radiográficas de 253 casos de odontometria pelo método radiográfico de Ingle, mostrando que apenas 50% das interpretações apresentavam concordância entre os operadores. O maior número de divergências envolvia os casos de molares superiores.

O exame radiográfico baseia-se numa imagem bidimensional de um objecto a três dimensões. Este facto proporciona pouca ou nenhuma informação sobre a localização exacta da saída do forame apical, principalmente quando a face da raiz, onde se encontra o forame apical, localiza-se perpendicular à orientação do feixe principal dos RX (Olson et al., 1991).

Estudos como o de Palmer et al. (1971) indicam a imprecisão do método radiográfico na localização do forame apical. Estes ressaltam que falhas na correcta determinação do FA, e consequente erro no cálculo do CT, podem levar à sobreinstrumentação e sobreobturação do canal.

Elayouti et al. (2001) estudaram a frequência de sobreinstrumentação em dentes cujas radiografias de odontometria indicavam uma posição no ápice radiográfico ou além. Os resultados mostram que 22% dos molares apresentam sobreinstrumentação.

Paiva et al. (1984) consideram que as medidas da odontometria são sugestivas e nunca exactas, e portanto devem ser controladas.

1.3.2 – Odontometria Electrónica

A radiografia foi, durante muito tempo, o único meio disponível para o clínico determinar o CT. No entanto, nas últimas décadas, têm sido desenvolvidos métodos alternativos que ajudam a minimizar os problemas já referidos. Com este objectivo a técnica electrónica tem sido estudada e aprimorada desde metade do século XX.

Ainda que a determinação electrónica do comprimento do canal, e consequentemente, do CT, não seja uma novidade, é um método ainda não muito utilizado, pelo menos no nosso país.

O princípio do localizador apical foi primeiramente relatado por Suzuki em 1942 e introduzido na prática clínica por Sunada em 1958, a partir da indicação do valor da diferença de potencial eléctrico entre o complexo dentinocementário e o ligamento periodontal.

Em 1918, Custer constatou que os canais radiculares estavam a ser obturados parcialmente ou além do ápice e atribuiu a má qualidade dos tratamentos endodônticos à dificuldade de determinação do comprimento da raiz do dente. Numa tentativa de resolver esta situação, propõe a medição electrónica, afirmando que seria de grande precisão. O método electrónico baseava-se na diferença entre a condutividade eléctrica de um instrumento de metal no interior do canal radicular seco ou preenchido com um líquido não iónico e a condutividade do tecido à volta do FA. A corrente eléctrica introduzida no canal radicular completaria o seu circuito quando o eléctrodo tocasse no fluido ou no tecido periapical, indicando a posição do FA.

Em 1942, Suzuki, ao estudar a iontoforese em dentes de cães, observou que a resistência eléctrica entre o eléctrodo inserido no canal, atingindo o ligamento periodontal, e o eléctrodo da mucosa oral era constante. Foi então que Sunada, em 1958, baseado nestes resultados idealizou um aparelho electrónico capaz de medir a resistência eléctrica dos tecidos orais, especialmente a diferença de potencial eléctrico entre o complexo dentinocementário e o ligamento periodontal.

No circuito eléctrico do aparelho, foi ajustada uma resistência interna fixa de 6,5 K Ω . Um pólo foi aplicado na mucosa oral, através do gancho labial, e o outro foi ligado ao instrumento endodôntico. Quando a lima introduzida no canal atingia o tecido periodontal apical, fechava o circuito eléctrico. A resistência programada no aparelho e a existente entre a mucosa oral e o ligamento periodontal passavam a ser equivalentes. O mostrador indicava que se tinha atingido a terminação do canal. Um valor de resistência eléctrica superior a 6,5 K Ω indicava que a lima ainda estava no interior do canal, e um valor inferior indicava que estava além do FA. Um valor de 6,5 K Ω indicava que a ponta da lima tinha atingido o FA e contactava o tecido periodontal.

A partir daqui, sucederam-se diferentes gerações de aparelhos de medição electrónicos. Actualmente estão classificados segundo o seu princípio de funcionamento, sendo que a classificação mais aceite está na revisão elaborada por McDonald (1992).

GERAÇÃO	TIPO	PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO
1 ^a	Resistência (corrente continua)	Utilização de corrente contínua na medição da resistência eléctrica. Leituras a partir de um eléctrodo positivo e outro negativo, fechando o circuito.
2 ^a	Impedância (corrente alternada)	Utilização de corrente alternada na medição da resistência eléctrica (impedância). Leituras a partir de alta frequência.
3 ^a	Frequência (corrente alternada, duas ou mais frequências)	Utilização de mais de uma frequência de corrente alternada a para medir a diferença ou o quociente entre valores de impedância.

Tabela 1. Classificação dos localizadores apicais electrónicos, segundo o princípio de funcionamento (McDonald, 1992).

Em 1973, aparece com Inoué a primeira geração de localizadores electrónicos com indicador sonoro, como o Sono Explorer, o Forameter e depois os diferentes Neo-sono, que necessitavam de uma pré-calibragem individual antes de fazer a medição. Entretanto surgem novos aparelhos baseados no mesmo princípio, como o RCM e o Neo-sono D, estes já pré-calibrados. Os localizadores de primeira geração (Exact-apex, Apex Finder, Sonoexplorer Mark II e III...), são também chamados do tipo resistência (corrente continua), pois baseiam-se na teoria da resistência eléctrica desenvolvida por Suzuki e Sunada. O maior inconveniente destes aparelhos é que as medições são imprecisas em presença de tecido pulpar, de supuração, de hemorragia e com as soluções irrigantes habituais, particularmente com hipoclorito de sódio, pelo que os canais têm de estar secos, portanto, praticamente limpos e, como se deduz, parcialmente instrumentados. As medições são também influenciadas pelo tamanho do FA, uma vez que à medida que a largura do FA aumenta, a discrepância entre a medida registada pelo aparelho e a medida real também aumenta (Stein et al., 1990).

Todas as substâncias opõem uma certa resistência à passagem da corrente. Em corrente contínua mede-se uma resistência, em corrente alternada mede-se uma impedância.

Com base na ideia de Custer, Suzuki e depois Sunada, como já referido, media-se com uma corrente contínua, a resistência do ligamento em relação à mucosa oral. Os aparelhos deste tipo geravam um fluxo de corrente contínua relativamente alto, o que, dependendo da sensibilidade do paciente, podia originar um certo desconforto. Além disso, este tipo de corrente podia originar lesões tecidulares por polarização dos eléctrodos de medição. Por estes motivos, mais tarde, diferentes investigadores preferiram utilizar uma corrente alternada, desenvolvendo os aparelhos baseados no método da impedância (McDonald, 1992)

A diferença entre os localizadores apicais do tipo resistência e aqueles baseados no método da impedância reside no facto de a corrente eléctrica aplicada ser alternada, ou seja, não há interposição de pólos positivo e negativo. O eléctrodo da lima transmite uma corrente alternada gerada pelo aparelho. A resistência eléctrica, mensurada a partir do uso de uma corrente eléctrica alternada, denomina-se impedância (capacidade que os materiais exibem de impedir a passagem de corrente eléctrica) (McDonald, 1992).

Komamura et al. (1965) e Kawaguchi et al. (1974) desenvolveram um aparelho que utilizava corrente alternada e media impedância para determinar o comprimento do canal radicular e adoptaram $6\text{ K}\Omega$ como valor constante de impedância.

Ushiyama et al., (1983) apresentaram um método alternativo (gradiente de voltagem) que poderia medir correctamente o comprimento do canal na presença de electrólitos fortes dentro do canal. O inconveniente deste método é que utilizava um eléctrodo especial bipolar que não cabia num canal estreito e também tornava impossível medir e alargar o canal num procedimento único.

Nos anos 80 aparece então a segunda geração (Endocater), de tipo impedância, os aparelhos passaram a utilizar corrente alternada. Detectavam a diminuição súbita desta corrente na CA. Mediam canais húmidos graças a uma capa isolante plástica colocada numa sonda especial, mas a capa deteriorava-se e travava a penetração no canal. Segundo alguns autores, era importante aprender a utilizar correctamente o aparelho e a interpretar os movimentos da agulha nas zonas de resistência elevada e baixa, caso contrário os resultados poderiam ser incorrectos (McDonald et al., 1990).

Num estudo de 1990, de Macdonald et al, que avaliaram a capacidade do Endocater para localizar a posição da CA, em 17,1% dos canais, as sondas ficaram travadas na porção coronal dos canais e não atingiram a porção apical da raiz. Nos dentes em que a sonda atingiu a porção apical da raiz, o Endocater conseguiu localizar a CA a 0,5mm em 93,4% dos canais (McDonald et al., 1990).

Uma outra avaliação clínica do Endocater (1991) teve como objectivo avaliar a precisão do localizador do ápice em determinar a localização da CA. As medições feitas pelo Endocater foram também comparadas com as rectificações recomendadas por um endodontista experiente. Os resultados indicaram que o avaliador foi em 95,8% dos casos preciso e o Endocater em 67,7% dos casos, quanto ao posicionamento da lima a +/- 1mm da CA. Neste estudo, em 59,6% dos casos, o aparelho colocou a sonda além da CA, o que significa que haveria sobre-instrumentação. Em 6 casos a cobertura de isolamento da sonda tinha sido danificada (Keller et al., 1991).

Paliães et al. (1994) num estudo comparativo *in vivo* (1994) obtiveram resultados que mostraram que 84,8% e 79,3% das leituras do Odontometer (1ª geração) e 89,6% e 88,7% das leituras do Endocater (2ª geração) para canais secos e não secos, respectivamente, estavam a +/-0,5mm da CA. A precisão foi maior nos canais mais largos, porque para o caso do Odontometer é difícil secar completamente os canais mais estreitos e no caso do Endocater, a cobertura isolante da sonda poderia ter sido danificada (Paliães et al., 1994).

Os localizadores apicais, baseados na medição da impedância por alta frequência, a partir de corrente alternada, determinaram um progresso em direcção ao desenvolvimento de um aparelho mais próximo àquele que se considera um modelo confiável e preciso. A modificação do circuito interno dos aparelhos assegurou melhor sensibilidade de medição, acarretando melhores índices de precisão e menos desconforto ao paciente (Paliães et al., 1994). O uso de altos valores de frequência (400 KHz), porém, dificultou os procedimentos de leitura, devido à necessidade de o eléctrodo da lima estar envolto por um material isolante. Como já referido, a inserção do instrumento isolado na canal provocava, na maioria das vezes, ruptura do material de

cobertura isolante, levando a leituras incorrectas da posição do forame apical (Keller et al., 1991).

O método electrónico da impedância utilizando alta frequência não exibiu a precisão necessária para substituir os métodos radiográficos. Apesar dos esforços para o desenvolvimento de uma tecnologia que possibilita-se a mensuração em canais contendo humidade, a técnica mostrou-se imprópria para medições prévias à secagem do canal. Clinicamente, o método da impedância, no máximo, confirmava o valor do comprimento de trabalho estabelecido pela radiografia. Mudanças no método tornaram-se necessárias para que medições executadas sob condições clínicas apresentassem precisão na determinação do correcto limite apical (Yamaoka et al., 1989).

A imprecisão do método electrónico em canais contendo humidade, determinou o desenvolvimento de aparelhos capazes de detectar a posição da constrição apical sob condições de humidade.

Surgindo assim, os aparelhos de terceira geração, de dupla frequência ou do tipo frequência dependente. Estes aparelhos medem a impedância com duas frequências eléctricas distintas.

Yamaoka et al. (1989) apresentaram um método baseado na determinação de valores de resistência eléctrica em função de duas frequências de corrente alternada (Yamaoka et al., 1989)

Os aparelhos de terceira geração fundamentam-se na detecção da diferença entre dois valores de impedância, a partir de uma frequência de 1 KHz e outro, a partir de uma frequência de 5 KHz. O circuito interno identifica a diferença entre os dois valores de impedância (valor relativo), mediante um ajuste inicial, independentemente das condições de humidade do canal, fornecendo um valor constante, equivalente à diferença entre duas frequências mensuradas. À medida que a ponta da lima posiciona-se perto do forame apical, determina-se uma variação desproporcional nos valores de impedância medidos pelas duas frequências (maior variação de impedância, medida pela frequência a 1 KHz, e menor variação na impedância, medida pela frequência de 5

KHz). A diferença entre as variações de impedância é detectada pelo aparelho, indicando o movimento da agulha do visor, antes posicionada na demarcação zero, referente a um valor inicial que se mantinha constante até próximo do início do terço apical. A interpretação desse movimento, aliada a um alarme sonoro, indica a posição aproximada da constrição apical e a saída do forame apical (McDonald, 1992).

Kobayashi em 1995, propôs uma modificação no método da frequência, esta previa a divisão dos aparelhos, baseados neste princípio, em método da diferença dos valores relativos de frequência e método da divisão, calculando o quociente entre duas impedâncias a partir de duas frequências (Kobayashi, 1995).

A leitura da diferença do potencial eléctrico dos tecidos propicia a execução de medições electrónicas (Sunada, 1958). A parede dentinária do canal radicular exhibe uma baixa condutividade eléctrica, sendo que, à medida que se aproxima do terço apical, a camada de tecido dentinário torna-se menos espessa, diminuindo a sua capacidade de isolamento eléctrico. Essa diminuição gradativa é interpretada electricamente como diminuição da impedância da dentina (Ushiyama, 1983). Os aparelhos baseados no método da frequência possuem uma calibragem que permite a indicação da variação de valores relativos de impedância (quociente ou diferença) da região apical, permitindo localizar a ponta do instrumento a cerca de 0,5 - 1 mm do forame apical, posição sugerida da constrição apical. Isto foi confirmado pelo estudo de Oishi et al. (2002) quando avaliaram a capacidade do aparelho Root ZX detectar a presença de constrições apicais, mostrando que o equipamento baseia-se realmente na detecção da diminuição da espessura dentinária em relação ao terço apical do canal radicular (Oishi et al., 2002).

Os resultados apresentados permitem inferir que o princípio que rege o funcionamento dos localizadores apicais electrónicos do tipo frequência está vinculado ao facto de as paredes do canal radicular possuírem uma impedância maior que o forame apical (Oishi et al., 2002).

Os avanços conseguidos nos localizadores do ápice, permitem que hoje se possam fazer leituras precisas na presença de substâncias electrocondutoras, como o tecido pulpar,

sangue, pus e soluções irrigadoras, nomeadamente hipoclorito de sódio (Fouad et al., 1993 e Frank et al., 1993).

Outra vantagem dos localizadores de última geração é a facilidade de utilização e o facto de que limas K padrão podem ser utilizadas. Não é necessário que o diâmetro das limas coincida com o diâmetro real do canal para se obterem medições precisas (Nguyen et al., 1996).

Face aos recentes avanços, os aparelhos do tipo resistência (1ª geração) e do tipo impedância (2ª geração) tornaram-se arcaicos.

Nos últimos anos os avanços nos LEA consistem em associa-los a sistemas de preparação mecanizada, no sentido de otimizar as suas funções. Tendo sido desenvolvidos vários sistemas de preparação mecanizada dos canais para um tratamento mais rápido e eficaz. No entanto, com a preparação mecanizada, o operador perde a maior parte da sensibilidade táctil, tornando-se mais difícil saber qual a localização exacta da ponta da lima durante a preparação. Assim, nem sempre se consegue a preparação precisa da porção apical do canal, existindo o perigo de destruir a CA.

No intuito de evitar estas desvantagens em 1997 Kobayashi et al, desenvolveram uma nova peça de mão que controla electronicamente a localização da ponta da lima e a pressão aplicada à lima durante a instrumentação. Após várias tentativas, construíram um modelo final - Tri Auto ZX -, que tem 3 mecanismos automáticos:

1 - Mecanismo de auto-arranque-paragem (auto-start-stop)

A lima começa a rodar quando é inserida no canal; este aparelho reconhece que o circuito entre a lima e o gancho labial, via canal radicular foi estabelecido; a corrente para a medição electrónica do comprimento do canal radicular é utilizada como um sinal que começa a rodar a lima; sem este mecanismo, o operador tem de ligar o interruptor principal para iniciar a rotação de cada vez que troca de lima; a lima pára a rotação quando é removida do canal; esta paragem da rotação funciona pelo mesmo

princípio anteriormente exposto; esta função facilita a troca das limas e reduz o consumo da bateria.

2 - Mecanismo de auto inversão por excesso de pressão

Se existe demasiada pressão, isto é, se a pressão é superior ao binário, a rotação da lima inverte-se; este mecanismo foi desenvolvido para diminuir a fractura das limas; também previne que as limas "encravem" no canal.

3- Mecanismo de auto-inversão apical

Quando a ponta de uma lima atinge a vizinhança imediata da CA, a rotação da lima é invertida; esta função é controlada pelo aparelho de localização electrónica do ápice que está instalado na peça de mão.

Uma vantagem da combinação de um LEA para medição do CT com uma peça de mão de preparação mecanizada, é a possibilidade de pesquisar continuamente o CT durante toda a preparação do canal, sem ter de confirmar com Radiografia. Portanto, o perigo de uma sub ou sobre-instrumentação pode ser minimizado. O tempo operatório pode ser diminuído. Não elimina totalmente a necessidade de radiografias, mas reduz o nº destas para estabelecer o CT e para reconfirmar os comprimentos (Steffen et al., 1999).

Recentemente estão a aparecer no mercado um novo conjunto de localizadores, ainda pouco estudados e referenciados na literatura. Os seus fabricantes dizem que se trata da quarta geração de localizadores apicais electrónicos. Semelhantes aos de terceira geração, uma vez que se baseiam na determinação de valores de resistência eléctrica em função da frequência. No entanto, ao contrário dos localizadores de terceira geração, usam até 5 diferentes frequências de medição (500 Hz, 1,2,4 e 8 KHz).

CAPITULO II

2- Material e Métodos

2.1 – Pesquisa Bibliográfica

O levantamento bibliográfico foi feito através dos motores de pesquisa da Pubmed, b-on e Google académico. Foram utilizadas as seguintes palavras-chave: electronic apex locator, Root ZX, EAL, working length, root canal measurement, conventional radiography e mounting model. Somente artigos escritos em língua portuguesa e inglesa foram inseridos. Foram ainda utilizados livros e artigos através de uma pesquisa manual na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

2.2 – Investigação Científica

2.2.1 - Objectivos do estudo

Avaliar e comparar *in vitro* se as medidas do comprimento de trabalho real (CRT), obtidas pelo método de visualização directa, são compatíveis com as medidas de comprimento de trabalho electrónico (CTE), obtidas pelo localizador apical Root ZX, e com as medidas de comprimento de trabalho radiográfico (CTR), obtidas por meio de radiografia convencional.

2.2.2 - Tipo de estudo

Trata-se de um estudo observacional, para avaliar *in vitro* a fiabilidade e a precisão na obtenção do comprimento de trabalho dos canais radiculares, pelo método electrónico e radiográfico convencional.

2.2.3 - Selecção da Amostra

Para a realização deste estudo foram seleccionados 30 dentes humanos anteriores (incisivos e caninos maxilares e mandibulares), cedidos por clínica médica dentária particular, previamente extraídos em diferentes períodos por motivos periodontais. Todos os dentes sofreram um processo de desinfecção em glutaraldeído 2% e de seguida armazenados em solução isotónica (NaCl).

Para critérios de selecção foi realizada inspecção visual e exame radiográfico inicial, tendo como finalidade seleccionar dentes com ápices completamente formados, ausência de sinais de fractura apical, ausência de canais obturados ou calcificados, ausência de perfurações e presença de objectos estranhos ou fragmentos de instrumentos fracturados no interior do canal radicular. Os dentes que apresentaram situações que inviabilizassem o experimento foram descartados.

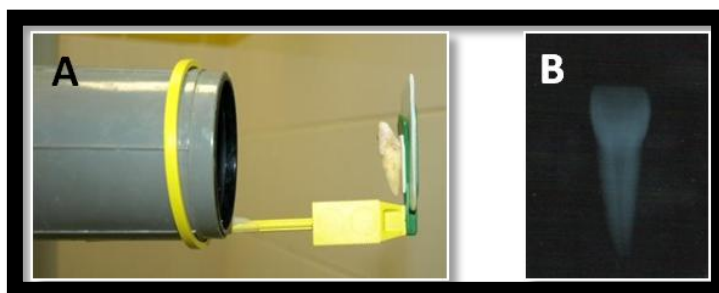


Fig. 2 – (A) Ilustra-se o modelo experimental para a realização dos Rx iniciais. (B) Radiografia inicial com incidência vestibulo-lingual, com a finalidade de selecção da amostra e obtenção do CT radiológico aparente.

O exame radiográfico inicial, além de útil na fase de selecção dos dentes, também foi útil no momento de estabelecer comprimentos de trabalho radiográficos aparentes. Mais precisamente na fase de determinação do comprimento de trabalho radiográfico.

Após o processo de selecção, como já referido, foram utilizados no estudo 30 dentes monorradiculares anteriores, obtendo-se, assim, igual número de canais.

De referir que os dentes foram numerados de 1 a 30, com caneta de acetato, assim como as respectivas radiografias iniciais.



Fig. 3 – (A) Fotografia da amostra (30 dentes monorradiculares) utilizada no estudo. (B) Fotografia dos Rx iniciais da amostra nº1 à nº10.

2.2.4 – Materiais utilizados

- Dentes naturais extraídos
- Limas K 08, 10, 15 e 20 (Dentsply, K-file)
- Brocas de Gates Glidden #2 e #3 (VDW GmbH, Munich, Germany)
- Brocas esféricas diamantadas nº 8, 10 e 12
- Broca tronco-cônica de ponta inactiva Endo-Z
- Localizador electrónico de ápice Root ZX (J. Morita Corp, Tokyo, Japan)
- Régua endodóntica milimetrada (Dentsply Maillefer)
- Hipoclorito de sódio 5,25%
- Seringa e agulha
- Modelo experimental para leitura odontométrica electrónica *in vitro*
- Alginato tipo II (jeltrate – dentsply)
- Posicionador radiográfico periapical Han-Shin (Dentsply)

- Películas radiográficas Kodak ultra-speed (31 x 41mm)
- Aparelho de Rx (Trophy Trex – CCX digital)
- Aparelho de revelação automática Periomat Plus (Dürr Dental)
- Lupa (20x)
- Fonte de luz
- Peclise digital (Stainless, Hardened)
- Negatoscópio

2.2.5 - Preparo dos dentes

Na posse das radiografias iniciais de cada dente procedeu-se à abertura da cavidade de acesso e localização do sistema de canais. Para o acesso coronário foram utilizadas inicialmente brocas esféricas diamantadas (FG esférica 801 - edenta) montadas em turbina de alta rotação, refrigeradas a ar / água. Atingida a câmara pulpar, com movimentos de dentro para fora, foi removido o tecto da mesma. Após a remoção do tecto, as paredes laterais da cavidade foram alisadas com brocas tronco-cônicas de ponta inactiva Endo-Z (E-Z Kerr), dando uma ligeira divergência para oclusal e uma forma triangular.

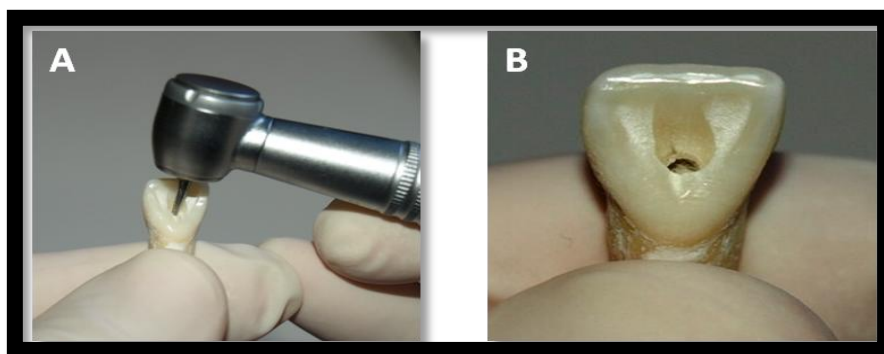


Fig.4 – Abertura da cavidade de acesso. (A) Broca esférica montada em turbina perfurando até à câmara pulpar. (B) Cavidade de acesso já realizada.

Realizadas as aberturas coronárias procedeu-se à exploração e alargamento dos canais, com limas K de pequeno calibre, 10, 15 e 20 (Dentsply, K-file). Utilizou-se brocas de Gates Glidden #2 e #3 (VDW GmbH, Munich, Germany) para o alargamento do terço coronário de cada canal (ElAyouti et al., 2002).

Durante a exploração e a preparação, os canais foram irrigados com hipoclorito de sódio 5,25% usando seringa com agulha inserida com o comprimento do dente menos 3 mm, com movimentos de vai e vêm (ElAyouti et al., 2002).

2.2.6 – Determinação do comprimento de trabalho real (CRT)

Para a determinação do CRT foi empregue o “método da visualização directa”, que consistiu em inserida uma lima K #20 em cada canal, até que a ponta fosse visível cerca de 0,5-1 mm no FA, com auxílio de fonte de luz. De seguida recuou-se a lima até a ponta ficar tangente ao FA. As limas apresentavam cursores de borracha, os quais neste momento foram ajustados a uma referência oclusal, previamente marcada com broca durante a abertura da cavidade de acesso. Esta referência foi usada como referência oclusal em todas as medições.

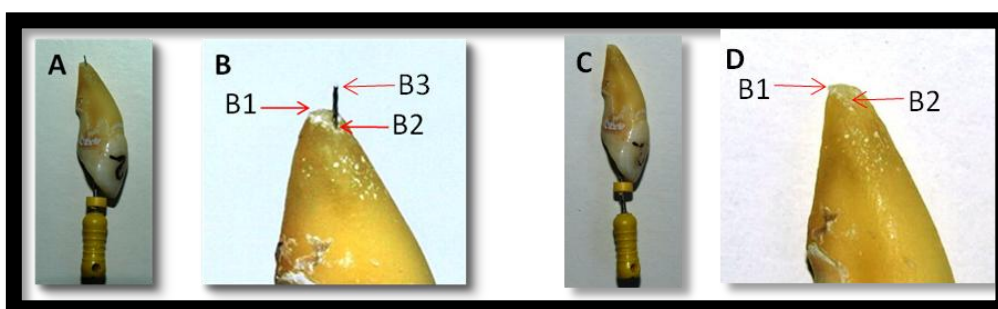


Fig. 5 – Determinação do CRD: (A) lima inserida no canal até a sua ponta ser vista no FA cerca de 0,5-1 mm. (B) Fotografia de aumento da zona apical, em (B1) ápice radicular, em (B2) forame apical, em (B3) ponta da lima. (C) Lima posicionada com a ponta tangente ao FA e adaptação do cursor à referência oclusal. (D) Fotografia de aumento da zona apical já com a lima recuada.

Posteriormente cada lima foi retirada de cada canal radicular sendo obtido o comprimento de cada um, com o auxílio do peclise digital, a partir do bordo inferior dos cursores até à extremidade (ponta) de cada lima. Para evitar erros de medidas foi utilizado em todas as medições durante o experimento sempre o mesmo instrumento

(peclise digital) e sempre o mesmo operador. De acordo com o estudo de Kuttler, ao valor obtido subtraiu-se 0,5 mm, para assim se obter o comprimento de trabalho real de cada dente (grupo controle).



Fig. 6 – Medição do comprimento da lima para obtenção do comprimento real do dente.

Os valores foram devidamente registados (tabela 2) para posterior análise estatística e assim comparados com os comprimentos obtidos pelo método radiográfico e electrónico.

2.2.7 – Determinação do comprimento de trabalho radiográfico (CTR)

Para determinar o comprimento de trabalho pelo método radiográfico convencional foi utilizado o método de Ingle, já descrito em capítulo anterior. Para a realização das radiografias de odontometria foi criado um modelo experimental que possibilita-se o uso da técnica do paralelismo.

Técnica do paralelismo

- A essência da técnica do paralelismo assenta em que a película radiográfica se mantém paralela ao longo eixo dos dentes e o feixe do raio central dirige-se perpendicularmente, formando um ângulo recto com os dentes e a película radiográfica.
- Esta orientação da película, dos dentes e do raio central minimiza a distorção radiográfica.

- Para reduzir ainda mais as distorções geométricas é importante que a fonte de raios X esteja situada relativamente longe dos dentes. O emprego de uma distância fonte-objecto larga também reduz o tamanho do ponto focal aparente.
- Estes factos conduzem à obtenção de imagens com menos ampliação e maior definição.

(White, 2001)

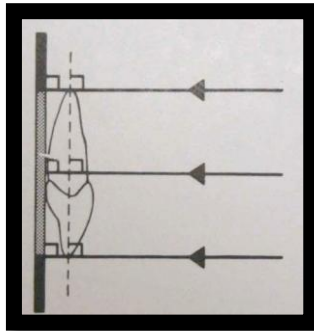


Fig. 7 – Técnica do paralelismo. Ilustra-se o paralelismo entre o maior eixo dos dentes e a película. O raio central dirige-se perpendicular a ambos. (White, 2001)

Modelo experimental

Para preparar os dentes de forma a medir o comprimento de trabalho pelo método da odontometria radiográfica convencional, cada dente foi fixado por fita adesiva de dupla face a um posicionador radiográfico periapical Han-Shin (Dentsply). Deste modo o modelo cumpriu os seguintes requisitos:

- O dente a ser examinado e a película devem permanecer em contacto ou tão próximos quanto possível.
- O dente e a película devem permanecer paralelos entre si.
- O feixe de Rx deve incidir perpendicularmente ao dente e à película.

- O dente deve manter-se numa posição constante durante a realização da radiografia.
- O posicionamento deve ser reproduzível para os restantes dentes.

Requisitos estes, essenciais para a realização das radiografias pela técnica do paralelismo e para a reprodutibilidade do modelo, tornando possível a repetição das radiografias em todos os dentes na mesma posição e assim, a realização do experimento em condições satisfatórias.

Conforme já referido, para determinar o comprimento de trabalho pelo método radiográfico convencional foi utilizado o método de Ingle. Assim na posse das radiografias iniciais, foi medido o comprimento de trabalho aparente de cada dente e retirado 2 mm a essa medida de forma a compensar a distorção radiográfica. O valor obtido foi transposto para uma lima K20 que marcada com cursor de borracha foi inserida no interior do canal radicular, com suaves movimentos de avanço e $\frac{1}{2}$ de volta para cada direcção, até que o cursor atingisse a marca oclusal previamente definida e marcada aquando da abertura da cavidade de acesso.

Após a colocação da película radiográfica Kodak ultra-speed na devida ranhura do posicionador radiográfico periapical Han-Shin, este foi acoplado ao tubo do feixe de Rx a uma distância de 10 cm do objecto ao colimador e realizada a toma das radiografias com o aparelho de raios X Trophy Trex – CCX digital de 70kVp, 8 mA, com tempo de exposição de 0,7 segundos. Este procedimento foi repetido para todos os dentes e cada película foi numerada de acordo com o dente correspondente.



Fig. 8 – (A) Ilustra-se o modelo experimental utilizado na toma dos Rx para a odontometria radiográfica.
(B) – Pormenor do modelo.

De seguida procedeu-se ao processamento sequencial das radiografias na reveladora automática Periomat Plus (Dürr Dental) em ciclos de 5 minutos. Após o processamento as radiografias foram avaliadas com o auxílio de um negatoscópio, observando-se a posição da ponta da lima. Mediu-se na radiografia a diferença entre a ponta da lima (fig.9-B1) e o ápice radiológico (fig. 9-B2), acrescentando-se ou subtraindo esse valor ao comprimento do instrumento, tornando-os coincidentes, obtendo-se o comprimento do dente.

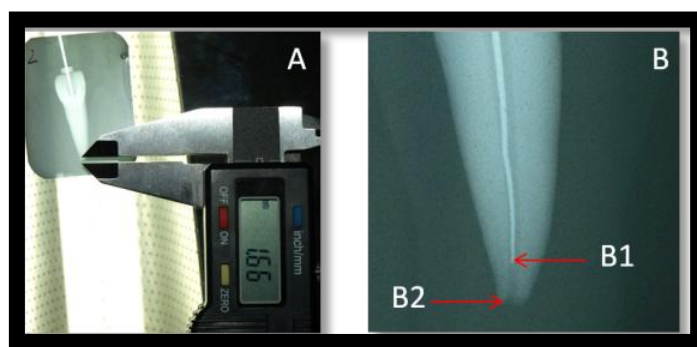


Fig. 9 – (A) Medição da distância entre a ponta do instrumento (lima), fixado dentro do canal, e o ápice radiológico. (B) Detalhe do área apical, onde se ilustra a ponta do instrumento (B1) e o ápice radiológico (B2).

O comprimento de trabalho pelo método radiológico convencional foi estabelecido subtraindo-se 0,5 mm do valor encontrado.

Os valores foram registados (tabela 3) e mais tarde alvo de análise estatística para assim serem comparados com os comprimentos de trabalho reais e comprimentos de trabalho obtidos pelo método electrónico.

2.2.8 – Determinação do comprimento de trabalho electrónico (CTE)

O meio condutor utilizado na experiência para calcular o comprimento de trabalho pelo método electrónico foi o alginato. Os dentes foram incorporados num modelo desenvolvido por Katz et al. (1992) (*cit in* Tinaz et al., 2002), especialmente desenvolvidos para testar localizadores apicais. O alginato tipo II (jeltrate – dentsply) foi preparado segundo as instruções do fabricante e colocado em recipientes de plástico. Enquanto tomava presa, os dentes foram incluídos no alginato, sensivelmente, até à

junção amelo-dentinária (10 dentes por cada recipiente de plástico). Ao mesmo tempo foi efectuada uma ranhura no alginato para posterior colocação do gancho labial (eléctrodo do lábio). Quando não estava a ser utilizado, este modelo de alginato era recoberto com gazes húmidas e refrigerado, para manter a mistura húmida durante todo o tempo que demoraram as medições. Estudos anteriores demonstram que este procedimento mantém o modelo em condições perfeitamente satisfatórias durante o experimento, não sendo aconselhado ultrapassar as 24 horas (Lucena et al., 2004).

O modelo *in vitro* utilizado é fácil de fabricar, permanecendo intacto durante todo o estudo. A consistência rígida do alginato permite que os dentes fiquem firmemente seguros, o que facilitou as medições.

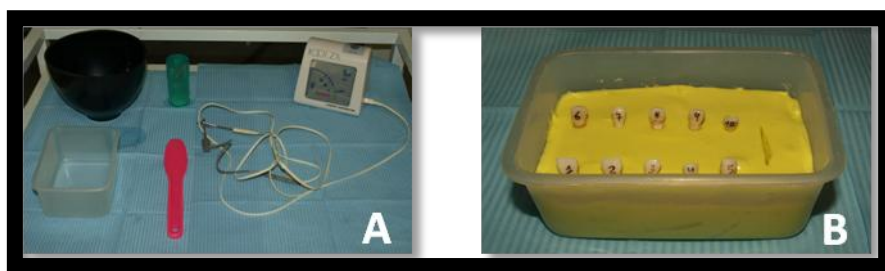


Fig. 10 – (A) Preparação para a determinação do CTE. (B) Modelo experimental - caixa de plástico com os dentes da amostra nº 1 à nº 10 incorporados no alginato para a avaliação *in vitro* do CTE.

Para a realização das medições electrónicas foi utilizado o localizador electrónico de ápice Root ZX (J. Morita), seguindo a sequência operatória proposta de acordo com o fabricante. As medições foram realizadas sempre pelo mesmo operador, para tal, o gancho labial foi introduzido no recipiente de plástico, na ranhura realizada aquando da presa do alginato, ficando em contacto com o mesmo. Os canais foram irrigados com hipoclorito de sódio 5,25% e foi introduzida uma lima K20 (Plotino et al., 2006) conectada ao eléctrodo (porta lima), no interior do canal radicular girando-a suavemente no sentido horário ou com movimentos oscilatórios, observando o início do movimento do preenchimento das barras na parte superior do hemiarco no visor do localizador apical. A partir daí a lima foi deslocada no sentido apical até o alarme sonoro tornar-se contínuo, posicionando-se a marcação até aparecer a marca “APEX”. Ao chegar a esta marcação, a lima foi recuada até ao ponto onde uma barra maior pisca (entre o número 1 e a marca “APEX”) e o sinal sonoro passou de contínuo a intermitente. Esta marca

corresponde à posição da ponta da lima aquém 0,5 mm do FA, constrição apical. Neste momento a lima foi limitada pelo cursor de borracha, ajustado à referência oclusal previamente marcada aquando da realização da cavidade de acesso.

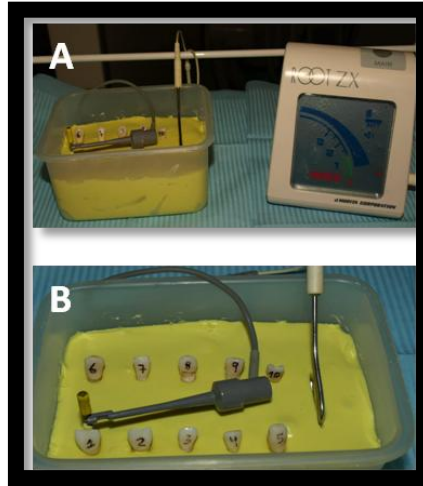


Fig. 11 – (A) Medição do CTE com Root ZX no modelo experimental. (B) Pormenor da medição, onde se ilustra a lima inserida no dente, conectada ao eléctrodo e o gancho labial inserido na ranhura previamente realizada no alginato.

Removeu-se a lima e com o peclise digital determinou-se a distância da ponta da lima ao bordo inferior do cursor de borracha. Esta medida correspondente ao CT electrónico, a qual foi devidamente registada.

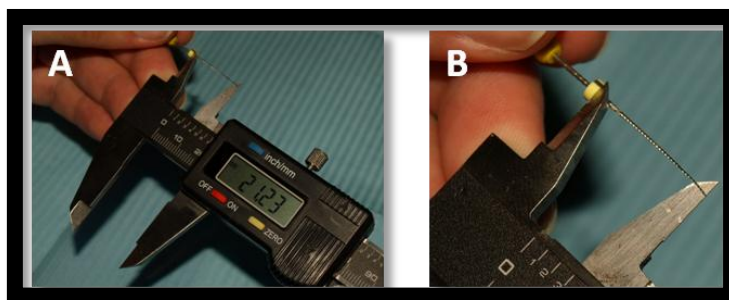


Fig. 12 – (A) determinação da distância da ponta da lima ao bordo inferior do cursor de borracha, medida correspondente ao CTE. (B) Detalhe da posição da lima no instrumento de medida.

Os dentes, durante a utilização do localizador apical, estiveram sempre incluídos no modelo de alginato. Todas as medições foram realizadas pelo mesmo operador e efectuadas num prazo de 2 horas após a preparação do modelo, mantendo-o assim com a humidade e condições ideais durante a realização do experimento (Lucena et al., 2004).

Os valores obtidos foram registados (tabela 4) e mais tarde alvo de análise estatística para assim serem comparados com os comprimentos de trabalho reais e comprimentos de trabalho obtidos pelo método radiográfico.

2.2.9 – Análise estatística

Para descrever as variáveis em estudo (comprimentos de trabalho) foram aplicadas metodologias de análise descritiva, nomeadamente, gráficos e medidas sumário, apropriadas. As medidas descritivas utilizadas foram, nomeadamente, a média, a mediana, o desvio padrão, o mínimo e o máximo.

Foi utilizado o teste de kolmogorov-Smirnov para adequação da lei normal às variáveis em estudo. Para medir a força de associação entre os resultados obtidos em cada um dos três métodos, foi determinado o coeficiente de correlação linear de Pearson (r).

Foi usado o teste de independência, Teste – T para comparar as medidas obtidas pelo método da visualização directa (comprimento de trabalho real) com as medidas obtidas pelos dois métodos de medição dos canais radiculares – método radiográfico (odontometria radiográfica) e método electrónico (odontometria electrónica).

Foi considerado um nível de significância de 0,05 para todos os testes de hipóteses, que corresponde a um intervalo de confiança de 95 %. Todos os dados foram inseridos e a análise foi efectuada utilizando o programa de análise estatística SPSS® v.18.0 (Statistical Package for the Social Sciences). Para a elaboração de alguns gráficos e tabelas foi utilizada uma folha de cálculo do programa Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Excel©).

CAPITULO III

3 – Resultados

Na tabela 2, estão representadas as medidas do comprimento real de cada dente, obtidas método visual directo e os cálculos para obtenção do comprimento de trabalho real (grupo controle).

Número do dente	Comprimento total real	Comprimento de trabalho real a 0,5mm aquém do FA
1	24,08	24,08 - 0,5 = 23,58
2	25,31	25,31 - 0,5 = 24,81
3	23,38	23,38 - 0,5 = 22,88
4	16,40	16,40 - 0,5 = 15,90
5	27,48	27,48 - 0,5 = 26,98
6	25,72	25,72 - 0,5 = 25,22
7	24,01	24,01 - 0,5 = 23,51
8	21,70	21,70 - 0,5 = 21,20
9	23,27	23,27 - 0,5 = 22,77
10	19,51	19,51 - 0,5 = 19,01
11	22,40	22,40 - 0,5 = 21,90
12	20,68	20,68 - 0,5 = 20,18
13	27,64	27,64 - 0,5 = 27,14
14	27,52	27,52 - 0,5 = 27,02
15	27,06	27,06 - 0,5 = 26,56
16	20,32	20,32 - 0,5 = 19,82
17	19,01	19,01 - 0,5 = 18,51
18	23,13	23,13 - 0,5 = 22,63
19	19,83	19,83 - 0,5 = 19,33
20	27,61	27,61 - 0,5 = 27,11
21	23,46	23,46 - 0,5 = 22,96
22	18,71	18,71 - 0,5 = 18,21
23	22,79	22,79 - 0,5 = 22,29
24	22,83	22,83 - 0,5 = 22,33
25	25,68	25,68 - 0,5 = 25,18
26	25,05	25,05 - 0,5 = 24,55
27	20,27	20,27 - 0,5 = 19,77
28	30,00	30,00 - 0,5 = 29,50
29	27,11	27,11 - 0,5 = 26,61
30	24,13	24,13 - 0,5 = 23,63

Tabela 2. Valores relativos ao comprimento de trabalho real. Valores das medidas expressos em mm.

Na tabela 3, estão representados os cálculos para obtenção do comprimento de trabalho radiológico a 0,5 mm do ápice radiológico de cada dente.

Número do dente	Comprimento aparente radiológico	Comprimento radiológico menos valor da distorção (2,00mm)	Distância da ponta da lima ao ápice radiológico	Comprimento radiológico do dente após correcções	CT radiológico a 0,5 mm do ápice radiológico
1	24,88	22,88	+ 0,98	23,86	23,36
2	25,33	23,33	+ 1,66	24,99	24,49
3	23,16	21,16	- 0,34	20,82	20,32
4	17,02	15,02	+ 1,38	16,40	15,90
5	28,74	26,74	+ 1,15	27,89	27,39
6	26,00	24,00	+ 1,77	25,77	25,27
7	25,28	23,28	+ 0,33	23,61	23,11
8	22,79	20,79	+ 1,26	22,05	21,55
9	24,02	22,02	+ 0,99	23,01	22,51
10	19,65	17,65	+ 1,48	19,13	18,63
11	22,04	20,04	+ 1,97	22,01	21,51
12	20,16	18,16	+ 2,14	20,30	19,80
13	28,45	26,45	+ 0,93	27,38	26,88
14	27,63	25,63	+ 1,58	27,21	26,71
15	25,88	23,88	+ 2,80	26,68	26,18
16	20,98	18,98	+ 1,07	20,05	19,55
17	21,10	19,10	+ 1,17	20,27	19,77
18	22,35	20,35	+ 1,71	22,06	21,56
19	20,01	18,01	+ 1,44	19,45	18,95
20	28,26	26,26	+ 1,21	27,47	26,97
21	23,40	21,40	+ 1,80	23,20	22,70
22	18,95	16,95	+ 1,19	18,14	17,64
23	24,22	22,22	+ 1,02	23,24	22,74
24	23,17	21,17	+ 1,29	22,46	21,96
25	26,20	24,20	+ 1,28	25,48	24,98
26	25,15	23,15	+ 0,85	23,98	23,48
27	20,52	18,52	+ 1,23	19,75	19,25
28	30,97	28,97	+ 0,68	29,65	29,15
29	26,72	24,72	+ 1,33	26,05	25,55
30	25,11	23,11	+ 1,21	24,32	23,82

Tabela 3. Valores referentes à odontometria radiográfica. CT – comprimento de trabalho. Valores das medidas expressos em mm.

Na tabela 4, estão representados os valores em mm obtidos pela odontometria electrónica através do aparelho Root ZX.

Número do dente	Comprimento de trabalho electrónico a 0,5mm do FA
1	23,16
2	24,80
3	21,47
4	15,88
5	26,52
6	25,07
7	23,12
8	21,00
9	22,80
10	18,59
11	21,53
12	21,00
13	26,65
14	27,16
15	26,41
16	19,38
17	18,16
18	22,51
19	18,48
20	27,30
21	22,91
22	18,20
23	23,01
24	21,93
25	24,32
26	24,06
27	19,50
28	29,45
29	26,35
30	23,58

Tabela 4. Valores referentes ao comprimento de trabalho electrónico. Valores das medidas expressos em mm.

Na tabela 5, de forma a facilitar a comparação dos valores obtidos, estão representados os comprimentos de trabalho reais, radiográficos e electrónicos.

Número do dente	Comprimento de trabalho real a 0,5 do FA	Comprimento de trabalho radiológico a 0,5mm do ápice radiológico	Comprimento de trabalho electrónico a 0,5mm do FA
1	23,58	23,36	23,16
2	24,81	24,49	24,80
3	22,88	20,32	21,47
4	15,90	15,90	15,88
5	26,98	27,39	26,52
6	25,22	25,27	25,07
7	23,51	23,11	23,12
8	21,20	21,55	21,00
9	22,77	22,51	22,80
10	19,01	18,63	18,59
11	21,90	21,51	21,53
12	20,18	19,80	21,00
13	27,14	26,88	26,65
14	27,02	26,71	27,16
15	26,56	26,18	26,41
16	19,82	19,55	19,38
17	18,51	19,77	18,16
18	22,63	21,56	22,51
19	19,33	18,95	18,48
20	27,11	26,97	27,30
21	22,96	22,70	22,91
22	18,21	17,64	18,20
23	22,29	22,74	23,01
24	22,33	21,96	21,93
25	25,18	24,98	24,32
26	24,55	23,48	24,06
27	19,77	19,25	19,50
28	29,50	29,15	29,45
29	26,61	25,55	26,35
30	23,63	23,82	23,58

Tabela 5. Valores referentes ao comprimento de trabalho real, comprimento de trabalho radiográfico e comprimento de trabalho electrónico. Valores das medidas expressos em mm.

Na tabela 6, o comprimento de trabalho real médio é igual a 23,04 mm, pelo método radiológico obteve-se um valor de 22,72 mm e pelo método electrónico 22,81 mm. Em termos de dispersão, as 3 medições revelam valores de desvio padrão muito semelhantes: 3,26 mm; 3,24 mm e 3,28 mm.

	Comprimentos de trabalho		
	CRT a 0,5 mm do FA	CTR a 0,5 mm do ápice radiográfico	CTE a 0,5 mm do FA
Média	23,04	22,72	22,81
Mediana	22,92	22,72	22,96
Desvio padrão	3,26	3,24	3,28
Mínimo	15,90	15,90	15,88
Máximo	29,50	29,15	29,45

Tabela 6. Medidas descritivas das medições obtidas por cada método de cálculo do comprimento de trabalho. CRT- comprimento trabalho real; CTR- comprimento trabalho radiográfico; CTE- comprimento trabalho electrónico; FA - forame apical.

As três medições apresentam distribuições aproximadamente simétricas (fig.13), o que indica que os comprimentos de trabalho estão normalmente distribuídos.

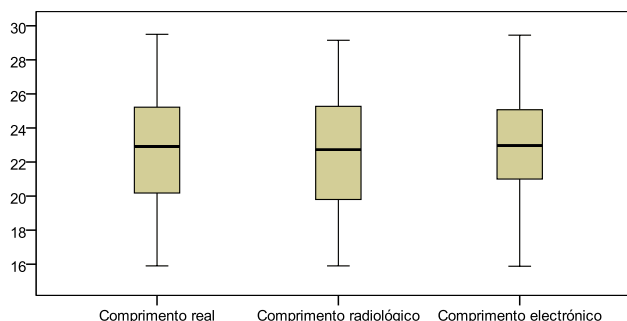


Figura.13 - Distribuição (box-plots) dos 3 tipos de comprimento de trabalho dos casos em estudo (n=30).

Na tabela 7, para confirmação da adequação da distribuição normal, foi aplicado o teste Kolmogorov-Smirnov, que não mostrou diferenças significativas entre as medidas obtidas pelos três métodos e a referida lei ($p > 0,05$).

Lei Normal	Real	Método radiológico	Método electrónico
Kolmogorov-Smirnov Z	0,51	0,45	0,51
p-value	0,95	0,99	0,96

Tabela 7. Aplicação do teste de Kolmogorov-Smirnov às variáveis em estudo.

Para medir a força de associação entre as medições reais e as medições por ambos os métodos (radiográfico e electrónico), foi calculado o coeficiente de correlação linear de Pearson (r), tendo-se obtido $r=0,981$ ($p=0,00$) para o método radiográfico e $r=0,992$ ($p=0,00$) para o método electrónico, o que indica uma forte associação entre as medições reais e as medições por ambos os métodos.

Para comparar as diferenças entre os valores medidos pelos dois métodos e os valores reais, utilizou-se o Teste T (amostras emparelhadas), tendo-se obtido os resultados apresentados na Tabela 8. Estes indicam que a diferença média entre o comprimento de trabalho real e o comprimento de trabalho radiológico ($=0,31$ mm) é superior à diferença entre o comprimento de trabalho real e o comprimento de trabalho electrónico ($=0,23$ mm).

A aplicação do Teste T demonstra não existir significância estatística ($p<0,05$) nas hipótese de igualdade entre comprimentos de trabalho reais e os comprimentos de trabalho obtidos pelo método radiográfico e pelo método electrónico. Assim, as diferenças entre os comprimentos de trabalho medidos por qualquer das metodologias e os comprimentos de trabalho reais são estatisticamente significativas.

Teste T	Diferenças emparelhadas					
	Média	Desvio padrão	Intervalo confiança diferença 95%		t	p-value
			Inferior	Superior		
Diferença entre comprimento de trabalho real a 0,5 do FA - Comprimento de trabalho radiológico a 0,5 do ápice radiológico	0,31	0,63	0,08	0,55	2,73	0,011
Diferença entre comprimento de trabalho real a 0,5 do FA - Comprimento de trabalho electrónico a 0,5 do FA	0,23	0,42	0,07	0,38	2,92	0,007

Tabela 8. Comparação do comprimento de trabalho radiológico com o comprimento de trabalho real e comparação do comprimento de trabalho electrónico com o comprimento de trabalho real. FA- forame apical.

Para a hipótese de igualdade entre comprimentos de trabalho medidos pelo método radiológico e pelo método electrónico, a aplicação do Teste T demonstra existir significância estatística ($p=0,424$).

	Mean	t	p-value
Diferença entre comprimento de trabalho radiológico a 0,5 do FA – Comprimento de trabalho electrónico a 0,5 do ápice radiológico	-0,087	0,812	0,424

Tabela 9. Comparação do comprimento de trabalho radiológico com o comprimento de trabalho electrónico.

Considerando-se a medida 0,5-1mm aquém do forame apical como sendo a zona de maior constrição apical e assim o limite aceitável para o comprimento de trabalho (Kuttler e Ricucci, cit in Camargo et al, 2009). A figura 14, representa o número de medições realizadas pelo método radiográfico e pelo método electrónico que ficaram aquém deste intervalo (sub-instrumentação) 6 (20%) e 3 (10%), que se encontram dentro do intervalo (aceitável) 18 (60%) e 22 (73,3%), que ultrapassaram o intervalo mas não ultrapassaram o forame apical (sobre-instrumentação) 5 (16,6%) e 3 (10%) e por fim, as medições que ultrapassaram o FA (sobre-instrumentação) 1 (3,33%) e 2 (6,66%).

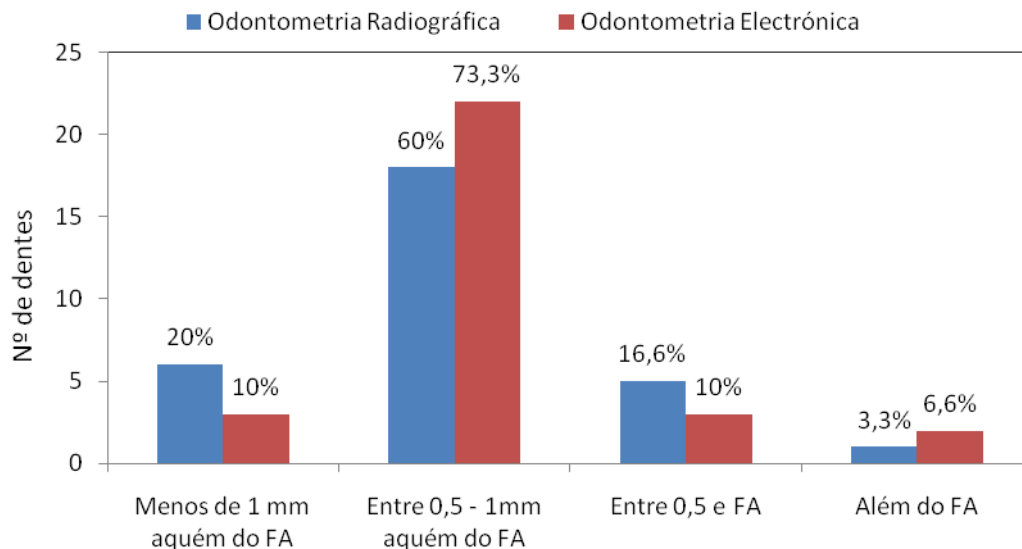


Fig. 14 - Distribuição dos comprimentos de trabalho obtidos pelos dois métodos em estudo (n=30). FA-forame apical.

CAPITULO IV

4 – Discussão

A determinação do comprimento de trabalho é um factor crucial para o sucesso do tratamento endodôntico (McDonald, 1992). Neste estudo foram comparados, dois dos principais métodos para a determinação desse comprimento – método radiográfico e método electrónico.

Ao analisar os resultados do experimento, verifica-se, que os testes estatísticos referentes às medidas do comprimento de trabalho a 0,5 mm aquém do FA mostraram que não existe significância estatística ($p < 0,05$) nas hipóteses de igualdade entre comprimentos de trabalho reais e os comprimentos de trabalho obtidos por ambos os métodos. Assim, estatisticamente, são significativas as diferenças entre os comprimentos de trabalho reais e os comprimentos de trabalho obtidos pelos métodos radiográfico e electrónico. No entanto verifica-se uma forte associação entre as medições reais e as medições pelos métodos radiográfico $r=0,981$ ($p=0,00$) e electrónico $r=0,992$ ($p=0,00$). Estes resultados são concordantes com o trabalho recente de Javidi et al., (2009).

Na comparação das diferenças médias de ambos os métodos com o comprimento real, observa-se que a diferença do método radiológico (0,31 mm) é maior do que a diferença do método electrónico (0,23mm). Constatando-se que o método electrónico teve melhor desempenho, uma vez que se aproximou mais dos valores reais. Em comparação com outros estudos, onde é aceitável um erro clínico de $\pm 0,5$ mm, verifica-se que estas diferenças estão abaixo do erro clínico aceitável.

No estudo de Kaufman et al., (2002) as medições radiográficas também foram mais longas (média 0,35mm), enquanto as medições electrónicas foram mais curtas (média de 0,4 mm). Não sendo encontrada diferença estatística entre os dois métodos e o comprimento real. Hoje, a prática comum é verificar as medições radiográficas por radiografias e remeter para as medições electrónicas como a fonte mais confiável para a

determinação do comprimento de trabalho, o que perante tal resultados parece aceitável (Kaufman et al., 2002).

Outro objectivo foi comparar o método radiográfico com o método electrónico, obtendo-se para a hipótese de igualdade significância estatística ($p=0,424$). E uma diferença média entre ambos bastante reduzida (0,08mm).

Apesar do trabalho em questão ter determinado como CT a medida 0,5 mm aquém do forame apical, estudos realizados por Kuttler (1955) e Ricucci (1998) demonstraram que a maior contração apical localiza-se a 0,5-1mm aquém do FA (Kuttler e Ricucci *cit in* Camargo et al., 2009). Sendo este um intervalo aceitável para a determinação do comprimento de trabalho e posterior sucesso do tratamento endodôntico, os resultados distribuídos na figura 14 mostram que a precisão do método radiográfico em determinar o comprimento de trabalho para este intervalo foi de 60% (18 dentes). Já para o método electrónico a percentagem de precisão foi maior, 73,3% (22 dentes). Estes resultados estão de acordo com diversos pesquisadores (kaufman et al., 2002; Elayouti et al., 2002; Pratten et al., 1996;) demonstrando que apesar de ambos os métodos serem eficientes e confiáveis para a odontometria os localizadores apicais demonstraram ter uma taxa de fiabilidade, na obtenção do comprimento de trabalho a 0,5-1 mm aquém do forame apical, mais elevada.

Por outro lado, existem trabalhos (Becker et al., 1980; Moraes et al., 1988) em que o método electrónico para determinar o comprimento de trabalho foi menos preciso que o método radiográfico, discordando dos resultados deste trabalho.

As pesquisas que objectivam comparar os localizadores apicais electrónicos com a odontometria radiográfica utilizam estudos *in vivo*, *in vitro*, e ainda, a combinação dos dois métodos. Entretanto, observa-se que muitos dos estudos que apresentam altas percentagens de fiabilidade na determinação dos CT foram realizados *in vitro*, pois a padronização dos dentes diminui a variabilidade dos grupos estudados e os modelos experimentais podem proporcionar condições óptimas que possibilitam uma maior precisão. Segundo Kobayashi, (1995) os estudos *in vitro*, apresentam uma maior percentagem de resultados positivos.

Para a determinação do comprimento real do dente utilizou-se a visão directa, contudo este método, ao contrário de outros estudos que utilizaram a ampliação e iluminação de um microscópio odontológico, é menos preciso. O que possibilita uma maior probabilidade de erros na medição do comprimento real do dente.

Na determinação do comprimento de trabalho pelo método radiográfico foi utilizada a técnica de Ingle, em que as radiografias foram realizadas pela técnica do paralelismo, utilizando-se um modelo experimental. O qual facilitou o posicionamento da película radiográfica e a obtenção de uma angulação correcta, reduzindo assim a distorção radiográfica.

Chunn et al. (1981) estudaram a precisão do método de odontometria proposto por Ingle, que avalia os resultados obtidos radiograficamente e microscopicamente. Em mais de 40% dos casos a lima, interpretada pela avaliação radiográfica como estando mais curta que o ápice radiológico, na realidade posicionava-se além do forame apical. Os autores concluíram que a avaliação radiográfica da posição do instrumento no canal tende a produzir leituras mais curtas que a real localização da ponta do instrumento. Neste estudo verificou-se que a lima posicionou-se além da medida pretendida em 20% dos casos.

Elayouti et al numa avaliação *in vitro* sobre odontometria radiográfica também estudaram a percentagem de sobreinstrumentação. Sendo que os resultados mostraram-se muito próximos dos obtidos neste estudo, onde 22% dos molares apresentaram sobreinstrumentação, sendo o risco menor quando utilizado o método electrónico comparado com o método radiográfico. Os resultados deste estudo também o confirmam, sendo que no método electrónico há uma taxa de 16,6% de sobreinstrumentação para os 20 % do método radiográfico. No entanto é importante referir que no método electrónico apesar da percentagem ser mais baixa, existiram mais casos de sobreinstrumentação além do FA (6,6%) quando comparada com os 3,3% do método radiográfico.

No estudo *in vitro* de Javidi et al., (2009) a precisão da radiografia convencional (pelo método paralelo) foi de 90% (considerando um erro clínico de $\pm 0,5\text{mm}$). De acordo

com o autor esta alta taxa pode estar relacionada ao facto do estudo ser *in vitro*. Pois na prática clínica, existem muitas limitações para a interpretação e realização de uma radiografia com a angulação correcta. Kobayashi (1995) também afirma que na maioria dos estudos realizados *in vivo*, a precisão da odontometria radiográfica obtém índices de resultados insatisfatórios. Baseando-se em resultados *in vivo*, onde apenas 50% das interpretações radiográficas foram precisas.

Vários são os modelos experimentais utilizados nas pesquisas *in vitro* para a determinação do comprimento de trabalho pelo método electrónico, como: ágar salino tamponado a 1%, solução isotónica, espuma floral humedecida com hipoclorito de sódio a 1%, alginato, etc. A opção neste estudo foi utilizar o modelo experimental de alginato, que segundo Tinaz et al., (2002) num estudo com o objectivo de observar os efeitos no modelo de alginato quando o NaOCl era utilizado no canal como irrigante durante a medição electrónica, concluíram que o modelo de alginato pode ser usado *in vitro* para medições electrónicas e com várias concentrações de irrigante. Outros estudos confirmaram estes resultados (Meares et al., 2002).

Quanto a mim o modelo *in vitro* utilizado foi fácil de fabricar, permanecendo intacto durante todo o estudo. A consistência rígida do alginato permitiu que os dentes permanecessem seguros durante o experimento, o que facilitou as medições.

Aceitando a medida 0,5-1mm aquém do ápice, o método electrónico determinou o comprimento de trabalho com 73,3% de fiabilidade, para esta medida. Num estudo idêntico por Javidi et al., (2009) mas utilizando um modelo experimental à base de solução iónica, a fiabilidade do método electrónico foi de 56,7%. Shabahang et al., (1996) num estudo *in vivo* obteve uma fiabilidade com a odontometria electrónica de 96,2%.

Outro estudo experimental *in vitro* realizado por Pratten et al., (1996) com o objectivo de comparar a capacidade dos métodos radiográficos e electrónicos para determinar com fiabilidade a localização da constrição apical, obtiveram que o localizador de ápice determinou 16 (dezasseis) das 27 (vinte e sete) leituras (59%) coincidentes com a constrição apical. Os resultados obtidos por Pratten, definem a odontometria electrónica

como mais confiável que a odontometria radiográfica. Os autores realizaram a odontometria electrónica em cadáveres humanos e avaliação histológica dos dentes extraídos. Embora a metodologia siga parâmetros diferentes, as conclusões estão próximas do presente trabalho.

O uso da odontometria electrónica ao longo dos últimos anos tornou-se uma prática corrente na clínica endodôntica (Elayouti et al., 2009 e Siu et al., 2008). Tal acontecimento deve-se ao facto da técnica electrónica, em contrapartida com a técnica de determinação do comprimento de trabalho através de radiografias, ter uma série de pontos positivos a seu favor, entre eles a não utilização de radiação ionizante, a simplicidade, a rapidez e uma maior precisão. Após a realização deste trabalho, todas estas vantagens se confirmam.

Outra grande vantagem deste método é medir o comprimento do canal até ao FA e não ao ápice radiográfico (Kobayashi, 1995), como acontece no método radiográfico. Contudo os resultados deste trabalho não conseguem comprovar tal facto, apesar da percentagem de sobre-instrumentação ser maior (20%) no método radiográfico do que no electrónico (16,6%), existe uma taxa de 6,6% das medições realizadas pelo aparelho electrónico que ultrapassaram o comprimento real do dente, enquanto no método radiográfico essa taxa é menor (3,3%), tal como representa a figura 14. Concluindo-se que apesar do método electrónico ter menos medições de sobre-instrumentação do que o método radiográfico, dessas, o método electrónico tem mais medições além do FA.

Um dos motivos que pode justificar tal percentagem de sobreinstrumentação obtida no método electrónico é o facto de as medições terem sido realizadas num modelo experimental, que não proporciona as mesmas condições de *in vivo*. No estudo *in vivo* de Shabahang et al, em 1996, que mediu microscopicamente a distância da ponta da lima ao FA, o aparelho electrónico ultrapassou o FA em 30,8% dos canais. Também Dunlap et al, em 1998, utilizando o mesmo aparelho electrónico e a mesma metodologia, mas fazendo a medição à CA, concluíram que a maioria (70,6%) das medições electrónicas foram além da CA, mas poucas foram além do comprimento total do dente.

Apesar de vários estudos mostrarem que no método radiográfico de odontometria é difícil de obter radiografias sem distorção, o forame apical nem sempre corresponde ao ápice radiográfico, há existência de erros durante a interpretação radiográfica, é um processo mais moroso e pela exposição à radiação existe um potencial de risco para a saúde. Os métodos radiográficos de odontometria ainda são os mais utilizados e difundidos entre clínicos e especialistas no auxílio da terapia endodôntica.

Assim, como também demonstra a pesquisa de Pratten (1996), pelo facto da radiografia não ser apenas utilizada para obtenção do comprimento de trabalho, como também é útil na observação da anatomia radicular principalmente periapical e como documento concreto, conclui-se que não se justifica substituí-la pela odontometria electrónica, mesmo esta tendo índices de precisão mais elevados e outras vantagens. Parece-nos de todo, muito sensato, após este estudo e análise dos resultados que o mais correcto, a fim de obter precisos comprimentos de trabalho, é o emprego de ambos os métodos em complementaridade. Ou em situações onde um esteja contra-indicado, utilizar o outro em detrimento desse. Uma vez que ambos os métodos, radiográfico e electrónico, apresentaram resultados positivos de fiabilidade tanto para 0,5 mm aquém do FA como para 0,5-1mm do FA.

III – CONCLUSÃO

Conforme os resultados deste estudo, desenvolvido sob as condições experimentais previamente descritas, em relação ao desempenho dos métodos de odontometria radiológica e electrónica é possível concluir que:

Existe uma forte associação entre as medições reais e as medições obtidas por ambos os métodos – método radiológico ($r=0,981$) e método electrónico ($r=0,992$).

Para medidas de CT a 0,5 mm aquém do FA, estatisticamente os resultados mostraram que as diferenças entre os comprimentos de trabalho medidos por qualquer dos métodos e os comprimentos reais são estatisticamente significativas ($p<0,05$).

As diferenças para os valores reais são de apenas 0,31 mm no método radiográfico e de 0,23 mm no método electrónico. Concluindo-se que o método electrónico teve melhor desempenho.

Perante diferenças tão reduzidas, conclui-se que, clinicamente ambos os métodos são fiáveis na obtenção do comprimento de trabalho a 0,5 mm aquém do FA.

As conclusões anteriores só têm significado para medidas produzidas com exactidão de duas casas decimais, ou seja, exactamente a 0,5 mm aquém do FA.

Considerando o CT a 0,5-1 mm aquém do FA:

- ✓ O método electrónico obteve 73,3% de precisão;
- ✓ O método radiográfico obteve 60% de precisão;
- ✓ O método electrónico obteve 16,6% de sobreinstrumentação, dos quais 6,6% além do FA;
- ✓ O método radiográfico obteve 20% de sobreinstrumentação, dos quais 3,3 % além do FA;

- ✓ O método electrónico obteve 10% de sobinstrumentação
- ✓ O método electrónico obteve 20% de sobinstrumentação

Assim demonstrou-se que a odontometria electrónica é mais precisa que a odontometria radiográfica. No entanto, como principal implicação clínica, deve-se considerar ocasiões em que a odontometria radiográfica seja um procedimento complementar no intuito de melhorar a qualidade final do tratamento endodôntico.

A obtenção e interpretação correcta dos dados indicados pela leitura electrónica, adicionados à medição da imagem radiográfica inicial de diagnóstico, cooperam para o sucesso na determinação segura do comprimento de trabalho correcto.

Como principal limitação deste trabalho tem-se a condição *in vitro*, que perante outros estudos, pode ter aumentado os índices de precisão do método radiográfico, uma vez que, a utilização do modelo experimental na odontometria radiográfica diminuiu a distorção.

Considerando-se as condições experimentais do presente trabalho, estes resultados não devem ser extrapolados directamente para a prática clínica. Assim, seria importante realizar um estudo comparativo *in vivo* dos mesmos métodos, para avaliar possíveis influências da situação clínica na precisão dos mesmos.

IV – BIBLIOGRAFIA

Altenburger, M., Cenik, Y., Schirrmeister, J., Wrbas, K. e Hellwig, E. (2009). Combination of apex locator and endodontic motor for continuous length control during root canal treatment. *International Endodontic Journal*, v.42, pp.368-374.

Bramante, C. e Berbert, A. (1974). A critical evaluation of some methods of determining tooth length. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* v.37, pp.463-473.

Camargo, E., Zapata, R., Medeiros, P., Bramante, C., Bernardineli, N., Garcia, R., Moraes, I. e Duarte, M. (2009). Influence of preflaring on the accuracy of length determination with four electronic apex locator. *Journal of Endodontics.* v.35, pp.1300-1302.

Chunn, C., Zardiackas, L. e Menke, R. (1981). *In vivo* root canal length determination using the forameter. *Journal of Endodontics.* v.7, n.11, pp. 515-520.

Clouse, H. (1991). Electronic methods of root canal measurement. *Gen. Dent.*, v. 39(6), pp.432-437.

Crane, A. (1921). Discussion of nature methods of making perfect root fillings. *Dent. Cosmos*, v.63, pp.1039-1040.

Custer, L. (1918). Exact methods of location the apical foramen. *J. Amer. Dent. Ass.*, v.5, n.8, pp.815-819

Dummer, P. (1984). The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. *International Endodontic Journal.* v.17(4), pp.192-198.

Dunlap, C., Remeikis, N., BeGole, E. e Rauschenberger, C. (1998). An *in vivo* evaluation of an electronic apex locator that uses the ratio method in vital and necrotic canals. *Journal of Endodontics*. v.24(1), pp.48-50.

Elayouti, A., Dima, E., Ohmer, j., Sperl, k., Von, C. e Löst, C. (2009). Consistency of apex locator function: a clinical study. *Journal of Endodontics*, v.35, n.2, pp.179-181.

Elayouti, A., Weiger, R. e Löst, C. (2001). Frequency of overinstrumentation with an acceptable radiographic working length. *Journal of Endodontics*, v. 27(1), pp.49-52.

Elayouti, A., Weiger, R. e Löst, C. (2002). The Ability of Root ZX Apex Locator to Reduce the Frequency of Overestimated Radiographic Working Length. *Journal of Endodontics*, v. 28, n2, pp.116-119.

Fouad, A., Rivera, E. e Krell, K. (1993). Accuracy of the Endex with variations in canal irrigants and foramen size. *Journal of Endodontics*, v.19, pp. 63- 67.

Frank, A. e Torabinejad, M. (1993). An *in vivo* evaluation of Endex electronic apex locator. *Journal of Endodontics*. v. 19, pp. 177- 179.

Goldman, M., Pearson, A. e Darzenta, N. (1972). Endodontics success – Who's reading the radiographic? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. v.33, pp.432-434.

Grove, J. (1929). An accurate new technique for filling root canals to the dentino-cemental junction with impermeable materials. *Journal American Dental Association*, v.16, pp.1594-1600.

Huang, L. (1987). An experimental study of the principle of electronic root canal measurement. *Journal of Endodontics*. v.13, pp. 60-64.

Inoué, N. (1973). An audiometric method for determining the length of root canal. *Journal Canada Dental Association*. v. 9, pp. 630- 636.

Javidi, M., Moradi, S., Rashed, R. e Raziee, L. (2009). *In Vitro* Comparative Study of Conventional Radiography and Root ZX Apex Locator in Determining Root Canal Working Length. *New York State Dental Journal*, v.75, (4), pp.48-51.

Katz A, Kaufman AY, Szajkis S (1992) An *in vitro* model for testing the accuracy of apex locators. *Revue Francaise D'endodontie* v.11, p.67.

Kaufman, A. e Katz, A. (1993). Reliability of Root ZX apex locator tested by an *in vitro* model (abstract). *Journal of Endodontics*. v.19, p. 201.

Kawaguchi, Y., Otaka, Y. e Matsumoto, H. (1974). Improvement of the apparatus for measuring the length of the tooth and diagnosing the pulpitis using electric current. *Journal of Conservative Dentistry*. v. 17, pp. 98- 107.

Keller, M., Brown, C. e Newton, C. (1991). A clinical evaluation of the Endocater - an electronic apex locator. *Journal of Endodontics*, v.17, n6, pp. 271- 274.

Kobayashi, C. Electronic canal length measurement. (1995). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, v.79, n.2, pp.226-231

Kobayashi, C. e Suda, H. (1994). New electronic canal measuring device based on the ratio method. *Journal of Endodontics*, v.20, pp.111-114.

Kobayashi, C., Yoshioka, T. e Suda, H. (1997). A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *Journal of Endodontics*, v.23, pp.751-754.

Komamura, D., Matsumoto, H. e Kawaguchi, Y. (1965). The method for measuring the length of the tooth using the A C ohmmeter. *Journal of Conservative Dentistry*. v.7, pp.221- 226.

Kuttler, Y. (1955). Microscopic investigation of root apexes. *Journal American Dental Association*. v.50(5), pp.544-552.

Lucena, C., Robles, V., Ferrer, C. e Navajas, J. (2004) *In vitro* evaluation of the accuracy of three electronic apex locators. *Journal of Endodontics*, v.30, pp.231–233.

McDonald, N. e Hovland, E. (1990). An evaluation of the apex locator Endocater. *Journal of Endodontics*, v.16, pp.5-8.

McDonald, N. (1992). The electronic determination of working length. *Dental clinics of North America*, v.16, pp.293-307.

Meares, W. e Steiman, H. (2002). The influence of sodium hypochlorite irrigation on the accuracy of the Root ZX electronic apex locator. *Journal of Endodontics*, v.28, pp.595- 598.

Nguyen, H., Kaufman, A., Komorowski, R. e Friedman, S. (1996). Electronic lengths measurements using small and large files in enlarged canals. *International Endodontic Journal*, v.29, pp.359-364.

Oishi, A., Yoshioka, T., Kobayashi, C. e Suda, H. (2002). Electronic detection of root canal constrictions. *Journal of Endodontics*, v.28, n.5, pp.361-364

Olson, A., Goerig, A., Cavataio, R. e Luciano, J. (1991). The ability of the radiograph to determine the location of the apical foramen. *International Endodontic Journal*. v, 24(1), pp.28-35.

Paiva, J. e Antoniazzi, J. (1984). *Endodontia - bases para a prática clínica*. São Paulo, Artes Médicas Lda.

Paliaras, A. e Faus, V. (1994). An *in vivo* comparative study of two apex locators. *Journal of Endodontics*, v.20, pp.576-579.

Palmer, M., Weine, F. e Healey, H. (1971). Position of the apical foramen in relation to endodontic therapy. *Journal of the Canadian Dental Association*. v,37(8), pp.305-308.

Pratten, D. e McDonald, N. (1996). Comparison of radiographic and electronic working lengths. *Journal of Endodontics*. v.22(4), pp. 173-176.

Ricucci, D. (1998). Apical limit of root instrumentation and obturation. *International Endodontic Journal*. v.31, pp. 384-393.

Seltzer, S., Soltanoff, W. e Smith, J. (1973). Biologic aspects of endodontics. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontic*, v.36, pp.725-737.

Shabahang, S., Goon, W. e Gluskin, A. (1996). An *in vivo* evaluation of Root ZX electronic apex locator. *Journal of Endodontics*. v.11, pp.616-618.

Siu, C., Marshall, G. e Baumgartner, J. (2009). An *in vivo* comparison of the root zx ii, the apex nrg xfr, and mini apex locator by using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v.35, pp.962-965.

Sjogren, U., Hagglund, B., Sundqvist, G. e Wing, K. (1990). Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*, v. 16, pp.498-504.

Soares, I. e Goldberg, F. (2001). *Endodontia - Técnica e Fundamentos*. Porto alegre, Artmed Editora Lda.

Steffen, H., Spieth, C. e Berh, K. (1999). Comparison of measurements obtained with hand files or the canal leader attached to electronic apex locators: an *in vitro* study. *International Endodontic Journal*, v.32, pp.103-107.

Stein, T. Corcoran, J. e Zillich, R. (1990). The influence of the major and minor foramen diameters on apical electronic probe measurements. *Journal of Endodontics*, v.16, pp.520-522.

Sunada, I. (1958). New method for measuring the length of the root canal. *Journal of the Japan Stomatological Society*, v.25, pp.161-171.

Sunada, I. (1962). New method for measuring the length of root canal. *Journal of Dental Research*, v.41, pp.375-385

Suzuki, K. (1942). Experimental study in iontophoresis. *Journal of the Japan Stomatological Society*, v.16, pp.414-417.

Tinaz, A., Sevimli, L., Gorgul, G. e Turkoz, E. (2002). The effects of sodium hypochloride concentrations on the accuracy of an apex locating device. *Journal of Endodontics*, v.28, pp.160-162.

Tosun, G., Erdemir, A., Eldeniz, A., Sermet, U. e Sener, Y. Accuracy of two electronic apex locators in primary teeth with and without apical resorption: a laboratory study. *International Endodontic Journal*, v.41, pp.436-441.

Ushiyama, J. (1983). New principle and method for measuring the root canal length. *Journal of Endodontics*, v.9, pp.97-104.

White, S. (2001). *RADIOLOGIA ORAL - Principios e interpretacion*. Espanha, Elsevier Science.

Wu, Y., Shi, J., Hung, L. e Xu, Y. (1992). Variables affecting electronic root canal measurement. *International Endodontic Journal*, v.25, pp.88-92.

Yamaoka, M., Ymashita, Y. e Saito, T. (1989). *Electrical root canal measuring instrument baseado n new pinciple – makes measurements possible in a wet root canals*. Tokyo, Osada Electric Co Ltd, n.6/89

Yamashita, Y. (1990). A study of a new electronic root canal measuring deice using relative values of frequency response: influences of diameter of apical foramen, the size of the electrode and the concentration of sodium hypochlorite. *Japanese Journal of Conservative Dentistry*, v.33, pp.547-549.