CLÁUDIA SOFIA DA CUNHA MESQUITA RODRIGUES

LOCALIZADORES ELECTRÓNICOS DO ÁPICE

ESTUDO *IN VITRO* DE TRÊS APARELHOS DE TERCEIRA GERAÇÃO

PORTO - 2004

CLÁUDIA SOFIA DA CUNHA MESQUITA RODRIGUES

LOCALIZADORES ELECTRÓNICOS DO ÁPICE

ESTUDO *IN VITRO* DE TRÊS APARELHOS DE TERCEIRA GERAÇÃO

PORTO – 2004

DISSERTAÇÃO DE CANDIDATURA AO GRAU DE MESTRE,
APRESENTADA À FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA
DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Aos meus pais

Ao meu irmão

Ao Zé Carlos

CONCELHO CIENTÍFICO DA FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Prof. Doutor Rogério Serapião Aguiar Branco – *Presidente*

Professora Doutora Maria Helena Raposo Fernandes – *Vice-presidente*

Professor Doutor Afonso Pinhão Ferreira

Professor Doutor António Cabral Campos Felino

Professor Doutor Fernando Jorge Morais Branco

Professor Doutor João Fernando Costa Carvalho

Professora Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares

Professor Doutor Mário Jorge Rebôlho Fernandes Silva

Prof. Doutor Acácio Eduardo Soares Couto Jorge

Prof. Doutor Américo dos Santos Afonso

Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas

Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

Prof. Doutor David José Casimiro de Andrade

Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira

Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres

Prof. Doutor Filipe Poças de Almeida Coimbra

Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas

Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha

Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz

Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes

Prof. Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira de Pinho

Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes

Prof. Doutor José Albertino da Cruz Lordelo

Prof. Doutor José António Macedo de Carvalho Capelas

Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo

Prof. Doutor Manuel Pedro da Fonseca Paulo

Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas

Prof. Doutora Maria Cristina P.C. Mendonça de Figueiredo Pollmann

Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva

Prof. Doutor Mário Ramalho de Vasconcelos

Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto

PROFESSORES JUBILADOS

Professor Doutor Adão Fernando Pereira

Professor Doutor José Serra Silva Campos Neves

Prof. Doutor Amílcar Almeida Oliveira

Prof. Doutor Manuel Guedes Figueiredo

Prof. Doutor Manuel Desport Marques

Agradecimentos

Tenho a convicção de que nada acontece por acaso, mesmo quando parece que o destino nos está a contrariar. Costumava dizer que a Medicina Dentária foi um acaso na minha vida e que a Endodontia foi um acaso ainda maior. Mas hoje, alguns anos depois de terminar o curso de Medicina Dentária e prestes a concluir o Mestrado de Medicina Dentária Conservadora, na área da Endodontia, o "acaso" parece-me mais um percurso natural que alguém traçou para mim. E ao longo desse percurso fui amparada e encaminhada por diversas pessoas, sem as quais a minha realidade seria bem diferente e sem as quais este trabalho não teria sido possível.

Ao Senhor Professor Doutor Manuel da Fonseca Paulo, um agradecimento especial. Agradeço pelos ensinamentos como docente de endodontia, no período em que eu frequentava a licenciatura, agradeço a orientação desta tese e agradeço especialmente a amizade.

Ao Senhor Professor Doutor Durval Belo Moreira, gostaria de agradecer o exemplo de sabedoria e dedicação na área de Endodontia, que muitas vezes serviram de estímulo a este trabalho.

Ao Senhor Professor Doutor José António Macedo de Carvalho Capelas, agradeço a amizade e as observações sempre pertinentes que muito me ajudaram. Obrigada pelo apoio e disponibilidade sempre demonstrados.

Ao Doutor Álvaro Azevedo, quero agradecer a ajuda no tratamento estatístico dos dados e a disponibilidade que sempre mostrou para esclarecer todas as minhas dúvidas.

Aos funcionários da Faculdade de Medicina Dentária do Porto, em particular à Senhora D. Ana Sousa Mota e ao Eng. Pedro Malojo, obrigada pelo tempo que perderam comigo. Um obrigado muito especial à Senhora D. Maria do Céu Gonçalves Pereira e à Senhora D. Maria Eugénia Santos Costa por serem incansáveis e por tornarem, com a sua serenidade e os seus sorrisos, qualquer trabalho uma alegria.

Um agradecimento sincero ao Dr. Carlos Cunha, pelo estimulo, pela amizade, ainda que recente, e pela excelente companhia nas sextas-feiras de "voluntariado".

A todos os meus colegas e amigos agradeço os contributos diários, os quais, directa ou indirectamente, me ajudaram a chegar até aqui.

À Ana, um agradecimento cheio de carinho. Pela amizade, pela boa disposição, pelas confidencias...

Aos meus pais não tenho palavras para agradecer. Devo-lhes a vida, a educação, a instrução, a orientação, o exemplo...Enfim, tudo! Que este trabalho seja uma forma de demonstrar que mereci tudo o que me deram.

Ao meu irmão André, agradeço por estar sempre pronto a ajudar e pelo privilégio de ser a sua irmã mais velha.

Ao meu marido, Zé Carlos, muito obrigada pelo apoio e incentivo, pela ajuda e, sobretudo, por ter mudado a minha vida.

INDICE

I. INTRODUÇÃO 8

1. INTRODUÇÃO *9*

2. LIMITE APICAL DA PREPARAÇÃO *10*

2.1 Limite CDC em relação ao FA 12

2.2 FA em relação ao ápice radiográfico 12

3. DETERMINAÇÃO DO COMPRIMENTO DE TRABALHO *14*

3.1 Comprimento de trabalho (CT) 14

3.2 Odontometria 15

4. MÉTODOS PARA DETERMINAÇÃO DO CT *16*

4.1 Método sinestésico 16

4.2 Método radiográfico 17

4.3 Radiovisiografia 24

4.4 Precisão do método radiográfico 25

4.5 Método electrónico 26

5. OBJECTIVOS DO ESTUDO *39*

II. MATERIAL E MÉTODOS 40

1. APARELHOS *41*

2. MEIO CONDUTOR *44*

3. MEDIÇÃO DO COMPRIMENTO DO CANAL *45*

4. ANÁLISE ESTATÍSTICA *46*

III. RESULTADOS 48

IV. DISCUSSÃO 58

V. CONCLUSÕES 63

VI. RESUMO 66

VII. BIBLIOGRAFIA 72

ANEXOS

I. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Os princípios da terapêutica endodôntica foram elaborados há quase 50 anos[1] e conduziram a uma padronização dos materiais endodônticos. Esta originou várias modificações técnicas, que possibilitaram uma melhoria significativa dos resultados clínicos.

O tratamento endodôntico engloba os procedimentos que visam manter a saúde de toda a polpa ou de parte desta. Quando a polpa está infectada ou traumatizada, o objectivo deste tratamento é preservar a normalidade dos tecidos periapicais. Quando a doença pulpar já afectou os tecidos periapicais, o objectivo do tratamento é restaurar a sua saúde. Esta obtém-se com o tratamento dos canais radiculares e ocasionalmente em associação com cirurgia endodôntica[2].

Em resumo, o tratamento endodôntico tem como objectivo manter a saúde e a função não apenas dos dentes, mas também dos tecidos da região periapical. Davis, em 1922, foi o primeiro a sugerir que o tratamento cuidadoso do tecido apical seria uma condição necessária ao sucesso do tratamento de canais, tendo posteriormente vários trabalhos confirmado esta afirmação[3].

A preparação biomecânica do canal radicular é, sem dúvida, uma das etapas mais importantes do tratamento endodôntico radical (TER), uma vez que nesta fase se procede ao esvaziamento, limpeza, desinfecção e conformação do canal radicular, criando assim as condições para que possa ser obturado de forma adequada. Para que a preparação biomecânica e posterior obturação sejam executadas correctamente, é fundamental estabelecer os limites de actuação e, portanto, a determinação do comprimento de trabalho é uma fase crítica do TER[4].

2. LIMITE APICAL DA PREPARAÇÃO

Numa revisão bibliográfica recente, que teve como objectivo determinar quais os factores que influenciam os resultados do tratamento endodôntico, verificou-se que todos os estudos são unânimes quanto a dois factores: o estado pré-operatório dos tecidos periapicais e o limite apical da obturação[5]. Este último influencia fortemente o sucesso do tratamento endodôntico. Aliás, estudos anteriores chegaram também à mesma conclusão: o prognóstico do tratamento endodôntico piora com a sobre-obturação e com a significativa sub-obturação[6].

A obturação dos canais e a restauração da coroa previnem a reinfecção do espaço pulpar por microorganismos da cavidade oral, selando todas as "portas de entrada" e servindo como barreira contra a qual o tecido saudável se pode apor. Os cimentos de obturação têm alguma toxicidade, e os seus efeitos irritantes aumentam proporcionalmente à área de contacto cimento/tecido. Porque os materiais de obturação (particularmente os cimentos) podem originar respostas inflamatórias e imunológicas quando em contacto com os tecidos vivos, devem confinar-se ao canal para minimizar a superfície de contacto e os efeitos irritativos. Além disso, teoricamente, uma pequena superfície de contacto pode reduzir o risco de extravasamento como resultado de menor interface material/parede do canal[6].

A sobre-obturação é muitas vezes precedida de sobre-instrumentação, que pode empurrar restos pulpares e microorganismos para além do ápice. Isto pode originar um pós-operatório sintomático, no qual a dor constitui a maior expressão da sintomatologia e os sinais, quando presentes, traduzem um agravamento do quadro clínico em questão. Pode ainda induzir uma reacção inflamatória na região periapical, o que prolonga o período de "cicatrização" e aumenta o insucesso devido a regeneração incompleta do cemento, ligamento periodontal e osso alveolar[4 7]. O potencial de cura é maior quando os tecidos remanescentes se mantêm em condições de vitalidade e função, sem inflamação ou infecção, pois só as células vivas são capazes de reparar[8].

Por outro lado, o canal não deve ficar sub-obturado. Se a zona apical do canal não está completamente obturada, podem sobreviver e multiplicar-se bactérias residuais; os fluidos tecidulares que se infiltram no interior do canal podem fornecer-lhes o substrato nutritivo. Desta forma, pode surgir ou prolongar-se a lesão periapical.

Os 3mm apicais do sistema de canais radiculares têm sido considerados como uma zona crítica no tratamento de canais radiculares infectados[6]. A sub-obturação, muitas

vezes precedida de instrumentação incompleta, pode favorecer a persistência da dor e desconforto em função da existência de fragmentos pulpares inflamados e/ou infectados no terço apical do canal radicular[7]. Além disto, a instrumentação aquém do limite adequado, pode conduzir à formação de degrau, tornando o tratamento ou retratamento adequados muito difíceis ou, muitas vezes, impossíveis[4].

Por tudo isto, é conveniente que ao longo de todo o tratamento endodôntico se proceda com o maior rigor, para reduzir os traumas, eliminar a infecção do canal e evitar a recontaminação do mesmo, obtendo-se limpeza completa com o mínimo de agressão possível.

Estudos de prognóstico, estudos microbiológicos e estudos histológicos que avaliaram a cicatrização após a obturação, mostram sistematicamente que é preferível confinar os instrumentos, os químicos e os materiais de obturação ao espaço do canal[3 6 9]. É fundamental conhecer a anatomia da região apical de forma a criar uma referência a partir da qual se limita a preparação do canal, quer em canais com polpa vital, quer em canais com polpa necrosada.

Em 1930, Grove estabeleceu o limite apical da instrumentação e da obturação na junção cemento-dentinária (limite CDC). Kuttler estudou mais de 400 ápices e os seus estudos foram fundamentais para se manter os limites da preparação no interior do canal radicular[10]. Chegou à conclusão que a zona final do canal é formada por duas zonas cónicas: uma dentinária, com a base no orifício camaral do canal e o vértice na junção cemento-dentinária, e a outra cementária, com o vértice na junção cemento-dentinária e a base no foramen apical (FA) (abertura final do canal radicular na superfície externa da raiz). Em pouco mais de metade dos casos, a união encontrava-se a este nível e era o local mais estreito do canal radicular, a designada constrição apical (CA). Esta é considerada como o ponto ideal para a terminação da preparação e obturação do canal.

No entanto, nem sempre o local mais estreito se situa na união cemento-dentinária. Por vezes o cemento penetra alguns milímetros no interior do canal; outras vezes, a dentina canalar está em contacto directo com o periodonto. Além disso, o limite CDC pode variar em relação ao FA, que por sua vez não mantém uma distância constante em relação ao ápice anatómico do dente[11].

2.1 Localização do limite CDC em relação ao FA

Segundo os estudos de Kuttler, o comprimento do cone cementário, ou seja, a distância entre a união cemento-dentinária e o FA era de 0,524mm nos jovens e 0,659mm no adulto (a distância aumenta com a idade devido à deposição de cemento)[10] . Dummer et al (1984) encontraram uma distância média de 0,51mm, para todos os tipos de dentes[12]. Estes autores referiram ainda que a anatomia da CA não é constante, e encontraram os seguintes tipos: uma constrição única tradicional, uma constrição afilada com a porção mais estreita do canal muito próximo do ápice, várias constrições no mesmo canal e uma constrição seguida de uma porção de canal estreita e paralela. Referiram ainda um quinto tipo, no qual o canal tinha sido completamente bloqueado por dentina secundária ou cemento. Segundo os autores, a topografia da CA tem influência na distância desta ao ápice[12]. Estas observações foram confirmadas por estudos posteriores. Chunn et al, num estudo *in vivo* encontraram uma distância de 0,73mm[13]. MacDonald et al encontraram também uma distância média de 0,59mm nos dentes anteriores e 0,40mm nos posteriores[14]. Stein e Corcoran (1990) verificaram que com a idade, além do aumento do canal cementário, o centro do foramen desvia-se do vértice apical, também devido à deposição de cemento[15].

2.2 FA em relação ao ápice radiográfico

Os termos ápice e FA são muitas vezes utilizados de forma indiferenciada. No entanto, o ápice radiográfico é definido como a terminação anatómica da raiz tal como é observada na radiografia, enquanto o FA é a região onde o canal deixa a superfície radicular junto ao ligamento periodontal (American Association of Endodontists, 1984). Internamente ao FA está a CA, isto é, a área da porção apical do canal radicular que tem o menor diâmetro. Muitas vezes coincide com a junção cemento-dentinária (CDC), tal como já referido anteriormente.

Segundo Shilder, dentro dos objectivos mecânicos da limpeza e configuração dos canais, a única referência que pode ser identificada inequivocamente é a terminação radiográfica[16].

Kuttler afirmou que a taxa de casos nos quais o FA e o ápice anatómico coincidem seria menos de 50%[10].

Chapman (1969) encontrou uma distância média do FA ao ápice de 0,36mm nos dentes anteriores maxilares e de 0,34mm nos dentes anteriores mandibulares[17]. Green (1956, 1960) referiu uma distância de 0,43mm nos dentes posteriores e de 0,29mm nos

dentes anteriores[18] [19]. Levy e Glatt (1970) examinaram 122 dentes e registaram que 66,4% dos FA desviavam do ápice anatómico, enquanto 33,6% dos dentes neste estudo tinham FA que desviavam para bucal ou para lingual[20].

Burch e Hulen (1972) encontraram uma distância de 0,59mm num estudo com todos os tipos de dentes[21]. Pineda e Kuttler (1972) avaliaram radiograficamente 4183 dentes extraídos (7275 canais) e observaram que 83% dos FA estavam localizados num dos lados do ápice, e nalguns casos a 2-3mm dele[22]. Dummer et al (1984) encontraram uma distância média de 0,38mm para todos os tipos de dentes, mas a diferença de distâncias observada foi ampla em todos os grupos de dentes, sendo maior com os pré-molares (aproximadamente 2mm), seguida pelos caninos inferiores, incisivos inferiores, caninos superiores e mais pequena nos incisivos superiores (0,7mm)[12].

Gutierrez e Aguayo (1995), ao analisar 140 dentes com microscópio electrónico de varrimento, verificaram que em todos os casos, a abertura do FA não coincidia com o eixo principal da raiz[23]. Vários autores confirmaram que os canais radiculares da maioria dos dentes tem terminação para-apical em relação ao ápice radiográfico, numa distância que pode variar de 1 a 3mm[3] [11]. De todos os estudos, conclui-se que a distância entre o FA e o ápice radiográfico é maior nos dentes posteriores que nos anteriores e maior nos mais velhos que nos jovens. A diferença entre dentes maxilares e mandibulares é mínima ou não existe[12].

3. DETERMINAÇÃO DO COMPRIMENTO DE TRABALHO

"O objectivo da determinação do comprimento de trabalho é: possibilitar que o canal radicular seja preparado o mais próximo possível da junção cemento-dentinária, ou, se não for possível atingir este ponto, o máximo comprimento que um instrumento tamanho ISO 06 ou 08 consiga atingir no canal. (A localização da junção cemento-dentinária normalmente varia entre 0,5-2mm do ápice radiográfico)"

Consensus report of the European Society of Endodontology
on quality guidelines for endodontic treatment, 1994

A determinação do CT consiste em calcular o comprimento de preparação biomecânica e obturação do canal radicular.

É consensual que o limite ideal para a instrumentação e obturação do canal radicular é a CA. É um termo mais anatómico que histológico. No entanto, muitas vezes CA é referida como sinónimo de limite CDC. E porquê a CA? Porque o tecido pulpar se limita ao canal dentinário; a partir daqui há uma transição gradual do tecido pulpar para o tecido periodontal. Visto que o nosso tratamento se efectua a nível do complexo dentino-pulpar, parece lógico que nos ocupemos do canal dentinário. Assim os cementoblastos que recobrem o canal cementário contribuem para o encerramento biológico apical, objectivo final da endodontia. O limite preciso da remoção da polpa vital é fundamental, porque:

1. o tecido dessa região contem poucas células e é rico em fibras colagéneas, dando uma característica mais fibrosa à polpa apical, resultando num corte mais uniforme e de consequências mais favoráveis à cicatrização;
2. oferece uma barreira anatómica para o material obturador; do ponto de vista mecânico, é a zona mais favorável para a obtenção de um "stop" contra o qual se pode condensar o material de obturação.

3.1 Comprimento de trabalho (CT)

O CT é a distância entre um ponto de referência e a CA[24]. O ponto de referência localiza-se na superfície oclusal ou incisal do dente, e é a partir deste ponto que as medições são efectuadas. Uma vez que vai ser utilizado ao longo de toda a preparação e obturação, deve ser seleccionado um ponto anatómico estável e de fácil visualização, e deve ser registado na ficha do paciente[9]. Nos dentes íntegros, é fácil determinar o ponto

de referência, no entanto, dentes cariados ou fracturados devem ser preparados ou até restaurados de forma a manter o ponto de referência estável entre sessões de tratamento e ao longo da mesma consulta.

O CT é o limite ideal de instrumentação para remoção total do conteúdo pulpar, sem traumatizar os tecidos periapicais adjacentes[11], não sendo uma medida estável.

Durante a preparação do canal, a porção curva vai sendo rectificada, originando uma diminuição do CT, pelo que a sua confirmação deve ser feita ao longo da preparação do canal. A maior mudança ocorre após a preparação dos terços médio e coronal do canal[7 25].

3.2 Odontometria

Com base na etimologia da palavra, refere-se à medida do comprimento do dente. Alguns autores utilizam este termo também para referir a determinação do comprimento do canal dentinário[7] ou a determinação dos limites de actuação durante o tratamento endodôntico[8], e portanto, como sinónimo de CT, o que não nos parece ser de muito rigor. A odontometria é uma fase para a determinação do CT, durante a qual se determina o comprimento real do dente.

A importância do CT deve-se aos seguintes factores:

- determina qual a extensão a que os instrumentos têm que ser introduzidos no canal, e portanto, até que ponto se tem de eliminar os tecidos, resíduos, metabolitos, produtos de degradação, etc;
- limita a extensão a que se pode obturar o canal.

Do cálculo do CT dependerão a dor e o desconforto pós-operatório, pelo que se o cálculo for correcto, influenciará favoravelmente o resultado do tratamento e vice-versa[26].

4. MÉTODOS PARA DETERMINAÇÃO DO CT

Requisitos de um método de determinação do CT:

- Preciso
- Fácil execução
- Rápido
- Fácil confirmação
- Segurança nos resultados
- Segurança para o paciente e para o profissional (escassa ou nula radiação)
- Custo razoável

Nenhum método reúne todos estes requisitos.

4.1 Método sinestésico

Há quem acredite que um profissional experiente pode detectar apenas com a sensibilidade táctil a CA. É o método mais simples, não necessita de radiografia nem qualquer outro instrumento para além da lima endodôntica, mas é muito pouco fiável. Stablholz et al referiram que apenas 32% das medições tácteis são precisas na determinação da CA, mas especificam que este valor pode atingir 75% com alargamento coronal[27]. A sensibilidade táctil-digital é de extrema importância ao longo de todo o tratamento endodôntico (os dedos são os olhos do endodontista, segundo Marmasse), nomeadamente como auxiliar de outros métodos de determinação do CT, mas isoladamente a sua aplicação é inconsistente.

O método sinestésico, popularmente chamado de "ai menos um", parece ser eficiente em cães[7], porque os canais radiculares dos dentes destes animais são quase cilíndricos e terminam abruptamente num delta apical com tecido de características periodontais, o que não acontece nos humanos. Nos casos em que a polpa está necrosada ou quando o canal está totalmente instrumentado, o paciente nem sempre detecta a lima quando a sua ponta atinge e contacta o tecido vital no FA, e portanto pode não referir dor. O primeiro inconveniente deste procedimento é o facto de podermos provocar dor ao paciente. Além disso, na polpa necrosada pode existir tecido vital inflamado, e desta forma a resposta dolorosa pode surgir vários milímetros aquém do ápice.

Na necrose pulpar, as últimas estruturas a ser destruídas são as fibras nervosas. É frequente, em dentes com periodontite, existir sensibilidade a 3-4mm da CA. Desta

forma, os milímetros apicais do canal ficariam por preparar. Mesmo quando o canal está completamente limpo, o paciente pode sentir dor devido à pressão hidráulica, sem o instrumento atingir a região apical. Por outro lado, é possível que o paciente não sinta qualquer dor, ainda que o instrumento ultrapasse o ápice.

É inadmissível, com as técnicas e os instrumentos disponíveis, nomeadamente os aparelhos de radiografia, que não se utilizem outros métodos para determinar o CT. A Endodontia foi uma disciplina "cega" até ao advento da radiografia por Roentgen e até ao aparecimento das primeiras radiografias dentárias feitas por Kells em 1901. Já há mais de 100 anos que se "fez luz" na Endodontia, e os progressos têm sido notáveis.

O método sinestésico não é recomendado pela Sociedade Europeia de Endodontia, que apenas reconhece os métodos radiográfico e electrónico[2].

4.2 Método radiográfico

É o mais utilizado pelos profissionais.

A odontometria pode ser obtida radiograficamente por 2 métodos: o método de Bregman ou o método de Ingle[28]. Em ambos os métodos partimos de uma radiografia inicial, na qual medimos o comprimento do dente, desde o ponto de referência ao ápice radiográfico (comprimento radiográfico do dente - CR). Esta radiografia inicial deve ter o mínimo de distorção, devendo ser repetida sempre que houver grande alongamento ou encurtamento do dente; deve mostra-lo em toda a sua extensão e mostrar todas as suas raízes. Segundo alguns autores[8 28], ao comprimento radiográfico devemos somar o comprimento médio do dente (CM), fornecido por uma tabela e fazemos a média desses dois valores. Ao valor obtido subtraímos 3mm[28] ou 4mm[8], dependendo dos autores (como factor de segurança), obtendo a medida que é marcada no instrumento endodôntico, que vai ser introduzido no canal.

Para outros autores[4 7 9], ao comprimento radiológico subtraímos 2-3mm (e portanto não se faz a média com o valor do CM do dente), para compensar a distorção radiográfica e para compensar a distância do FA ao ápice radiográfico (margem de segurança). Desta forma, consegue-se geralmente colocar a ponta do instrumento ligeiramente aquém do CT. Fazemos uma radiografia com o instrumento dentro do canal, com a medida determinada. Este é o método mais utilizado. A partir daqui os métodos divergem.

Método 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), segundo a seguinte proporção:

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

Este método tem algumas limitações, particularmente nos casos em que os canais possuem curvaturas, pelo que o método mais utilizado é o de Ingle.

Método de Ingle:

A partir da radiografia com o instrumento no interior do canal, observa-se a relação entre a ponta do instrumento e o ápice radiográfico, podendo acontecer uma de três situações:

- a ponta do instrumento fica aquém do ápice radiográfico: o comprimento do dente corresponde à medida do instrumento somada à distância que vai da ponta do instrumento ao ápice radiográfico;
- a ponta do instrumento coincide com o ápice radiográfico: o comprimento do dente corresponde ao comprimento do instrumento;
- a ponta do instrumento ultrapassa o ápice radiográfico: o comprimento do dente é a medida do instrumento subtraída da distância entre a ponta do instrumento e o ápice radiográfico.

Quando a distância entre a ponta do instrumento e o ápice radiográfico é superior a 3mm, o cálculo do comprimento real do dente deve ser repetido. Para alguns autores, a radiografia de confirmação é obrigatório, independentemente da distância da ponta da lima ao ápice, uma vez que a medida obtida radiograficamente como sendo o comprimento de trabalho não é uma medida exacta, mas antes uma medida "sugestiva", pelo que sempre que necessário devem ser efectuadas radiografias de confirmação. Portanto, para estes autores (Teixeira e Figueiredo[7], Paiva e Antoniazzi[8], Dushma e

Hovland[29]) , depois de determinado o valor de CT e antes de iniciar a instrumentação, deve efectuar-se um radiografia de confirmação. Além disso, o CT é uma medida dinâmica, particularmente nos canais curvos, nos quais, ao eliminar curvas e anfractuosidades diminui-se o CT, pelo que uma medida que inicialmente estava correcta pode conduzir a uma sobre-instrumentação. Portanto, o CT deve ser confirmado durante a preparação biomecânica do canal (nos canais curvos confirmar a cada três instrumentos).

A partir do valor do comprimento real do dente, calcula-se então o CT. Em consequência de tudo o que já foi dito, os limites propostos pelos autores variam de 0,5mm a 3mm aquém do ápice radiográfico, portanto, dependendo da distância a que queremos ficar do ápice, vamos subtrair ao comprimento do dente já calculado uma determinada medida. Esses limites dependem do estado da polpa e das áreas reabsorvidas do ápice dentário[7]. Segundo Paiva e Antoniazzi, na radiografia com o instrumento endodôntico dentro do canal, deve existir um halo de dentina sã entre a ponta do instrumento e o ápice radiográfico, sendo este dado um parâmetro importante na determinação do CT, uma vez que é um sinal indicativo e seguro de que estamos no interior do canal[8]. Para estes autores, o CT nos dentes com polpa viva é a 3mm do ápice radiográfico (CRD – 3mm). Nos dentes com polpa necrosada, com ou sem lesão periapical, o CT é a 1,5mm do ápice radiográfico (CRD – 1,5mm). Nos dentes com reabsorção apical visível radiograficamente, o CT é a 2mm do ápice radiográfico (CRD – 2mm).

Segundo Walton e Torabinejad[9], se não existir reabsorção óssea nem radicular, o CT é estabelecido a 1mm do ápice; se existir reabsorção óssea mas não existir reabsorção radicular, a 1,5mm; se existir reabsorção óssea e radicular, a 2mm do ápice. É consensual que as lesões periapicais reabsorvem osso e estrutura radicular da zona apical, que podem ou não ser visíveis radiograficamente, mas que alteram significativamente a anatomia da região apical, e portanto, condicionam a determinação do CT adequado. Segundo Soares e Goldberg[28], nos dentes com polpa vital, subtraímos 1mm ao comprimento real do dente para obter o CT; quando as informações não são suficientemente precisas (radiografia não muito nítida), será preferível ficar a 2mm do ápice. Segundo estes autores, quanto aos canais com a polpa necrosada, o CT para esvaziamento seria igual ao comprimento real do dente, enquanto que o CT para a preparação/conformação do canal seria menos 1mm que o comprimento real do dente. Bramante, recomenda apenas subtrair 0,5mm ao comprimento do dente[4]. No entanto,

segundo este autor, na radiografia com o instrumento no interior do canal, mede-se a distância da ponta do instrumento ao local onde o canal deixa a raiz, portanto, até ao FA, e não ao ápice radiográfico, o que nos aparece difícil de visualizar na radiografia.

Em dentes com mais de um canal, podem introduzir-se instrumentos com características diferentes em cada um dos canais, e ao efectuar o radiografia mesializar ou distalizar 20-30° o cone do aparelho de radiografia, para que as raízes não apareçam sobrepostas – técnica de dissociação de raízes ou Regra de Clark[30]. O canal que na película se desloca para o lado para o qual se efectuou a projecção, é o mais afastado do cone, ou seja, o lingual ou palatino. As projecções mesiorradiais são muito úteis para a visualização dos canais dos pré-molares, enquanto as distorradiais evitam a sobreposição das raízes palatina e mesiovestibular dos molares superiores[8]. No entanto, é importante ter sempre uma radiografia ortorradial do dente. Outro método, é efectuar a determinação do comprimento de trabalho de cada canal individualmente, com as desvantagens de submeter o paciente a uma maior dose de radiação e a um maior tempo de cadeira.

As limas não devem estar soltas dentro do canal, para evitar o seu deslocamento para apical ou para oclusal. Há até quem recomende a sua fixação com guta-percha aquecida ou cera utilidade[8]. Utilizam-se limas de números sucessivamente maiores para explorar o canal até e lima trave no seu interior (no comprimento determinado). Não se devem utilizar limas números 08 ou 10 para realizar o Radiografia de odontometria, uma vez que as suas pontas podem não ser visíveis nos Radiografia. Nos molares, as limas número 15 também podem ser de difícil visualização. Segundo Walton e Torabinejad, se necessário, alarga-se ligeiramente o canal com a técnica "passive step-back", permeabilizando as porções coronais do canal, de forma a conseguir introduzir uma lima de maior calibre (pelo menos a número 20) [9].

Se houver sangramento ou sintomatologia persistentes, pode significar imprecisão do CT. Neste caso, é obrigatório confirmar as medições efectuadas e, se necessário, utilizar outro método de determinação do CT em associação ao método radiográfico.

4.2.1 Desvantagens do método radiográfico

- Exposição do paciente à radioactividade;
- consumo de tempo;
- perda do aspecto tridimensional, proporcionando apenas uma imagem bidimensional;

- distorção;
- projecção de estruturas ósseas sobre os ápices dentários, principalmente nos molares superiores;
- como já foi referido, o FA quase nunca coincide com ápice radiográfico e a sua posição lateral a maior parte das vezes não é revelada pela radiografia. Na radiografia de determinação do CT, o ponto onde o instrumento deixa o dente pode ser observado quando o FA está para mesial ou para distal; no entanto, quando o FA está para vestibular ou para lingual/palatino, é sobreposto pela estrutura dentária, tornando-se difícil a sua visualização, o que pode resultar em erro clínico na determinação do CT;
- complexidades anatómicas, como dilacerações apicais, podem não ser observadas, espécialmente quando o desvio ocorre no plano buco-lingual;
- subjectividade da interpretação radiográfica;
- limitações em dentes com reabsorções apicais significativas e contorno radicular impreciso;

Ao longo do processo de determinação do comprimento do dente e do CT através da observação radiográfica, são várias as possibilidades de erro. Para além das limitações referidas das radiografias, a medição do comprimento do dente no Radiografia inicial é feita a olho nu ou utilizando uma lupa de ampliação, sendo a medição pouco precisa. Podem surgir erros ao transferir essa medida para os instrumentos endodônticos. E como também já foi referido, o ponto de referência, se não for estável, pode levar a uma sobre-instrumentação. Por tudo isto, Paiva e Antoniazzi consideram que as medidas da odontometria são sugestivas e nunca exactas, e portanto devem ser controladas[8] .

4.2.2 Algumas considerações sobre as radiografias

É inquestionável a dependência do tratamento endodôntico da execução e interpretação das radiografias, fundamentalmente a fase de determinação do comprimento do dente e do CT. Mesmo numa fase da ciência em que começaram a surgir outros métodos (como veremos mais à frente), a radiografia ainda é indispensável. Portanto, quanto mais o profissional dominar a utilização dos Radiografia, melhores serão os resultados.

A - Localização de canais

O reconhecimento e localização de canais radiculares sobrepostos consegue-se facilmente aplicando a regra de Clark[30].

Se a radiotransparência do canal é interrompida bruscamente, pode significar presença de mais um canal (uma ampla câmara pulpar que se divide em dois canais: um canal amplo que se divide em dois ou dois canais que estavam sobrepostos e que passam a ter direcções divergentes). Se a alteração da densidade ocorre no terço apical da raiz, é possível que o canal termine na superfície vestibular ou lingual/palatina da superfície da raiz.

Quando o canal está assimetricamente localizado na raiz (na radiografia, o espaço correspondente ao canal não está no centro da raiz), existe uma grande probabilidade de existir um canal adicional.

B - Ápices radiculares da raiz palatina dos molares superiores podem estar encobertos pelo processo zigomático ou osso malar

Esta limitação pode ser ultrapassada utilizando a técnica de LeMaster. Consiste em fixar um rolo de algodão à película com auxílio de fita adesiva, de modo que fique paralela ao plano do dente[30].

Uma outra forma é posicionar o cone do Radiografia junto à comissura palpebral, num ângulo que varia de 40 a 45° [30].

C - Visualização dos ápices vestibulares dos molares superiores, direcção correcta das curvaturas apicais e localização das perfurações radiculares

A radiografia ortorradial, ainda que seja a que apresenta imagens mais nítidas, nem sempre permite visualizar nitidamente os ápices das raízes vestibulares dos molares superiores. Esta dificuldade pode ser ultrapassada utilizando a técnica de Clark.

As curvaturas apicais, quando direccionadas no sentido vestibular ou lingual/palatino, não são detectadas nas radiografias ortorradiais, dando uma falsa imagem de ápice recto. É uma situação frequente nas raízes palatinas dos molares superiores, que aparecem encurtadas pois quase sempre estão voltadas para vestibular. Outro exemplo é a raiz dos incisivos laterais superiores, que muitas vezes têm uma curvatura disto-palatina.

A localização de uma perfuração radicular pode ser possível efectuando três radiografias: uma ortorradial, uma mesiorradial e outra distorradial, que devem ser analisadas em conjunto. Brynolf afirma que os detalhes da interpretação radiográfica podem aumentar de 70 a 90% quando, em vez de uma única radiografia, se utilizam três radiografias com angulações diferentes[30].

4.2.3 Técnica da bissectriz

A técnica da bissectriz, também designada técnica de Ciezinsky ou do cone curto, é a mais utilizada no tratamento endodôntico, por ser de fácil manipulação e rápida obtenção. Consiste em direccionar o feixe de radiografia para a área apical, para que o raio central fique perpendicular à bissectriz do ângulo formado pelos planos da película e do dente[30].

Com esta técnica podem surgir diversos erros e distorção da imagem, como o alongamento ou o encurtamento do dente, a sobreposição da asa do grampo aos ápices radiculares e ausência de nitidez apical.

Nas radiografias de determinação do CT efectuadas com a técnica da bissectriz, quando a ponta do instrumento aparece aquém do comprimento desejado, é adicionada uma medida excessiva para se estabelecer o CT; quando o instrumento está além do ápice, é subtraída uma medida insuficiente. Isto pode aumentar a frequência de sub e sobre-instrumentação. Com esta técnica, quanto mais próximo está o instrumento (ou a obturação) do ápice, mais correcta é a reprodução radiográfica.

4.2.4 Técnica do paralelismo

Também conhecida como técnica do cone longo, consiste em posicionar a película paralelamente ao dente, obtendo-se uma imagem praticamente sem distorção quanto à forma e ao tamanho, e com uma melhor relação do dente com as estruturas anatómicas adjacentes.

Ainda que esta técnica seja recomendada como rotina no tratamento endodontico[11], principalmente nas radiografias inicial, final e de proservação, a sua utilização é limitada devido a dois factores: pouco prática, pois obriga à utilização de dispositivos próprios posicionadores da película (posicionam a película paralela ao dente e orientam

a angulação correcta do cone do Radiografia) e a necessidade de um maior tempo de exposição, devido ao aumento da distância focal em cerca de 40 cm[29 30].

Um estudo de Forsberg, em 1987, demonstrou que a técnica da bissectriz é menos apropriada que a técnica do paralelismo para reproduzir a anatomia apical, o que já tinha sido demonstrado em investigações anteriores[31].

4.2.5 Radiovisiografia

Consiste na combinação de um aparelho convencional de radiografia e o aparelho de radiovisiografia (RVG). O RVG é constituído por um sensor intra-oral de elevada sensibilidade que substitui a película, uma unidade de processamento de imagem e um monitor. O sensor intra-oral capta a imagem, transmite-a para a unidade de processamento de imagem e monitor. A imagem digitalizada pode ser imprimida imediatamente. Este sistema apresenta algumas vantagens, nomeadamente a redução da dose de radiação (cerca de 80%) e a visualização imediata da imagem, sem necessidade de processamento químico da película. Isto elimina as soluções de revelação e os erros de revelação associados. As imagens são produzidas sem a necessidade de remover o sensor intra-oral para processamento. Isto permite o reposicionamento do cone de Radiografia enquanto se mantém a posição original do sensor, se for necessária uma angulação diferente. Além disso, há a possibilidade de "trabalhar" a imagem: alterar o contraste e o brilho, inverter a imagem, aumentar áreas de interesse, pesquisar a densidade, etc. As imagens também podem ser aumentadas e a cor realçada, melhorando selectivamente a área de interesse.

A imagem pode ser armazenada no computador e mostrada ao paciente, facilitando a comunicação entre o paciente e o dentista, assim como pode ser enviada a outros computadores, o que facilita a comunicação entre colegas.

A grande desvantagem deste sistema é o custo, ainda muito elevado.

A literatura sobre as radiografias digitais ainda não é muito abundante. Alguns autores concluem que a resolução dos sistemas digitais é ainda inferior à radiografia convencional[11 32 33]. No entanto, sendo um sistema de introdução recente, é natural que se verifiquem aperfeiçoamentos.

Num estudo de 1994 que comparava a capacidade da radiografia digital e da convencional para determinar o CT, os autores concluíram que as diferenças encontradas entre os dois métodos não eram clinicamente significativas, e portanto a

qualidade das imagens digitais era semelhante à das radiografias convencionais. Estes autores referem ainda que, enquanto que os sistemas digitais tendem a evoluir no sentido de obter cada vez mais qualidade de imagem, o sistema convencional, ao procurar a rapidez, perde qualidade. As películas mais rápidas têm grão maior que resulta em perda de nitidez e de detalhe[34]. Ellingsen et al, em 1995, fizeram um estudo, primeiro *in vitro* e depois *in vivo*, comparando a radiovisiografia e a radiografia convencional (D-speed e E-speed). Concluíram que as radiografias convencionais D-speed eram superiores ás E-speed e à radiovisiografia. Esta só foi equivalente ás radiografias D-speed no modo de conversão de negativo para positivo, mas foi superior ás películas E-speed, *in vitro*, mas equivalente *in vivo* [35 36].

Estudos mais recentes têm confirmado estes resultados[37].

4.2.6 Precisão do método radiográfico

Vande Veorde e Bjorndahl (1969), num estudo com 101 dentes anteriores extraídos, descobriram que o comprimento real do dente era aumentado 5,4% utilizando a técnica do paralelismo. Concluíram que esta técnica pode servir consistentemente como um guia fiável na pré-determinação do CT no tratamento de canais[38].

A combinação de uma radiografia pré-operatória e de uma radiografia com a lima na sua posição dá resultados relativamente fiáveis em 80% dos casos, segundo o estudo de Olson et al. em 1991. Neste estudo, o exame das radiografias de 305 canais radiculares num negatoscópio mostrou que o FA poderia ser localizado com precisão em 82% dos canais utilizando apenas uma radiografia por dente. Os autores concluíram que a radiografia paralela pode ser considerada precisa para determinar a localização do FA em dentes humanos durante a instrumentação dos canais[39].

Num estudo de 1996, o método radiográfico tendeu a subestimar o CT. Apenas 18% das leituras coincidiram com a CA, 63% estavam mais de 0,5mm aquém; 30% desviaram mais de 0,5mm. Segundo os autores, a tendência do método radiográfico para subestimar o CT poderia ser o resultado de (a) incapacidade do examinador para estimar correctamente o desvio dos CT na radiografia, (b) uma suposição incorrecta de que a CA está localizada 1mm aquém do ápice radiográfico, ou (c) uma combinação destes dois erros. A suposição na segunda hipótese pode ser incorrecta, mas protege de sobrestimativas do CT. Utilizando uma suposição alternativa, isto é, a CA está localizada 0,5mm aquém do ápice radiográfico, é provável que os resultados do método radiográfico fossem diferentes, mas conduziriam a maior sobre-instrumentação[40].

4.3 Método electrónico

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 surgiram os localizadores electrónicos do ápice, introduzidos no mercado há mais de trinta anos.

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

4.3.1 Evolução histórica [26 41]

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[42]. 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 realizar experiências em cães, observou que a resistência eléctrica entre a mucosa oral e o ligamento periodontal era sempre constante e com um valor de 6500 Ohms, para uma intensidade de corrente de 40 μA[43]. Esta constante foi então usada por Sunada, em 1962, para conceber o primeiro localizador electrónico do ápice, introduzindo pela primeira vez um método electrónico para medir clinicamente o comprimento do canal radicular[44]. O método electrónico teve então um grande impulso, com base nas pesquisas realizadas em pacientes. Com a construção do Ohmímetro, foi possível a "ratificação" do valor da resistência eléctrica, entre a mucosa e o ligamento periodontal encontrada anteriormente, e que pode ser registado em qualquer parte do periodonto, independentemente do sexo e da idade do paciente ou do tipo de dente. Esta teoria, que considera o valor constante de resistência eléctrica entre a mucosa oral e o periodonto como uma característica biológica, é denominada "Teoria das Características Biológicas".

No circuito eléctrico do aparelho, foi ajustada uma resistência interna fixa de 6,5 KΩ. 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 KΩ 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 KΩ 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. A ideia sedutora era eliminar a radiografia de determinação do CT e conseguir 100% de fiabilidade na medição do CT, qualquer que fosse o irrigante, o grau de formação apical e a patologia do dente em causa.

Em 1973, aparece com Inoué a primeira geração de localizadores electrónicos com indicador sonoro ou audiométrico, como o Sono Explorer, o Forameter e depois os diferentes Neo-sono, que necessitavam de uma pré-calibragem individual antes de fazer a medição[45]. Inoué utilizou oscilações de baixa frequência para produzir diversos sinais sonoros para identificar a posição da lima relativamente ao FA do dente. Surgem entretanto novos aparelhos baseados no mesmo princípio, como o RCM e o Neo-sono D, que já são pré-calibrados. Os localizadores de primeira geração (Exact-apex, Apex Finder, Sonoexplorer Mark II e III...), são também chamados do tipo resistência, 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, não tendo o diâmetro do foramen minor (CA) qualquer influencia[46]. Assim, a precisão destes localizadores está relacionada com a idade porque o FA diminui de diâmetro com a idade[47]. O diâmetro das limas endodônticas também influencia as medições[48].

Um outro grande inconveniente era a dificuldade de trabalhar com estes aparelhos e a necessidade de muita prática para obter resultados consistentes[49].

Os resultados dos estudos *in vitro* e *in vivo* com estes aparelhos de primeira geração foram muito variáveis. Numa avaliação clínica da precisão do Evident RCM Mark II (1991), os resultados mostraram que em 86% dos casos foi obtida uma localização precisa +/- 0,5mm do FA, tendo os autores alertado para o facto de os localizadores do ápice de 1ª geração apenas detectarem o FA[50]. Por outro lado, o resultado do estudo de Hembrough et al (1993) indicou que foi maior a percentagem de medições aceitáveis obtidas com o método radiográfico que com o método electrónico, tendo utilizado o Sono-Explorer Mark III (88,5% para 73,1%) e que as estimativas electrónicas imprecisas foram sempre maiores que o comprimento do dente[51].

Um estudo de Inoué et al, em 1985, com este mesmo localizador, ao verificar radiograficamente os resultados da medição electrónica, obteve os seguintes resultados: 57,7% estavam entre 0 e 0,5mm aquém do ápice, 26,8% estavam entre 0,6 e 1mm aquém, 15,2% estavam de 1,1 a 3mm aquém do ápice e 0,3% (um caso) ultrapassou o ápice [49].

Wu et al, num estudo de 1992, sobre as variáveis que afectam as medições electrónicas (Dental Sono Explorer type Y.III), comparam as medidas obtidas com o localizador e os comprimentos reais dos dentes após extracção, concluindo que a taxa de coincidência das duas medições foi de 77,5% dentro de uma escala de +/-0,5mm, e de 100% a +/-2mm, o que seria aceitável clinicamente [47].

Um estudo de Himel e Cain (1993) avaliou dois localizadores (Endo Analyzer e Foramatron IV), comparando a sua precisão com a técnica convencional de determinação do CT com radiografias. As leituras dos localizadores estavam rigorosamente de acordo com os CT estabelecidos a partir das radiografias em 34% dos casos, estavam a +/- 0,5mm em 65% dos canais e estavam a +/- 1mm do CT radiográfico em 83% dos canais. Os autores concluíram que os localizadores poderiam diminuir o número de radiografias necessárias para determinar o CT, mas os CT determinados electronicamente deveriam ser confirmados radiograficamente[52].

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, 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. Em 1965, Komamura et al[53] e Kawaguchi et al,[54] desenvolveram um aparelho que utilizava corrente alternada e media impedância para determinar o comprimento do canal radicular e adoptaram 6 KΩ como valor constante de impedância.

Ushiyama et al[55] 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, porque 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[14]. Também com este aparelho a experiência do operador com o localizador tinha grande influência nos resultados.

Hasegawa et al afirmaram: "A resistência eléctrica (impedância) é induzida quando um pequeno tubo e um orifício feitos de um material isolante terminam num electrólito. Quanto mais comprido e mais estreito é o tubo, maior se torna a resistência"[14]. Aplicando este fenómeno eléctrico ao princípio segundo o qual o Endocater funcionava, o dente torna-se um longo tubo oco com pequeno diâmetro, com baixa resistência na porção coronal e um elevado valor de resistência na região apical. No final do tubo, que corresponde à terminação do dente, há uma diminuição acentuada no valor de resistência induzido. O final do tubo é, portanto, análogo ao FA.

Num estudo de 1990, de MacDonald et al, que avaliou 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[14].

Fouad et al, também em 1990, avaliaram e compararam clinicamente o comportamento de 5 de localizadores, 4 deles da primeira geração: Exact-a-Apex,

Neosono-D, Apex Finder e Sono Explorer Mark III- e o Endocater, da segunda geração, e relacionaram a sua exactidão com a estimativa radiográfica do comprimento do canal. A exactidão dos localizadores na determinação do comprimento do canal a +/-0,5mm do FA variou de 55 a 75%. Em média, todos os aparelhos, excepto o Endocater, deram medidas do comprimento do canal que estavam aquém do FA (de 0,14 a 0,49mm). Com o Endocater, apenas 60% das medições puderam ser obtidas, devido ao travamento das sondas especiais[56].

Uma outra avaliação clínica do Endocater (1991) teve como objectivo avaliar a precisão do localizador do ápice em determinar a localização da CA ou junção cemento-dentinária (JCD). 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[57].

Pallarés e Faus, 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 no caso do Odontometer porque é difícil secar completamente os canais mais estreitos e no caso do Endocater, porque a cobertura isolante da sonda poderia ter sido danificada[58].

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

Em 1984, Yamashita[59] propôs um método -método da subtracção- que calcula a diferença entre dois potenciais do canal radicular com fontes de corrente alternada de duas frequências. Foi então comercializado o aparelho Endex/Apit, que é capaz de fazer uma medição precisa do comprimento do canal, mesmo na presença de electrólitos no seu interior, mas que deve ser calibrado a vários milímetros do FA em cada canal, uma vez que ponteiro do aparelho só se move quando a lima está a 1 ou 2mm do FA.

Huang, em 1987, realizou várias experiências para comprovar a sua teoria (que apresentou pela primeira vez já em 1959) de que o princípio de funcionamento dos

localizadores electrónicos do ápice podia ser explicado por princípios físicos da electricidade, e não por características biológicas dos tecidos como defendia Sunada. A 1ª experiência mostrou que o comprimento dos canais podia ser medido *in vitro*, com o LEA, com a mesma precisão das leituras *in vivo*. Outras experiências mostraram que parecia haver dois factores que influenciavam a precisão dos LEA: o conteúdo do canal (condições de humidade) e o calibre do FA. Se o canal radicular era mantido seco, mesmo nos canais com FA largos (2,5mm), a precisão das medições electrónicas não era afectada. Se o FA era suficientemente pequeno (0,2mm), mesmo quando o canal estava preenchido com solução salina, o funcionamento e a precisão do LEA não foram afectados. Numa outra experiência, os canais radiculares foram substituídos por tubos de vidro, obtendo-se resultados similares. O comprimento do tubo de vidro também pode ser medido com precisão com o LEA, quando o diâmetro do tubo era menor que 0,4mm. Se maior que 0,4mm, o comprimento obtido com o LEA era sempre menor que o comprimento real do tubo, o que, segundo o autor demonstrava que o fenómeno associado ao LEA era um processo físico[48].

Em 1994, Kobayashi et Suda[60] referiram o método do quociente para medir o comprimento dos canais radiculares, o qual mede simultaneamente a impedância de duas frequências diferentes, calcula o quociente e expressa este quociente como a posição do eléctrodo (lima) dentro do canal, não necessitando de calibração. Já existe um aparelho (Apex Finder AFA) que funciona com um mecanismo de auto calibração e em que as medições são o resultado de leituras simultâneas de cinco frequências. Segundo estes autores, com este método, o LEA detecta a porção mais estreita do canal, portanto a CA.

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 [61 62]. 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[63].

Alguns estudos demonstram que as leituras não são influenciadas pelo facto de a polpa estar vital ou necrosada[64]. No entanto, Kovacevic e Tamarut, em 1998, avaliaram a influencia da concentração de iões na precisão das medições electrónicas, concluindo que a concentração de iões dentro e fora do canal, influencia os resultados das medições electrónicas. Ocorreram erros maiores nas polpas com potencial electrónico aumentado

(baixa concentração de iões) que nas polpas com potencial electrónico diminuído (elevada concentração de iões)[65].

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

Os últimos avanços nos LEA consistem em associa-los a sistemas de preparação mecanizada, no sentido de optimizar as suas funções.

Nos últimos anos, foram 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 e é mais difícil saber qual a localização exacta da ponta da lima durante a preparação. Por este motivo, nem sempre se consegue a preparação precisa da porção apical do canal, e existe o perigo de destruir a CA.

As limas de níquel-titânio recentemente desenvolvidas são consideradas seguras para utilizar com os sistemas mecanizados, devido à sua propriedade de super elasticidade. No entanto, a maior desvantagem destes sistemas de preparação com limas de níquel titânio continua a ser a fractura acidental da lima. A remoção de uma lima fracturada da porção apical do canal é praticamente impossível.

No intuito de evitar estas desvantagens, Kobayashi, Yoshioka e Suda[66], desenvolveram uma nova peça de mão que controla electronicamente a localização da ponta da lima e a pressão aplicado 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.

O que estes autores desenvolveram foi um sistema que associa a preparação mecanizada a um LEA.

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 de Radiografia necessários para estabelecer o C.T. e para reconfirmar os comprimentos[67].

Estudos *in vitro*[68] e *in vivo*[69] avaliaram a precisão do Tri-Auto Zx, concluindo que o aparelho é fiável, quer na função de LEA, quer na função de auto-inversão por excesso de pressão, protegendo de sobre-instrumentações.

Zmener et al, utilizaram o Tri-Auto ZX para detectar e medir perfurações radiculares. Os resultados deste estudo revelaram que o aparelho detectou e mediu perfurações radiculares endodônticas dentro de uma escala de variações clínicas aceitáveis[70].

Em 1994, Riviera et al[71] descreveram a guta-percha electrocondutora (Neopoint), que não é mais que um cone de guta-percha com uma superfície com propriedades condutoras, uma vez que o cone é revestido por uma película de prata, e que foi desenvolvida para ser utilizada com os LEA. Segundo os autores, este tipo de guta-percha teria as mesmas propriedades da guta-percha normal, com a vantagem de que ao ser utilizada com o aparelho electrónico, diminuiria o número de radiografias e o risco de sub ou sobre-obturação. O cone principal de guta é utilizado com o LEA da mesma forma que as limas durante a preparação do canal. O eléctrodo do aparelho, em vez de

estar acoplado à lima, é conectado ao cone de guta electrocondutora para verificar a sua posição no canal antes da obturação. O método, de acordo com os resultados deste estudo, não se revelou muito preciso. Os autores justificaram a imprecisão pelo facto de se formarem detritos durante a preparação do canal, que poderiam provocar resistência eléctrica e bloquear o fluxo de corrente. Além disso, as partículas de prata poderiam ser deslocadas da superfície do cone durante a sua introdução no canal, provocando também uma interrupção do circuito eléctrico. Talvez devido ao insucesso da experiência, não surgem na literatura outras referências a este método (pelo que deduzimos que a ideia tenha sido abandonada).

4.3.2 Princípios básicos da medição electrónica

Para tirar o máximo partido dos localizadores electrónicos do ápice (LEA), é necessário ter alguns cuidados.

O fluxo uniforme da corrente eléctrica depende de um bom contacto de todo o circuito, pelo que tanto o gancho labial como o gancho da lima devem estar correctamente ligados.

Um circuito eléctrico completa-se quando as cargas eléctrica negativas chegam ao pólo positivo, e para isso, o fluxo de cargas eléctricas deve percorrer sempre o menor trajecto. Portanto, deve ser evitado o contacto da lima com a saliva e/ou o tecido oral, por estes serem bons condutores de electricidade, pelo que é indispensável um adequado isolamento absoluto. A principal situação em que os LEA não são precisos, é quando existem grandes cáries ou destruições que comunicam o canal com a gengiva, uma vez que a saliva fecha o circuito, emitindo um apito contínuo, passando-se o mesmo se existe hemorragia que "transborde" da coroa. A solução, no primeiro caso, será realizar uma restauração da zona cariada (a dentina sã é um bom isolante eléctrico, mas a dentina cariada não) ou da obturação defeituosa, e no segundo, deter a hemorragia.

As restaurações em compósito, resina acrílica e restaurações provisórias com óxido de zinco apresentam propriedades isolantes, pelo que não há necessidade de substituição. No entanto, o LEA interfere com restaurações metálicas e pinos ou coroas metálicas, pelo que se deve evitar o contacto com o metal quer do gancho labial, quer da lima (separando-se com o dedo, secando a câmara com algodão ou, se necessário, substituindo a restauração). Por este motivo, o gancho labial deve ser colocado num sector sem restaurações metálicas.

As medições parecem ser menos precisas quando o ápice está imaturo ou alargado por outro motivo; vários estudos indicam que o diâmetro crítico do foramen é 0,30mm ou 0,62mm. Em tubos de vidro simulando canais, uma abertura terminal de 0,40mm ou maior diminui a precisão das medições. No estudo já referido de Kovacevic e Tamarut, em 1998, foi também avaliada a influência do diâmetro do foramen na precisão das medições electrónicas, concluindo-se que o diâmetro do foramen, também influencia os resultados das medições electrónicas. Quanto maior o diâmetro do foramen, maior o erro na medição[65]. Por este motivo, a utilização dos LEA não estaria indicada nos dentes decíduos. No entanto, Mente et al, em 2002, testaram o Tri-Auto ZX, para determinar o comprimento do canal de dentes decíduos, *in vitro*, avaliando se a reabsorção inicial destes dentes afecta a precisão do aparelho e comparando com as medições radiográficas. Concluíram que a existência de reabsorções nos dentes decíduos não afectou a precisão das medições electrónicas *in vitro* [72]. Um outro estudo de 2003, com o Root ZX, concluiu também que a sua utilização seria muito útil na endodontia de dentes decíduos, principalmente em crianças inquietas[73].

Em raízes compridas com substâncias electrolíticas, a tendência é dar CT curtos; para o evitar, é conveniente secarmos o canal com cones de papel. Pode ser útil instrumentar o canal antes de utilizar o LEA, para eliminar interferências cervicais. Ibarrola e col., observaram uma diferença de erro de 0,04 nos preparados antes da utilização do localizador contra 0,4 nos não preparados. Concluíram que o alargamento coronal dos canais permite que as limas atinjam o CT com mais facilidade, o que por sua vez aumenta a eficácia do LEA[74]. Os próprios fabricantes alertam para a interferência de calcificações e obstruções dentinárias no funcionamento dos aparelhos. No entanto, num outro estudo, que utilizou vários LEA, o alargamento coronal precoce não assegurou leituras melhores ou mais precisas[75].

O consumo de corrente eléctrica dos localizadores é reduzido, mas se a bateria está fraca, também pode dar leituras curtas.

Não se recomenda o seu uso em canais não permeáveis (calcificados ou com material de obturação) e com fracturas radiculares. Em casos de retratamento do canal, é importante a remoção de toda a guta-percha, uma vez que esta é uma substância isolante que impede o fluxo da corrente eléctrica e, portanto, impede a medição electrónica. Saberemos que o canal está permeabilizado, quando o aparelho começar a medir. As comunicações do canal radicular com o periodonto, como as perfurações e as fracturas, podem ser detectadas devido à passagem de corrente para a membrana periodontal. Nos

aparelhos mais recentes aparece a indicação de ápice e o diagnóstico diferencial faz-se com base no comprimento médio e no comprimento radiológico do dente em causa.

O uso destes aparelhos está contra-indicado em pessoas com Pace-Maker (pela possibilidade de interferências), e neste caso é recomendável consultar o cardiologista[76]. Os localizadores actuais utilizam uma corrente muito baixa (2μA), o que implica riscos muito menores. Além disso, o Pace-Maker encontra-se numa posição distante dos dois pólos do localizador, e como a corrente percorre o menor trajecto para completar o circuito eléctrico, o risco de interferência é pequeno. Um outro aspecto é que a evolução dos próprios Pace-Maker tornou-os mais imunes a interferências externas (radares, microondas, etc). Um estudo recente, que avaliou *in vitro* 5 LEA de última geração, concluiu que os aparelhos não têm interferência no funcionamento do Pace-Maker[77]. No entanto, como os estudos a este respeito ainda são escassos, e a segurança não é total, talvez seja mais prudente recorrer a outros métodos de determinação do CT nestes pacientes.

Antes do início da medição, deve seleccionar-se uma lima adequada. O seu diâmetro deve ser compatível com o do FA. No entanto, um estudo de 1996, de Nguyen et al indicou que as medições electrónicas com limas com diâmetro correspondente ao diâmetro real do canal podem não ser necessárias [63].

Nos dentes com rarefacção óssea periapical, com ou sem fístula e reabsorções apicais, recomenda-se medir com limas de maior calibre. Um estudo de Goldberg et al de 2002 comprova a eficácia dos LEA em dentes com reabsorções radiculares apicais[78].

Devemos ter em conta que, em canais unidos no terço médio ou apical, uma medida será falsa por defeito.

A selecção do comprimento da lima também é importante, uma vez que para além do comprimento do dente, temos de ter em conta o espaço que vai ser ocupado pelo gancho que segura a lima. Para os dentes com um comprimento aproximado de 20mm, as limas devem ser de 25mm; para um comprimento até 27mm, as limas devem ter 30mm de comprimento; acima de 27mm, prepara-se uma lima com 30mm de comprimento, cortando com um alicate ortodôntico cerca de 3mm do cabo, junto à parte intermédia[7]. O cabo das limas tem de ser plástico, para não interferir com as medições.

Como em tudo, a utilização dos localizadores requer uma aprendizagem, e o seu uso sistemático melhora de forma notável a precisão das determinações. Também neste aspecto a evolução dos LEA tem sido significativa. Enquanto que os aparelhos das primeiras gerações eram difíceis de manipular e para dar resultados precisos e fiáveis

exigiam alguma prática e experiência com o aparelho[14 49 58], os LEA mais recentes são fáceis de utilizar e com maior rapidez o utilizador se familiariza com eles[62]. Além disso, para conseguir uma elevada taxa de precisão, é muito importante que o operador tenha conhecimentos sólidos sobre a anatomia dos canais radiculares e possíveis variações da morfologia.

Nos dentes multirradiculares, a câmara pulpar não deve estar preenchida com solução irrigadora; pode estar húmida, mas apenas os canais podem estar cheios com a solução. Nestes dentes, é boa norma secar a câmara com uma bola de algodão.

4.3.3 Vantagens dos localizadores

É um método alternativo nos pacientes em que o método radiográfico está contra-indicado, como pacientes grávidas, pacientes com limitação da abertura da boca e nos pacientes com reflexo gastro-esofágico a baixos estímulos.

A utilização de LEA permite reduzir o número de radiografias no tratamento, sem no entanto as deixarmos de utilizar, pois são imprescindíveis, tanto para o diagnóstico (continua a informar acerca do número, a forma e o grau de curvatura dos canais), como para conhecer a qualidade da obturação, e em controlos pós-operatórios. Um estudo de Fouad et al, em 2000, mostrou que utilizar uma estimativa electrónica antes da verificação radiográfica melhora o controlo do comprimento ao longo do tratamento, melhora o comprimento da obturação e reduz o n.º de Radiografia nos dentes anteriores e pré-molares[79]. Um estudo de 2002, de Brunton et al confirmou que a utilização do LEA pode reduzir o n.º de radiografias necessárias para a determinação do CT e concluiu que a combinação de LEA e Radiografia é mais precisa que a utilização apenas de meios radiográficos[80].

Estes aparelhos são muito úteis na detecção de fracturas radiculares e/ou perfurações, o que pode ser difícil ou mesmo impossível com as radiografias, especialmente quando as fracturas ou perfurações estão localizadas nas superfícies vestibular ou lingual. Um estudo de Fuss et al, em 1996, mostrou que a percentagem de detecções bem sucedidas pelo método radiográfico era menor que 45%[81].

Um estudo recente[82] concluiu que os LEA de última geração não só determinam a localização do FA como também detectam constrições do canal radicular. A capacidade de diferenciar um canal obstruído de um canal permeável que oferece resistência à instrumentação devido a uma curvatura acentuada pode ser importante clinicamente.

Para além da precisão dos LEA, outro aspecto importante é a sua fiabilidade. Um aparelho é preciso quando é capaz de localizar o limite escolhido e fiável quando dá leituras semelhantes ao ser utilizado por um ou mais operadores. Os localizadores de terceira geração têm-se mostrado fiáveis[75].

5. OBJECTIVOS DO ESTUDO

Existem actualmente no mercado inúmeros LEA. Como já foi referido anteriormente, o objectivo da sua utilização é obter o CT preciso para proceder ao TER, reduzindo o número de radiografias e diminuindo o tempo de cadeira, com benefícios óbvios, quer para o paciente quer para o profissional.

Cada fabricante afirma que o seu aparelho apresenta vantagens em relação aos restantes, ainda que, de um modo geral, o modo de funcionamento dos aparelhos de última geração seja muito similar, sendo as diferenças mais evidentes a nível ergonómico.

Para este estudo seleccionamos 3 aparelhos, todos de última geração, com introdução recente no mercado, e cuja precisão ainda não foi muito estudada. Para efectuar as medições nos canais dos dentes seleccionados, utilizamos os aparelhos:

- Apex Finder A.F.A. Model 7005 (EIE Analytic Techonoly)
- Justy II (Yoshida Toie Engineering Company)
- Raypex 4 (Forum Engineering Technologies)

O objectivo deste trabalho foi:

A – Avaliar a precisão de cada um dos aparelhos.

B – Comparar a precisão dos três localizadores electrónicos do ápice de 3ª geração.

C – Comparar as medidas obtidas electronicamente com o comprimento real dos canais.

O estudo teve como objectivo secundário avaliar se as possíveis diferenças se relacionam com as diferentes anatomias dos dentes.

II. MATERIAL E MÉTODOS

Neste estudo foram utilizados como amostra 36 dentes humanos extraídos, sendo 9 incisivos superiores e inferiores, 9 pré-molares superiores e inferiores, 10 molares superiores e 8 molares inferiores. O número total de canais foi de 73. A selecção de dentes fez-se segundo os seguintes critérios:

- ao exame visual, apresentavam ápices completamente formados, sem fracturas radiculares visíveis e sem reabsorções externas;
- no exame radiográfico, não apresentavam reabsorções internas ou canais calcificados.

Após a extracção, os dentes foram armazenados em soro fisiológico e antes da sua utilização no estudo, foram destartarizados e colocados numa solução de hipoclorito de sódio a 1% para remover os tecidos orgânicos superficiais.

1. APARELHOS

Utilizaram-se 3 localizadores electrónicos de última geração: Apex Finder A.F.A. Model 7005 (EIE Analytic Techonoly), Justy II (Yoshida Toie Engineering Company) e Raypex 4 (Forum Engineering Technologies).

Apex Finder A.F.A[83]

Segundo o manual do fabricante, este aparelho localiza o FA do canal radicular, dando leituras precisas em presença de qualquer tipo de solução irrigadora ou outro líquido presente no canal. Daí a designação A.F.A. – "All Fluids Allowed".

O Apex Finder A.F.A. localiza o FA monitorizando a impedância eléctrica entre dois eléctrodos (gancho labial e gancho da lima) e utiliza 5 sinais eléctricos/ frequências diferentes (0,5KHz, 1KHz, 2KHz, 4KHz e 8KHz). Segundo o fabricante, o facto de a informação usada pelo aparelho para determinar a localização do FA se basear em 5 medições, proporciona uma maior precisão que no caso dos aparelhos que utilizam apenas 2 frequências diferentes.

Na parte central do visor do aparelho existe um gráfico de barras que mostra a distância da lima ao FA, desde "1,5" (1,5mm do FA) a "0" ou "Apex" (no FA). A escala dá leituras com aumentos de 0,1mm. Quando a lima atinge o FA surgem sinais indicadores, um sinal luminoso e um sinal sonoro (este último pode ser regulado).

No visor existe ainda um gráfico indicador do estado de humidade do canal, que monitoriza a impedância eléctrica dentro do canal. A localização do indicador depende

da condutividade dos líquidos presentes no canal. É o único aparelho que apresenta esta característica.



Justy II [84]

Segundo o fabricante, este aparelho utiliza o cálculo logarítmico de dupla frequência. Tem duas correntes com duas frequências diferentes e detecta o ponto mais estreito do canal medindo a variação do "feedback" da impedância dos dois sinais.

Quando o ponteiro do visor atinge a marca "Apex", significa que foi atingido o ápice radicular anatómico, pelo que o FA se encontra entre as marcas "0,5" e "1" do visor.



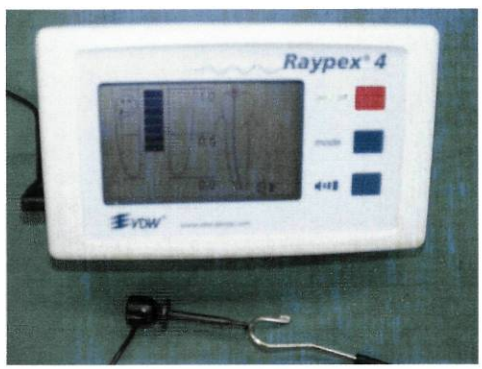
Raypex 4 [85]

O fabricante afirma que se trata do primeiro aparelho electrónico de 4ª geração, uma vez que é o único aparelho no mercado capaz de seguir os movimentos da lima dentro do canal.

Tal como outros aparelhos electrónicos de 3ª geração, utiliza duas frequências diferentes, 400Hz e 8Hz, produzidas por um gerador de frequência variável. O Raypex 4, ao contrário dos restantes aparelhos, utiliza uma frequência de cada vez. A utilização

de um único sinal de frequência elimina a necessidade de filtros que separam as diferentes frequências do complexo sinal. Isto preveniria o ruído inerente nesses filtros e aumentaria a precisão das medições. Além disso, os cálculos da posição da ponta da lima no canal são baseados nas medições dos valores da raiz quadrada média dos sinais. Esta expressa a energia do sinal medido e é mais imune a vários ruídos e distorções do sinal do que outros parâmetros do sinal, tais como amplitude ou fase, que são utilizados noutros aparelhos. Os fabricantes afirmam que a combinação destas duas técnicas aumenta a precisão das medições e a fiabilidade do aparelho. No entanto, estas afirmações não foram ainda comprovadas[86].

O visor do aparelho apresenta a particularidade de que quando a lima se aproxima do ápice, é activada a função "Root Zoom", aparecendo do lado esquerdo do écran uma imagem ampliada da zona apical do canal, permitindo um avanço mais controlado da lima por pequenos segmentos até ao ponto seleccionado. Este avanço da lima é acompanhado de sinais sonoros e quando se atinge o ápice surge um sinal contínuo.



2. MEIO CONDUTOR

O meio condutor utilizado na experiência foi o alginato. Este modelo foi desenvolvido por Kaufman e Katz (1993)[87]. O alginato foi preparado segundo as instruções do fabricante e colocado em recipientes plásticos. Enquanto tomava presa, foram incluídos no alginato os dentes (6 dentes por cada recipiente plástico). 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. Segundo Kaufman e Katz, este procedimento mantém o modelo em condições satisfatórias durante o decorrer da experiência.

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

Segundo Nguyen et al (1996)[63], quando se utiliza o modelo de alginato, não se deve utilizar irrigação dos canais com hipoclorito de sódio para prevenir uma possível deterioração do alginato. No entanto, Tinaz et al, em 2002[88], levaram a cabo um estudo com o objectivo de avaliar a precisão de um localizador electrónico de 3ª geração utilizando diferentes concentrações de hipoclorito de sódio (5,25%, 2,65%, 1% e 0,5%), e observar os efeitos no modelo de alginato quando o NaOCl era utilizado no canal durante a medição electrónica. Concluíram que estes localizadores podem ser utilizados na medição do comprimento dos canais radiculares com várias concentrações de hipoclorito de sódio e que o modelo de alginato pode ser usado *in vitro* para medições electrónicas com várias concentrações de irrigante. Outros estudos confirmaram estes resultados[89].

3. MEDIÇÃO DO COMPRIMENTO DO CANAL

Após efectuar uma radiografia inicial a cada um dos dentes seleccionados, procedeu-se à abertura da cavidade de acesso (segundo os princípios gerais estabelecidos) e localização dos canais. As cavidades de acesso foram executadas com uma broca diamantada de turbina de alta velocidade, com um abundante "spray" de água.

O comprimento de cada canal foi medido por 2 métodos:

a) Medição do comprimento real do canal

Introduziu-se uma lima em cada canal, de tamanho variável, de acordo com o diâmetro do próprio canal, até a ponta da lima ser visível no FA. Ajustou-se o top de borracha a uma referência oclusal (que foi marcada com broca). Mediu-se e registou-se o comprimento.

b) Medição do comprimento electrónico de cada canal

Preparou-se o alginato e colocou-se nos recipientes plásticos obtidos para este efeito. Antes do seu endurecimento completo, os dentes foram embebidos no alginato até à junção cemento-esmalte, em número de 6 por recipiente. O gancho labial de cada aparelho foi posto em contacto com o alginato e o outro gancho foi acoplado à lima.

Introduziu-se a lima no canal e fez-se a medição do comprimento a 1mm do ápice com cada um dos três aparelhos, segundo as instruções dos fabricantes. Registou-se cada uma das medições. As medições foram efectuadas após irrigação do canal com 2ml de hipoclorito de sódio. O excesso de líquido foi absorvido com uma bola de algodão, mas não se secaram os canais. Os dentes, durante as medições, estiveram sempre incluídos no modelo de alginato.

Os resultados das medições são apresentados no anexo 1.

4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

O estudo é composto por duas fases: análise descritiva e análise inferencial multivariante.

Segundo os objectivos, propôs-se inicialmente uma análise de variância de medidas repetidas. Face à não verificação de determinados pressupostos, realizou-se nova análise, mas de medidas repetidas com provas não paramétricas. Inicialmente, o modelo de investigação era composto pelo estudo da relação de dois factores fixos – "Tipo de aparelho de medida" e "Tipo de dente" – numa variável dependente quantitativa – "Determinação do comprimento de trabalho". Face ás limitações intrínsecas dos dados e consequente aplicação de provas não paramétricas, perdemos potência (capacidade de encontrar diferenças significativas), eliminando o factor inter-sujeitos "Tipo de dente", mas adquirimos maior robustez na análise (maior segurança que as diferenças são significativas).

A amostra é composta por 73 canais em análise (N=73). Destes, 14 correspondem a dentes monocanaliculares, 8 a dentes bicanaliculares e 51 a dentes multicanaliculares. Todos foram sujeitos a 4 medições (factor tipo de aparelho), sendo:

1- CT Real
2- Apex Finder AFA
3- Justy II
4- Raypex 4

Excluímos 3 casos perdidos (as medições não foram possíveis), existentes somente na variável Raypex, pelo método Listwise (100*M) /T> 3, sendo M o número de não respostas na variável com maior número de casos perdidos e T o tamanho total da amostra. Este valor – (100*3) / 76> 3 – explica a sua exclusão.

Realça-se que, por limitação dos meios utilizados, a variável dependente (quantitativa contínua) se transformou em descontínua com **grau de imprecisão de 0,5mm**. Este valor será tomado como referência para significações prática e clínica.

Da pesquisa de outliers destacam-se os casos 30, 31 e 9, produzidos pelo aparelho Justy. As suas presenças não influenciam a análise, como se prova pela diferença entre a média aritmética e a média a aparada a 95%. No factor em causa, é inferior a 0,01mm.

Tabela1- Análise por tipo de aparelho

			Statistic	Std. Error
Comprimento de trabalho	Mean		18,897	,2622
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	18,374	
		Upper Bound	19,420	
	5% Trimmed Mean		18,906	
	Median		19,000	
	Variance		5,021	
	Std. Deviation		2,2407	
	Minimum		14,0	
	Maximum		24,0	
	Range		10,0	
	Interquartile Range		3,750	
	Skewness		,005	,281
	Kurtosis		-,504	,555
ApexFinder	Mean		18,884	,2690
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	18,347	
		Upper Bound	19,420	
	5% Trimmed Mean		18,888	
	Median		19,000	
	Variance		5,281	
	Std. Deviation		2,2981	
	Minimum		14,0	
	Maximum		24,5	
	Range		10,5	
	Interquartile Range		4,000	
	Skewness		-,035	,281
	Kurtosis		-,373	,555
JUSTY	Mean		18,007	,2713
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	17,466	
		Upper Bound	18,548	
	5% Trimmed Mean		18,013	
	Median		18,000	
	Variance		5,371	
	Std. Deviation		2,3176	
	Minimum		12,0	
	Maximum		24,0	
	Range		12,0	
	Interquartile Range		3,000	
	Skewness		-,131	,281
	Kurtosis		,541	,555
RAYPEX	Mean		19,144	,2713
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	18,603	
		Upper Bound	19,685	
	5% Trimmed Mean		19,157	
	Median		19,000	
	Variance		5,371	
	Std. Deviation		2,3176	
	Minimum		14,0	
	Maximum		24,5	
	Range		10,5	
	Interquartile Range		3,500	
	Skewness		,020	,281
	Kurtosis		-,362	,555

III. RESULTADOS

Pela análise exploratória observou-se que a média dos CT dos diferentes aparelhos indiciavam haver diferenças significativas em relação ao CT real (18,897), excepto no Apex Finder AFA (18,884), mas com semelhantes índices de dispersão. A variância não oscilou mais de 0,4mm² nas diferentes medidas. Este facto justifica intervalos de confiança para a média com diferenças de um milímetro (Tab.1). No entanto, a distribuição dos valores produzidos pelo Justy tem forma diferente das restantes, com a mediana significativamente mais baixa (18,000), como se demonstra nos diagramas de "caixa e bigodes" (Fig.1) e no gráfico de "barras de erro" para os diferentes intervalos de confiança (0,95) nas médias em estudo (18,007) (Fig.2).

Fig.1- Diagramas de "caixa e bigodes" da distribuição dos CT

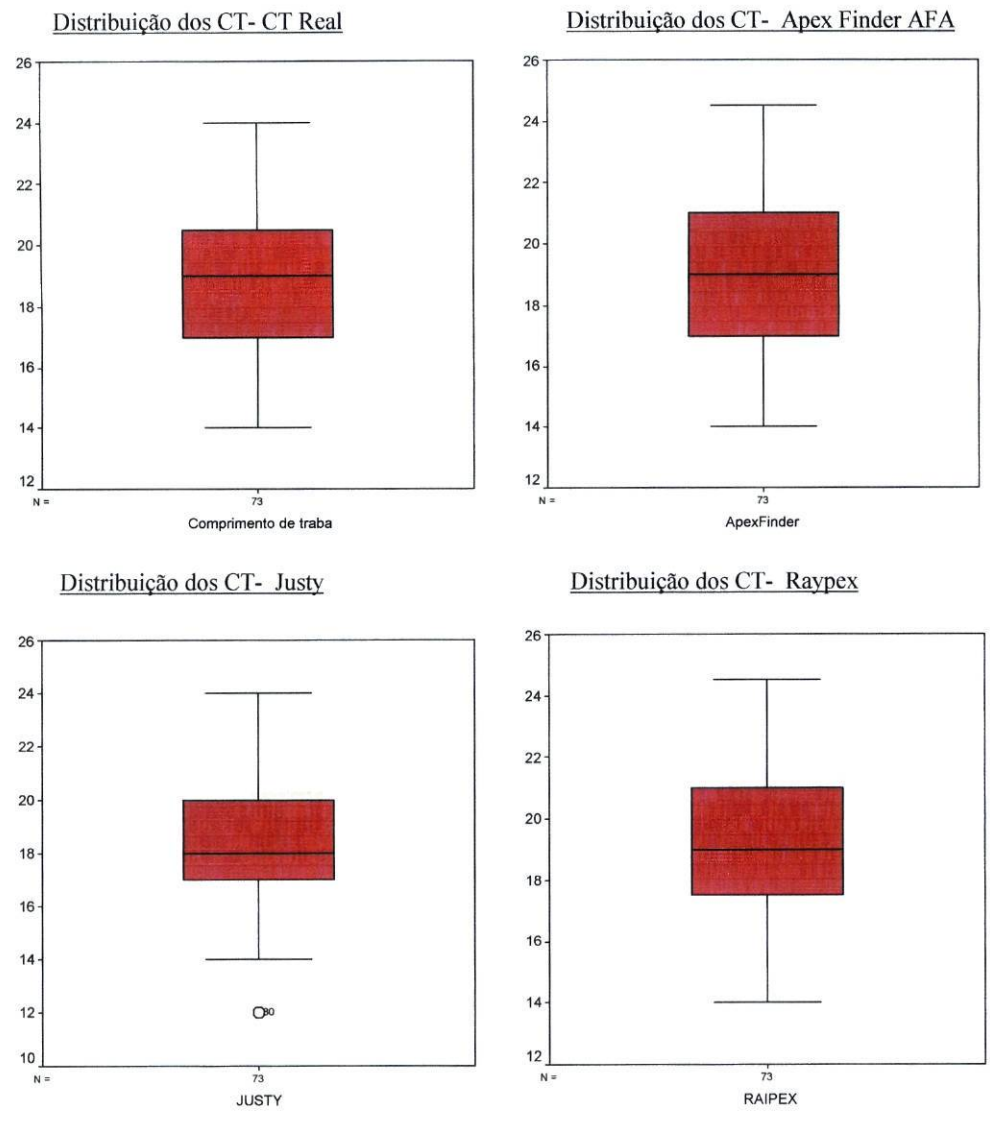
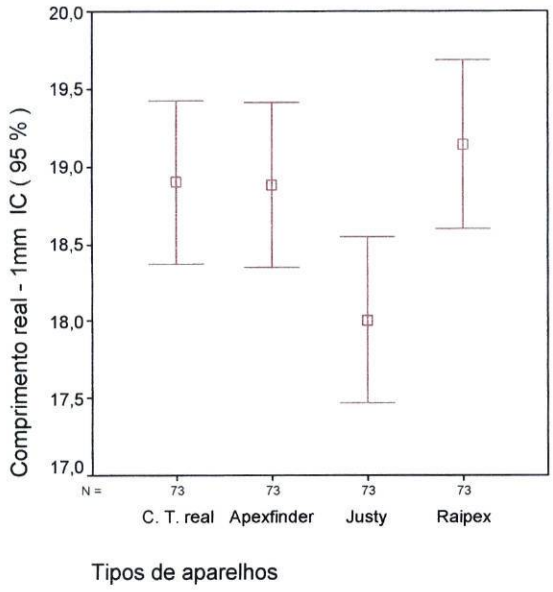


Fig.2 – Gráficos de "barras de erro"
da distribuição dos intervalos de confiança

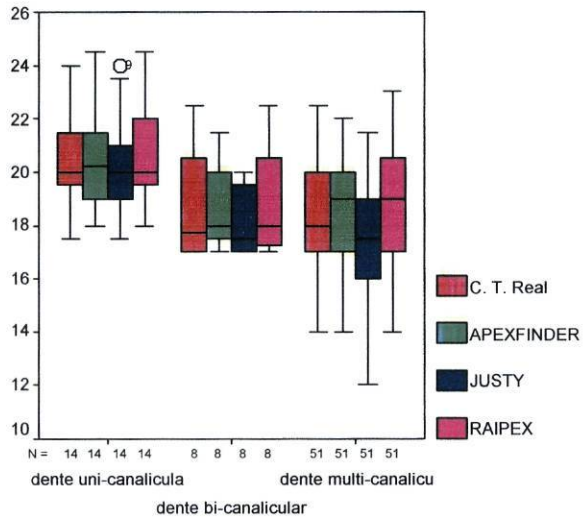


As medições dos aparelhos Apex Finder AFA e Raypex 4 não produziram distribuições Normais (sig. P> 0,05) (Anexo 3). Este facto não invalida a utilização de técnicas paramétricas, pois as análises dos índices de Skewness e Kurtosis evidenciam distribuições aproximadamente simétricas e mesocúrticas, como se pode constatar pelos quadros da estatística descritiva ou nos diferentes gráficos de "tronco e folhas".

Na análise de dois factores em simultâneo ("Tipo de dente" e "Tipo de aparelho"), no gráfico de "caixas e bigodes" (Fig.3), destaca-se:

- a existência do caso 9 (outlier)
- a distribuição dos CT medidos nos molares pelo Justy ter um intervalo interquartílico e uma mediana claramente inferiores ao restantes.

Fig.3 – Gráfico de "caixa e bigodes"
da distribuições segundo tipo de aparelho e dente



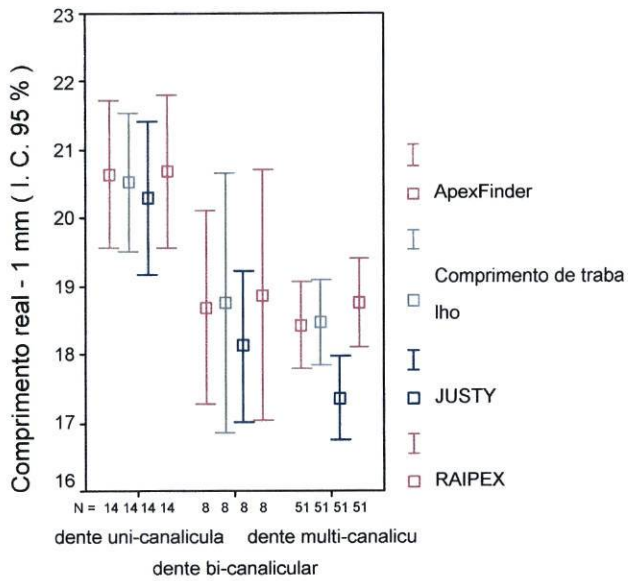
No gráfico das distribuições segundo o tipo de aparelho e tipo de dente, o Justy tem menores médias nas três classes de dentes e o Raypex 4, pelo contrário, evidencia uma ligeira diferença positiva das suas médias.

Da análise dos pressupostos para a utilização da Anova (Anexo 4) para medidas repetidas somente se verificou a homocedasticidade (homogenidade de variâncias), comprovada pelo teste de Levene (sig. p> 0,05). A análise dos resultados estandardizados com o teste de Kolmogorov-Smirnov não comprova a normalidade (sig.p <0,05), o que é um facto de menor importância, uma vez que cada aparelho trabalhou com mais de 30 elementos.

As matrizes de covariância são estatística e significativamente diferentes no factor entre-sujeitos (canais) (sig.0.000), bem como o pressuposto da esfericidade (indicia que os aparelhos têm diferenças) que permite testar a circularidade das matrizes das covariâncias nas variáveis dependentes (comprimentos determinados) – teste de Mauchly com factor de correcção Huynh-Feldt (0,678), também não se verifica (sig.0,000). Estas sim, seriam condições essenciais para que pudéssemos prosseguir com a actual análise.

Terminamos este capítulo com a representação do gráfico de "barras de erro" para o intervalo de confiança (0,95) das médias segundo o factor entre-sujeitos (tipo de dentes) e o factor intra-sujeitos (tipo de aparelhos), sem que se pudesse comprovar a significação estatística. A título exploratório, salienta-se o facto de o aparelho Justy revelar menor média, tal como anteriormente se referiu, mas agora correlacionado aos dentes molares.

**Fig.4 – Gráfico de "barras de erro"
da distribuição dos CT segundo aparelho e dente - I. C. 95 %**



Face a estes resultados, reformulou-se a análise inicial utilizando o teste de Friedman (Tab.2), que mostrou diferenças significativas entre os diversos aparelhos (sig. 0,000).

Tabela 2 – Teste de Friedman

Ranks

	Mean Rank
C. T. Real	2,55
APEXFINDER	2,74
JUSTY	1,56
RAYPEX	3,15

Test Statistics(a)

N	73
Chi-Square	92,573
df	3
Asymp. Sig.	,000
Exact Sig.	,000
Point Probability	,000

a Friedman Test

O teste de Wilcoxon (Tab.3), utilizado como teste "pos-hoc", evidenciou que 53,4% das medidas do Apex Finder AFA coincidem em medida de ranking com o CT real. O Justy coincide em 35,6% com o ranking do CT real e simultaneamente mede aquém do CT real em 58,9% das comparações. O Raypex 4 em 50,7% iguala em ranking o CT real e apresenta como diferença negativa em relação à mesma variável apenas 6,8% das comparações. Este factor será nuclear aquando da determinação da significação estatística. Assim, são diferenças significativas uni-caudais (sig. p <0,01) com correcção de Bonferroni as medidas sub dimensionadas produzidas pelo Justy, bem como as sobre dimensionadas produzidas pelo Raypex 4, sendo certo que este resultado poderá não ter aplicação prática pelo facto de o grau de significação ter sido determinado pelo baixo número de rankings negativos.

Tabela 3 – Teste de Wilcoxon

Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
APEX FINDER AFA – CT Real	Negative Ranks	14	21,57	302,00
	Positive Ranks	20	14,65	293,00
	Ties	39		
	Total	73		
JUSTY – CT Real	Negative Ranks	43	25,58	1100,00
	Positive Ranks	4	7,00	28,00
	Ties	26		
	Total	73		
RAYPEX – CT Real	Negative Ranks	5	16,80	84,00
	Positive Ranks	31	18,77	582,00
	Ties	37		
	Total	73		

Avaliação estatística (c)

	APEXFINDER AFA – CT real	JUSTY – CT real	RAYPEX – CT real
Z	-,079(a)	-5,707(a)	-4,059(b)
Asymp. Sig. (2-tailed)	,937	,000	,000
Exact Sig. (2-tailed)	,948	,000	,000
Exact Sig. (1-tailed)	,474	,000	,000
Point Probability	,009	,000	,000

a Based on positive ranks.
b Based on negative ranks.
c Wilcoxon Signed Ranks Test

Na análise dos intervalos de confiança (com erro tipo I de 0,05) para as diferentes médias indiferenciadas (Tab.4), verifica-se que o aparelho Apex Finder AFA tem de média 18,884 e os limites do I.C. têm coincidência com o CT real com precisão maior que 0,1mm. Pelo contrário, o aparelho Justy revela a média mais baixa de todos (18,007) e consequentemente o I.C. não é interceptado pelo CT real. O aparelho Raypex 4 demonstra maior média entre todas (19,144), mas com um I.C. sobreponível ao do CT real.

Tabela 4- Análise de médias comparadas

Estimativas das médias para I. C. 95 %

Measure: MEASURE_1

Tipos aparelho	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
1	18,897	,262	18,374	19,420
2	18,884	,269	18,347	19,420
3	18,007	,271	17,466	18,548
4	19,144	,271	18,603	19,685

As diferenças das médias observadas (erro tipo I- 5%) entre o CT real e o aparelho Apex Finder situa-se entre – 0,129 e 0,157mm (p> 0,05); entre o CT real e o Justy situa-se entre 0,643 e 1,138mm (p> 0,05); entre o CT real e o Raypex 4 situa-se entre – 0,355 e – 0,138mm

Tabela 5 – Estudo comparativo das diferenças entre o C. T. e os diversos aparelhos

Measure: MEASURE_1

(I) CT	(J) CT	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.(a)	95% Confidence Interval for Difference(a)	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	,014	,072	,849	-,129	,157
	3	,890(*)	,124	,000	,643	1,138
	4	-,247(*)	,054	,000	-,355	-,138
2	1	-,014	,072	,849	-,157	,129
	3	,877(*)	,111	,000	,656	1,097
	4	-,260(*)	,074	,001	-,408	-,112
3	1	-,890(*)	,124	,000	-1,138	-,643
	2	-,877(*)	,111	,000	-1,097	-,656
	4	-1,137(*)	,128	,000	-1,392	-,882
4	1	,247(*)	,054	,000	,138	,355
	2	,260(*)	,074	,001	,112	,408
	3	1,137(*)	,128	,000	,882	1,392

Based on estimated marginal means

* The mean difference is significant at the ,05 level.

a Adjustment for multiple comparisons: Least Significant Difference (equivalent to no adjustments).

IV. DISCUSSÃO

Nas últimas décadas do século XX, a endodontia teve um desenvolvimento científico acentuado, com uma aplicação clínica significativa. O desenvolvimento da tecnologia deu origem a inúmeras novidades, algumas com uma vida efémera, enquanto outras se foram aperfeiçoando e se tornaram instrumentos úteis no diagnóstico da patologia pulpar e periapical, na preparação dos canais radiculares e na obturação dos mesmos. Como é lógico, é fundamental avaliar criteriosamente as novas tecnologias e submete-las a uma investigação científica rigorosa antes do seu uso clínico indiscriminado. Os LEA são um bom exemplo da evolução tecnológica na área da endodontia. Porque a instrumentação do canal radicular em toda a sua extensão e o nível da obturação afectam significativamente o prognóstico do tratamento endodôntico[90], e porque os métodos para determinação do CT apresentavam grandes limitações (nomeadamente o radiográfico), surgiram há já alguns anos os LEA. Foram sofrendo algumas evoluções antes de ser introduzidos na prática clínica e gradualmente modificados no sentido de ultrapassar as suas limitações e ainda hoje, quando já apresentam taxas de sucesso elevadas (ainda que variáveis) são objecto de inúmeras investigações *in vitro* e *in vivo*. Já ficou bem evidente na introdução deste trabalho a evolução destes aparelhos no sentido de se tornarem cada vez mais precisos e fiáveis (preciso quando capaz de localizar o limite escolhido e fiável quando dá leituras semelhantes ao ser utilizado por um ou mais operadores). Com esta pesquisa, esperamos dar um pequeno contributo na investigação dos LEA de última geração.

Apesar de termos encontrado na literatura bastantes estudos sobre LEA de última geração, a maior parte deles são referentes ao Root ZX, que é provavelmente o aparelho mais estudado. São muito escassos os artigos referentes aos aparelhos utilizados neste estudo, o que limita a análise comparativa dos nossos resultados, mas por isso não lhe retira importância. Não existe mesmo nenhum artigo que compare estes três aparelhos.

Ao analisar os estudos referentes aos LEA, nota-se uma grande evolução nos resultados desde a introdução dos aparelhos de última geração. A metodologia utilizada pelos diferentes autores é variada, o que torna a comparação dos resultados entre si nem sempre muito precisa.

O "ápice electrónico" que o aparelho tenta localizar ainda não foi definido claramente. Há estudos que usam o FA como referência apical na determinação do CT[75]

[91], outros que usam a CA [64] e ainda outros que utilizam o ápice radiográfico. No presente estudo, o limite escolhido foi o FA porque seria a única marca apical fiável atendendo à metodologia utilizada.

A avaliação da medida obtida com o localizador do ápice é feita, nos vários estudos, de diferentes formas: confirmação radiográfica da distância da ponta da lima ao ápice radiográfico, comparação com o comprimento real do dente, medição microscópica da distância da ponta da lima a pontos de referência apical (FA ou CA).

Existe ainda alguma confusão quanto ao ponto que é detectado pelos LEA de última geração: se o FA se a CA. Os estudos sobre os primeiros aparelhos da terceira geração referiam que estes detectavam o maior diâmetro da terminação apical do canal, portanto, o FA[92]. Outros estudos concluíram que os LEA indicam a localização de uma CA, mesmo quando a constrição anatómica é eliminada, portanto, o método do quociente dos LEA identifica o diâmetro mais estreito do canal, independentemente de a CA ser anatómica ou formada mecanicamente[63]. No entanto, estudos recentes concluem também que o LEA deve ser utilizado apenas para detectar o FA (maior diâmetro)[88 93].

Um estudo de 1999[75], que comparou 4 LEA (Apex Finder AFA, Apex Finder, Neosono Ultima EZ e Apit 2), mostrou que o Apex Finder AFA era o aparelho mais preciso. Todas as medições a +/- 0,5mm do FA foram consideradas clinicamente aceitáveis.

Pommer el al, em 2002[94], realizaram também um estudo *in vivo* com o Apex Finder AFA e concluíram que este aparelho é fiável na determinação do CT, com uma precisão de 86% (+/- 0,5mm a 1mm do ápice radiográfico).

Os resultados do nosso estudo também mostram que o Apex Finder AFA é o aparelho, entre os utilizados, o que mais vezes reproduz o CT determinado (53,4%). Em 14 canais (19,2%) obtivemos medidas aquém do CT (5 canais a 0,5mm, 6 canais a 1mm, 1 canal a 1,5mm e 2 canais a 2mm). Em 20 dentes (27,4%) além do CT (14 canais a 0,5mm, 6 canais a 1mm), mas sempre entre o FA e o CT real. Atendendo a que o CT real foi determinado subtraindo 1mm ao comprimento real do dente, aplicando o limite de 0,5 a 2mm do FA (que nos parece clinicamente aceitável), temos uma precisão de 87,8%.

Num estudo que utilizou o Root ZX e o Justy[67], os resultados mostraram uma boa aproximação do CT desejado com os dois aparelhos. A medição electrónica foi definida na marca "0,5" de cada aparelho, mas o Justy apresentou maior número de casos quer no ápice quer a 1mm ou mais do ápice radiográfico do que o Root ZX. No presente estudo, o aparelho Justy na maior parte dos canais (58,9%) ficou a mais de 1mm do FA. Aplicando a escala de 0,5 a 2mm como aceitável, temos uma precisão de 71,2%. Este valor, mais baixo do que seria esperado, talvez tenha relação com o facto de a amostra ser constituída por um grande número de dentes multirradiculares. Muitos dos estudos efectuados com os LEA utilizam apenas dentes monorradiculares e não há investigação sobre a possível influencia do número de canais na precisão dos LEA. Aliás, era um objectivo secundário deste trabalho avaliar se as possíveis diferenças entre os LEA se relacionavam com as diferentes anatomias dos dentes, mas limitações na análise estatística não nos permitiram tirar conclusões.

O Raypex 4 foi também comparado com o Root ZX, num estudo elaborado por Kaufman et al em 2002[86]. Neste estudo, as medições obtidas com o Raypex 4 foram constantemente mais próximas do comprimento real que as obtidas com o Root ZX. Esta diferença foi estatisticamente significativa, mas sem relevância clínica. Estes resultados são sobreponiveis aos do nosso estudo, uma vez que o aparelho Raypex 4 mediu mais de 1mm aquém do FA em apenas 6,8% dos canais. Em 80,8% dos canais as medições foram efectuadas entre 0,5 e 2mm do FA.

A principal vantagem do método electrónico comparativamente ao método radiográfico é que pode medir o comprimento do canal até à terminação do FA e não ao ápice radiográfico (Kobayashi 1995). Os resultados deste trabalho comprovam isso mesmo, uma vez que nunca foi ultrapassado o comprimento real do dente. Clinicamente, esta propriedade impede a sobre-instrumentação e a sobre-obturação, melhorando o prognóstico do tratamento, como já foi referido em capítulos anteriores.

Num estudo *in vivo* de Shabahang et al[95], em 1996, que mediu microscopicamente a distância da ponta da lima ao FA, o Root ZX ultrapassou o FA em 30,8% dos canais. Dunlap et al[64], em 1998, utilizando o mesmo aparelho e a mesma metodologia, mas fazendo a medição à CA, concluíram que o Root ZX foi preciso em 82,3% dos casos, determinando o CT a +/-0,5mm da CA. A maioria (70,6%) das medições electrónicas foram além da CA, mas poucas foram além do ápice radiográfico.

Pagavino et al,[91] em 1998, depois de um estudo de microscopia electrónica de varrimento sobre a precisão in vivo do Root ZX na localização do FA, concluíram que o erro na localização do ápice foi sempre uma sobreextensão da ponta da lima em relação ao FA. Os autores recomendavam que ao realizar a medição se recuasse o instrumento 0,5 a 1mm.

Atendendo a que qualquer um dos aparelhos utilizados neste estudo são mais recentes que o Root ZX, parece ter havido uma melhoria nesta propriedade dos LEA.

V. CONCLUSÕES

1- Todos os aparelhos apresentam diferenças entre si. Tendo como referência o CT real, o Apex Finder AFA mediu um maior número de canais no CT real, o Justy na maior parte dos casos subestimou esta medida e o Raypex 4 ultrapassou-a na maior parte dos canais.

2- Não temos provas suficientes que o aparelho Apex Finder AFA seja impreciso na determinação do CT pretendido.

3- O aparelho Raypex 4 é estatisticamente impreciso, medindo além da distância pretendida, não se provando significado prático, uma vez que a imprecisão inicial dos dados (0,5mm) é superior à diferença observada entre este aparelho e a medida que procuramos para determinar o CT.

4- O aparelho Justy é na prática deficitário na determinação do CT.

5- Todas as conclusões anteriores só terão significado clínico se as medidas produzidas tiverem um grau de imprecisão igual ou inferior a 0,5mm.

6- Nenhum dos aparelhos fez medições além do comprimento real do dente, o que na prática clínica se traduz em segurança para não ultrapassar o ápice anatómico do dente, e portanto evitando sobre-instrumentação e sobre-obturação.

7- Sugerem-se mais investigações para a confirmação da análise exploratória que associa a imprecisão do aparelho Justy com os canais dos dentes molares.

8- Seria importante realizar um estudo comparativo dos mesmos aparelhos *in vivo* para avaliar possíveis influências da situação clínica na precisão dos mesmos.

VI. RESUMO

O sucesso do tratamento endodôntico depende de uma correcta abertura da cavidade de acesso, da limpeza biomecânica completa do canal e de uma obturação tridimensional. A instrumentação e obturação do canal radicular deveriam, idealmente, terminar na CA, que muitas vezes coincide com a junção cemento-dentinária. A primeira proporciona uma forma de resistência natural contra a qual o material de obturação pode ser condensado e a segunda foi definida como o ponto onde termina a polpa. No entanto, a CA não é visível radiograficamente e a junção cemento-dentinária é uma marca histológica e não uma marca morfológica, o que dificulta a determinação do CT para a preparação e obturação dos canais radiculares. Esta fase é primordial para assegurar que nem o sistema de canais nem o ligamento periodontal sejam lesados e para minimizar a extrusão de fragmentos de dentina potencialmente infectados para a região periapical.

O método mais utilizado para determinação do CT é a interpretação de uma radiografia do dente com um instrumento introduzido no canal. A maioria dos autores concorda que o limite apical das preparações deve ficar a 0,5-1mm do ápice radiográfico. No entanto, este valor é apenas uma estimativa que pode não corresponder à diferença real entre a CA e o FA. Portanto, a imprecisão do método radiográfico resulta da impossibilidade de visualizar a CA e da dificuldade em a localizar em relação ao FA. Contudo, a radiografia foi durante muito tempo o único meio disponível para o clínico determinar o CT durante o TER.

Nas últimas décadas foi desenvolvido um método alternativo – os localizadores electrónicos do ápice (LEA).

A ideia original de medir electronicamente o comprimento dos canais data já de 1918, mas só na década de 60 surgiu o primeiro aparelho. A partir daqui, sucederam-se diferentes gerações de LEAs, cada vez mais precisos e fiáveis. O objectivo máximo seria eliminar as radiografias e conseguir 100% de fiabilidade na determinação do CT, qualquer que seja o irrigante, o grau de formação apical e a patologia do dente. Apesar de ainda não se ter atingido este objectivo, na última década do século XX houve um grande impulso no aperfeiçoamento dos localizadores e grande parte das suas limitações foram ultrapassadas.

Em 1991, Kobayashi et al. referiram o método do quociente para medir o comprimento dos canais radiculares. Por este método, o aparelho mede simultaneamente a impedância de duas frequências diferentes, calcula o quociente e expressa este quociente como a posição do eléctrodo (lima) dentro do canal.

Os LEA utilizados neste estudo *in vitro* (Apex Finder A.F.A. Model 7005- EIE Analytic Techonoly; Justy II - Yoshida Toie Engineering Company; Raypex 4- Forum Engineering Technologies) pertencem à terceira geração de aparelhos e funcionam segundo o método do quociente. Com o objectivo de avaliar a precisão de cada um destes aparelhos, de compara-los entre si e com o CT real, realizaram-se medições em 36 dentes (73 canais), utilizando o alginato como meio condutor. Após Radiografia inicial e abertura da cavidade de acesso, mediu-se o comprimento real e o comprimento electrónico (a 1mm do ápice) de cada canal, com cada um dos três aparelhos. Os resultados foram sujeitos a análise estatística (análise de medidas repetidas com provas não paramétricas), que mostrou diferenças significativas entre os diversos aparelhos. O Apex Finder AFA mostrou uma precisão de 87,8% (para um limite de 0,5 a 2mm do FA), o Justy de 71,2% e o Raypex 4 de 80,8%. Nenhum dos aparelhos mediu para além do comprimento real do dente. O Apex Finder AFA mediu um maior número de canais no CT real, o Justy tendeu a subestimar esta medida e o Raypex 4 ultrapassou-a na maior parte dos casos. Estes resultados não podem ser extrapolados para a situação clínica, mas podem ser uma base para um estudo *in vivo*.

ABSTRACT

The success of endodontic treatment depends on a correct preparation of access cavity, the complete biomechanical canal cleaning, and a three-dimensional obturation. The radicular canal instrumentation and obturation, should, in an ideal point of view, terminate in the apical constriction, that often coincides with the cemento-dentinal junction. The first provides a natural form of resistance, where the obturation material can be condensed, and the second was defined as the point where the pulp terminates.

Meanwhile, the apical constriction is not visible in the X-ray, and the cemento-dentinal junction is a histological mark and not a morphological one. This fact makes difficult the working length determination for the canal preparation and obturation. This phase is primordial to ensure any damage to the canal system and the periondontal ligament and to minimize the extrusion of dentinal fragment potentially infected for the periapical region.

The most used method for working length determination is the tooth radiography interpretation with an instrument introduced in the canal. Most authors agree that the apical limit of the preparations should be at 0,5-1mm of radiographic apex. By the other hand, this value is just an estimation that may not correspond to the real difference between the apical constriction and the apical foramen. So, the imprecision of the radiographic method is due to the impossibility to visualize the apical constriction and the difficulties in locate it in relation to the apical foramen. Nevertheless, for a long time, the radiography was the only available method to determinate the working length during the endodontic treatment.

In last decades, an alternative method was developed – the electronic apex locators.

In 1918, arises the original idea to electronically measure the canal length, but only in the decade of the 60 appears the first device. Then, different electronic apex locators generations succeeded with more precision and reliability. The maximum purpose was to eliminate the radiographies and achieve 100% of reliability in working length determination, with any irrigant, any apical formation level and with any tooth pathology. Despite this objective is not yet achieved, in last decade of XX century there was a strong impulse in the improvement of electronic apex locators and most part of it's limitations were solved.

In 1991, Kobayashi et al. referred the ratio method to measure the canal length. By this method, the device simultaneously calculates the ratio of two impedances in the

same canal using two different frequencies and expresses this ratio as the electrode position (file) inside the canal.

The electronic apex locators used in this *in vitro* study (Apex Finder A.F.A. Model 7005- EIE Analytic Technology; Justy II - Yoshida Toie Engineering Company; Raypex 4- Forum Engineering Technologies) belong to the third generation devices and operate according to the ratio method. With the objective to evaluate the precision of each device, to compare them between themselves and with the real working length, we measured 36 teeth (73 canals), using the alginate as the conducting medium. After the initial radiograph and the access cavity preparation, the real length and the electronic length (1 mm to the apex) were measured in each canal, with the three devices. The results were submitted to a statistical analysis (analysis of repeated measures with non-parametric tests) that revealed significant differences between the devices. The Apex Finder AFA indicated an 87,8% precision (0,5 to 2 mm as the limit to the apical foramen), the Justy 71,2% and the Raypex 4 an 80,8% precision. None of the three devices measured beyond the real length of the tooth. The Apex finder AFA measured a larger number of canals in the real working length, the Justy slightly under passed this measure and the Raypex 4 over passed it in the most part of the cases. These results can't be extrapolated to a clinic situation, but may be a base to an *in vivo* study.

VII. BIBLIOGRAFIA

[1] Ingle JI, Levine M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filling material. Em *Transactions of the Second International Congress on Endodontics.* Editado por L.I. Grossman, Philadephia, 1958; 133- 143.

[2] European Society of Endodontology. Consensus report of European Society of Endodontology on quality guidelines for endodontic treatment. Int Endodon J 1994; 27: 115- 124.

[3] Ricucci D, Langeland K. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 2. A histological study. Int Endodon J 1998; 31: 394- 409.

[4] Ingle JI, Beveridge EE. Endodontics. 2ª ed. Ed. Lea e Febiger.,1976; 56.

[5] Basmadjian-Charles CL, Farge P. Factors influencing the long term results of endodontic treatment: a review of the literature. Int Endodon J 2002; 52: 81- 86.

[6] Wu MW, Wesselink PL, Walton RE. Apical terminus location of root canal treatment procedures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89: 99- 103.

[7] Lopes HP, Siqueira Jr JF. Endodontia- Biologia e Técnica. Ed. Medsi, 1999. Cap.15- Odontometria: 259- 271.

[8] Paiva JG, Antoniazzi JH. Endodontia- bases para a prática clínica. Ed. Artes Médicas Lda. 1984; Cap.19-Odontometria: 345-357.

[9] Walton, Torabinejad. Endodontics – Principles and Practice, 3ª ed. 2002

[10] Kuttler Y. Microscopic investigation of root apexes. J Am Dent Assoc 1955; 50: 544- 552.

[11] Imura N, Zuolo ML. Endodontia para o clínico geral. EAP. APCD Artes Médicas- Divisão Odontológica. 1998. pag. 27-30.

[12] Dummer PMH, McGinn JH, rees DG. The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. Int Endodon J 1984; 17: 192- 198.

[13] Chunn CB, Zardiackas LD, Menke RA. *In vivo* root canal lenght determination using the forameter. J Endodon 1981; 7: 511- 520.

[14] McDonald NJ, Hovland EJ. An evaluation of the apex locator Endocater. J Endodon 1990; 16: 5- 8.

[15] Stein TJ, Corcoran JF. Anatomy of the root apex and its histologic changes with age. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1990; 69: 238- 242.

[16] Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin N Amer 1974; 18: 269- 296.

[17] Chapman CE. A microscopic study of the apical region of human anterior teeth. J Brit Endodon Soc 1969; 3: 52- 58.

[18] Green D. A stereomicroscopic study of the root apices of 400 maxillary and mandibular anterior teeth. Oral Surg, Oral Med and Oral Pathol 1956; 9: 1224- 1232.

[19] Green D. Stereomicroscopic study of 700 root apices of maxillary and mandibular posterior teeth. Oral Surg, Oral Med and Oral Pathol 1960; 13: 728- 733.

[20] Levy AB, Glatt L. Deviation of the apical foramen from the radiographic apex. J New Jersey Dent Soc 1970; 41: 12- 13.

[21] Burch JG, Hulen S. The relationship of the apical foramen to the anatomical apex of the tooth root. O Surg, O Med, O Path 1972; 34: 262- 268.

[22] Pineda F, Kuttler Y. Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of7275 root canals. O Surg 1972; 33: 101- 110.

[23] Guttierrez JH, Aguayo P. Apical foraminal openings in human teeth. O Surg, O Med, O Path 1995; 79: 769- 777.

[24] Sahli CC, Aguadé EB. Endodoncia- Técnicas clínicas y bases científicas. Masson 2001. Pag.1-3.

[25] Davis DR, Marshall JG, Baumgartner C. Effect of early coronal flaring on working length change in curved canals using rotary nickel-titanium stainless steel instruments. J Endodon 2002; 28:438- 442.

[26] Bravo RM. Localizadores de ápices : últimas generaciones. Gaceta Dental 2001 ; 119 :64- 69.

[27] Stabholz A, Rotstein I, Torabinejad M. Effect of preflaring on tactile detection of apical constriction. J Endodon 1995; 21: 92- 94.

[28] Soares IJ, Goldberg F. Endodontia- Técnica e Fundamentos. ARTMED Editora Lda 2001. Cap.7 Preparo do canal radicular Pag. 103- 154.

[29] Gutman JL, Dumsha TC, Lovdahl EJ. Problem Solving in enodontics. Cap. 2 Problems in radiographic techinque and interpretation 3ª ed. Mosby 1997.

[30] Lopes HP, Siqueira Jr JF. Endodontia- Biologia e Técnica. Ed. Medsi, 1999. Cap.8- Radiologia em endodontia: 151-168.

[31] Forsberg J. Estimation of the root filling length with the paralleling and bisecting-angle techniques performed by undergraduate students. Int Endodon J 1987; 20: 282- 286.

[32] Lozano A, Forner L, Liena C. *In vitro* comparison of root canal measurements with convencional and digital radiology. Int Endodon J 2002; 35: 542- 550.

[33] Griffiths BM, Brown JE, Hyatt AT et al. Comparision of three imaging techniques for assessing endodontic working length. Int Endodon J 1992 ; 25 : 279- 287.

[34] Hedrick RT, Dove SB, Peters DD et al. Radiograph determination of canal length: direct digital radiography versus convencional radiography. J Endodon 1994; 20: 320- 326.

[35] Ellingsen MA, Harrington GW, Hollender LG. Radiovisiography versus convencional radiography for detection of small instruments in endodontic length determination. Part I. *In vitro* evaluation. J Endodon 1995; 21: 326- 331.

[36] Ellingsen MA, Hollender LG, Harrington GW. Radiovisiography versus convencional radiography for detection of small instruments in endodontic length determination. Part II. *In vivo* evaluation. J Endodon 1995; 21: 516- 520.

[37] Saad AY, Al-Nazhan S. Radiation dose reduction during endodontic therapy: a new technique combining an apex locator (Root ZX) and a digital imaging system (RadioVisioGraphy). J Endodon 2000; 26: 144- 147.

[38] Voorde HEV, bjorndahl AM. Estimating endodontic working length with paralleling radiographs. O Surg, O Med, O Path 1969; 27: 106- 110.

[39] Olson AK, Goerig AC, Cavataio RE et al. The ability of radiograph to determine the location of the apical foramen. Int Endodon J 1991; 24: 28- 35.

[40] Pratten DH, McDonald NJ. Comparison of radiographic and electronic working lengths. J Endodon 1996; 22: 173- 176.

[41] Guuigand M, Dautel-Morazin A, Vulcain JM. Nouvelle génération de localisateurs d´apex. Rev Fr Endod 1994 ; 13 : 19- 24

[42] Custer lf. Exact methods of locating the apical foramen. J Natl Dent Ass 1918; 5: 815- 819.

[43] Suzuki K. Experimental studies on ionophoresis. J Jpn Stomatol 1942; 16: 411- 417.

[44] Sunada I. New method for measuring the length of root canal. J Dent Res 1962; 41: 375- 385.

[45] Inoué N. An audiometric method for determining the lenght of root canal. J Canad Dent Assoc 1973; 9: 630- 636.

[46] Stein TJ, Corcoran JF, Zillich RM. The influence of the major and minor foramen diameters on apical electronic probe measurements. J Endodon 1990; 16: 520- 522.

[47] Wu YN, Shi JN, Huang LZ et al. Variables affecting electronic root canal measurement. Int Endodon J 1992; 25: 88- 92.

[48] Huang L. An experimental study of the principle of electronic root canal measurement. J Endodon 1987; 13: 60- 64.

[49] Inoue N, Skinner DH. A simple and accurate way of measuring root canal length. J Endodon 1985; 11: 421- 427.

[50] Ricard O, Roux D, Bourdeau L et al. Clinical evaluation of the accuracy of the Evident RCM Mark II apex locator. J Endodon 1991; 17: 567- 569.

[51] Hembrough JH, Weine FS, Pisano JV et al. Accuracy of an electronic apex locator: a clinical evaluation in maxillary molars. J Endodon 1993; 19: 242- 246.

[52] Himel VT, Cain C. An evaluation of two electronic apex locators in a dental student clinic. Quint Int 1993; 24: 803- 806.

[53] Komamura D, Matsumoto H, Kawaguchi Y et al. The method for measuring the lenght of the tooth using the A C ohmmeter. Jpn J Conserv Dent 1965; 7: 221- 226.

[54] Kawaguchi Y, Otaka Y, Matsumoto H. Improvement of the apparatus for measuring the length of the tooth and diagnosing the pulpitis using electric current. Jpn J Conserv dent 1974; 17: 98- 107.

[55] Ushiyama. New principle and method for measuring the root canal length. J Endodon 1983; 9: 97-104.

[56] Fouad AF, Krell KV, McKendry DJ et al. A clinical evaluation of five electronic root canal length measuring instruments. J Endodon 1990; 16: 446-449.

[57] Keller ME, Brown CE, Newton CW. A clinical evaluation of the Endocater – an electronic apex locator. J Endodon 1991; 17: 271- 274.

[58] Pallarés A, Faus V. An *in vivo* comparative study of two apex locators. J Endodon 1994; 20: 576-579.

[59] Yamashita Y. 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. Jpn J Conser Dent 1990; 33: 547- 549.

[60] Kobayashi C, Suda H. New electronic canal measuring device based on the ratio method. J Endodon 1994; 20: 111-114.

[61] Fouad AF, Rivera EM, Krell KV. Accuracy of the Endex with variations in canal irrigants anf foramen size. J Endodon 1993; 19: 63- 67.

[62] Frank AL, Torabinejad M. An *in vivo* evaluation of Endex electronic apex locator. J Endodon 1993; 19: 177- 179.

[63] Nguyen HQ, Kaufman AY, Komorowski RC et al. Electronic lengths measurements using small and large files in enlarged canals. Int Endodon J 1996; 29: 359- 364.

[64] Dunlap CA, Remeikis NA, BeGole EA et al. An *in vivo* evaluation of an electronic apex locator that uses the ratio method in vital and necrotic canals. J Endodon 1998; 24: 48- 50.

[65] Kovacevic M, Tamarut T. Influence of the concentration of ions and foramen diameter on the accuracy of electronic root canal length measurement – an experimental study. J Endodon 1998; 24: 346- 351.

[66] Kobayashi C, Yoshioka T, Suda H. A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. J Endodon 1997; 23: 751- 754.

[67] Steffen H, Spieth CH, Berh K. Comparison of measurements obtained with hand files or the Canal Leader attached to electronicapex locators: an in vitro study. Int Endodon J 1999; 32: 103- 107.

[68] Campbell D, Friedman S, Nguyen HQ et al. Apical extent of rotary canal instrumentation with an apex locating handpiece in vitro. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1998; 85: 319- 324.

[69] Grimberg F, Banegas G, Chiacchio I et al. *In vivo* determination of root canal length: a preliminary report using the Tri Auto ZX apex locating handpiece. Int Endodon J 2002; 35: 590- 593.

[70] Zmener O, Grimberg F, Banegas G et al. Detection and measurement of endodontic root perfurations using a newly designed apex-locating handpiece. Endod Dent Traumatol 1999; 15: 182- 185.

[71] Riviera EM, Seraji MK. Placement accuracy of ellectically condutive gutta-percha. J Endodon 1994; 20: 342-344.

[72] Mente J, Seidel J, Buchalla W et al. Electronic determination of root canal length in primary teeth with and without root resorption. Int Endodon J 2002; 35: 447- 452.

[73] Kielbassa AM et al. Clinical evaluation of the measuring accuracy of Root ZX in primary teeth. O Surg, O Mrd, O Path O Radiol 2003; 95: 94- 100.

[74] Ibarrola JL, Chapman BL, Howard JH et al. Effect of preflaring on Root ZX apex locators. J Endodon 1999; 25: 625- 626.

[75] De Moor RJG, Hommez GMG, Martens LC et al. Accuracy of four electronic apex locators: an *in vitro* evaluation. Endod Dent Traumatol 1999; 15: 77- 82.

[76] Beach CW, Bramwell JD, Hutter JW. Use of an electronic apex locator on a cardiac pacemaker patient. J Endodon 1996; 22: 182- 184.

[77] Garofalo RR, Ede EN, Dorn SO, Kuttler S. Effect of electronic apex locator on cardiac pacemaker function. J Endodon 2002; 28: 831- 833.

[78] Goldberg F, Silvio A, Manfré S et al. *In vitro* measurement accuracy of an electronic apex locator in teeth with simulated apical root reasorption. J endodon 2002; 28: 461- 463.

[79] Fouad AF, Reid LC. Effect of using electronic apex locators on selected endodontic treatment parameters. J Endodon 2000; 26: 364- 367.

[80] Brunton PA, Abdeen D, Macfarlane TV. The effect of an apex locator on exposure to radiation during endodontic therapy. J Endodon 2002; 28: 524- 526.

[81] Fuss Z, Assooline LS, Kaufman AY. Determination of location of root perforations by electronic apex locators. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endd 1996; 82: 324- 329.

[82] Oishi AO, Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H. Electronic detection of root canal constrictions. J Endodon 2002; 28: 361- 364.

[83] Manual de instruções Apex Finder AFA- EIE Analytic Technology.

[84] Manual de instruções Justy II- Yoshida Toie Engineering Company.

[85] Manual de instruções Raypex 4- Forum Engineering Technology.

[86] Kaufman AY, Keila S, Yoshpe M. Accuracy of a new apex locator: an *in vitro* study. Int Endodon J 2002; 35: 186- 192.

[87] Kaufman AY, Katz A. Reliability of Root ZX apex locator tested by an *in vitro* model (abstract). J Endodon 1993; 19: 201.

[88] Tinaz AC, Sevimli LS, Görgül G et al. The effects of sodium hypochloride concentrations on the accuracy of an apex locating device. J Endodon 2002; 28: 160- 162.

[89] Meares WA, Steiman HR. The influence of sodium hypochlorite irrigation on the accuracy of the Root ZX electronic apex locator. J Endodon 2002; 28: 595- 598.

[90] Sjogren U,Hagglund B, Sundqvist G et al. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. J Endodon 1990; 16: 498-504.

[91] Pagavino g, Pace R, Baccetti T. A SEM study of *in vivo* accuraccy of the Root ZX electronic apex locator. J Endodon 1998; 24: 438- 441.

[92] Mayeda DL, Simon JHS, Aimar DF et al. *In vivo* measurements accuracy in vital and necrotic canal with the Endex apex locator. J Endodon 1993; 19: 545- 548.

[93] Ounsi HF, Naaman A. *In vitro* evaluation of the reliability of the Root ZX electronic apex locator. Int Endodon J 1999; 32: 120- 123.

[94] Pommer O, Stamm O, Attin T. Influence of the canal contents on the electrical assisted determination of the lenght of root canals. J Endodon 2002; 28: 83- 85.

[95] Shabahang S, Goon WWY, Gluskin AH. An *in vivo* evaluation of Root ZX electronic apex locator. J Endodon 1996; 22: 616- 618.

ANEXOS

Anexo 1 – Resultados das medições

Nº	Tipo	Canal	Tipo de canal	C.Real	ApexFinder	Justy	Raypex
1	ILS		1	23	22	22,5	22,5
2	ICS		1	21	19	17,5	18,5
3	ICS		1	20,5	20	19	20
4	IC		1	21	20	20	20
5	ICS		1	22	21	21	21
6	ILS		1	20	19	19	19
7	ICS		1	22,5	21,5	21	22
8	ILS		1	21	20	20	20
9	ILS		1	25	24,5	24	24,5
10	PMS	V	2	18	18	17	18
11		L	2	18,5	18	17	18
12	PM		1	24,5	24	23,5	24
13	PMS	V	2	19	17,5	17,5	17,5
14		L	2	18	17,5	17,5	17
15	PMS	V	2	20	19	19	19
16		L	2	18	17	17	17
17	PMS	V	2	23,5	21,5	20	22,5
18		L	2	23	21	20	22
19	PMI		1	21	20,5	19,5	20
20	PMS		1	20	19	19	19,5
21	PMS	V	1	21,5	20,5	20	20,5
22	PMI		1	18,5	18	18	18
23	MI	D	3	17	15	14	16
24		MV	3	19	18	17	18
25		ML	3	16	15	14	15
26	MI	D	3	20,5	19	17	19
27		MV	3	20	19	17	18,5
28		ML	3	20	19	16	19
29	MI	D	3	18	17	15	17,5
30		MV	3	15	14	12	14
31		ML	3	15	14	12	14
32	MI	D	3	21,5	21	20	21
33		MV	3	22	22	19	22
34		ML	3	22	21,5	18	22
35	MI	D	3	23	22	21,5	22
36		MV	3	22	21,5	20	21
37		ML	3	22	21	20	21
38	MI	D	3	23	21,5	20,5	22,5

39		MV	3	22,5	22	19,5	22,5
40		ML	3	22	21	18	21,5
41	MI	D	3	21	20	18	20
42		MV	3	20	19	18	19
43		ML	3	20	19	19	19
44	MI	D	3	16	15	15	15
45		MV	3	17,5	17	17	17
46		ML	3	18	17	16	17
47	MS	P	3	20	19	19	20
48		MV	3	20	19	18	19
49	MS	P	3	18	17,5	17	18
50		MV	3	17	16	16	16,5
51		DV	3	17	16	16	16,5
52	MS	P	3	23,5	21	19	23
53		MV	3	23	21	19,5	22
54	MS	P	3	19	16	15	19
55		MV	3	19	16	17	18,5
56	MS	P	3	20	19	19	19
57		MV	3	20	18,5	17,5	19
58		DV	3	18	17	14	17
59	MS	P	3	18	17	16	18
60		MV	3	18	17	16	17
61		DV	3	18,5	17	17	17
62	MS	P	3	21	20	20	20
63		MV	3	19	18	17	18
64		DV	3	21	20	20	21
65	MS	P	3	22	22	20	21,5
66		MV	3	19	18	18	19
67		DV	3	19	19	18	18,5
68	MS	P	3	17	16	16	16
69		MV	3	17	15	15	16
70		DV	3	17	16,5	16	16
71	MS	P	3	21	20	20	20
72		MV	3	19	19	18	19
73		DV	3	19	19	18	19

Anexo 2 – Análise por tipo de aparelho

	Cases					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
Comprimento de trabalho	73	100,0%	0	,0%	73	100,0%
ApexFinder	73	100,0%	0	,0%	73	100,0%
JUSTY	73	100,0%	0	,0%	73	100,0%
RAYPEX	73	100,0%	0	,0%	73	100,0%

Distribuição dos comprimentos de trabalho - real

```
Comprimento de trabalho Stem-and-Leaf Plot

 Frequency    Stem &  Leaf

      ,00       1 .
     4,00       1 .  4455
    19,00       1 .  6666666777777777777
    22,00       1 .  888888888999999999999
    19,00       2 .  0000000000111111111
     8,00       2 .  22222223
     1,00       2 .  4

 Stem width:     10,0
 Each leaf:      1 case(s)
```

Distribuição dos comprimentos de trabalho seg. Apexfinder

```
ApexFinder Stem-and-Leaf Plot

 Frequency    Stem &  Leaf

      ,00       1 .
     6,00       1 .  445555
    17,00       1 .  66666677777777777
    22,00       1 .  8888888999999999999999
    21,00       2 .  000000000111111111111
     5,00       2 .  22222
     2,00       2 .  44

 Stem width:     10,0
 Each leaf:      1 case(s)
```

Distribuição dos comprimentos de trabalho seg. Justy

JUSTY Stem-and-Leaf Plot

Frequency	Stem &	Leaf
2,00 Extremes		(=<12)
,00	1 .	
7,00	1 .	4445555
23,00	1 .	66666666777777777777777
22,00	1 .	88888888889999999999
16,00	2 .	0000000000000111
2,00	2 .	23
1,00	2 .	4

Stem width: 10,0
Each leaf: 1 case(s)

Distribuição dos comprimentos de trabalho seg. Raipex

RAIPEX Stem-and-Leaf Plot

Frequency	Stem &	Leaf
,00	1 .	
4,00	1 .	4455
15,00	1 .	666666777777777
25,00	1 .	8888888888899999999999999
16,00	2 .	0000000001111111
11,00	2 .	22222222223
2,00	2 .	44

Stem width: 10,0
Each leaf: 1 case(s)

Anexo 3 – Teste de Normalidade para as distribuições por aparelho

	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
Comprimento de trabalho	,094	73	,181	,983	73	,424
ApexFinder	,109	73	,031	,978	73	,235
JUSTY	,099	73	,073	,975	73	,165
RAYPEX	,114	73	,020	,984	73	,465

a Lilliefors Significance Correction

Anexo 4 – Análise Estatística Multivariada

Análise de variâncias de medidas repetidas - Avaliação de pressupostos

Análise de Resíduos - Estudo da Normalidade

Análise sumária

	Casos					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
Standardized Residual for CT Real	73	100,0%	0	,0%	73	100,0%
Standardized Residual for APEXFIND	73	100,0%	0	,0%	73	100,0%
Standardized Residual for JUSTY	73	100,0%	0	,0%	73	100,0%
Standardized Residual for RAYPEX	73	100,0%	0	,0%	73	100,0%

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Standardized Residual for CT Real	,123	73	,008	,971	73	,087
Standardized Residual for APEXFIND	,093	73	,189	,968	73	,063
Standardized Residual for JUSTY	,099	73	,074	,974	73	,144
Standardized Residual for RAYPEX	,128	73	,004	,969	73	,066

a Lilliefors Significance Correction

Factor intra - sujeito (tipo de aparelho de medida)

Measure: MEASURE_1

Comprimentos de trabalho	Variável dependente
1	CT
2	APEXFIND
3	JUSTY
4	RAYPEX

Factor entre – sujeitos

		Value Label	N
Tipo de canal	1	dente uni-canalicular	14
	2	dente bi-canalicular	8
	3	dente multi-canalicular	51

Estatística descritiva dos comprimentos de trabalho segundo aparelho e tipo de canal

	Tipo de canal	Mean	Std. Deviation	N
C. T. REAL	dente uni-canalicular	20,536	1,7592	14
	dente bi-canalicular	18,750	2,2678	8
	dente multi-canalicular	18,471	2,1827	51
	Total	18,897	2,2407	73
APEXFINDER	dente uni-canalicular	20,643	1,8649	14
	dente bi-canalicular	18,688	1,6890	8
	dente multi-canalicular	18,431	2,2848	51
	Total	18,884	2,2981	73
JUSTY	dente uni-canalicular	20,286	1,9386	14
	dente bi-canalicular	18,125	1,3296	8
	dente multi-canalicular	17,363	2,1519	51
	Total	18,007	2,3176	73
RAYPEX	dente uni-canalicular	20,679	1,9376	14
	dente bi-canalicular	18,875	2,1835	8
	dente multi-canalicular	18,765	2,2964	51
	Total	19,144	2,3176	73

Teste das Matrizes de covariância(a)

Box's M	62,479
F	2,580
df1	20
df2	1609,849
Sig.	,000

Tests the null hypothesis that the observed covariance matrices of the dependent variables are equal across groups.
a Design: Intercept+TIPO_DE Within Subjects Design: CTS

Teste da esfericidade de Mauchly(b)

Measure: MEASURE_1

Within Subjects Effect	Mauchly's W	Approx. Chi-Square	df	Sig.	Epsilon(a)		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Lower-bound
CTS	,424	59,042	5	,000	,642	,678	,333

Tests the null hypothesis that the error covariance matrix of the orthonormalized transformed dependent variables is proportional to an identity matrix.

a May be used to adjust the degrees of freedom for the averaged tests of significance. Corrected tests are displayed in the Tests of Within-Subjects Effects table.

b Design: Intercept+TIPO_DE Within Subjects Design: CTS

Teste da homogeneidade de variâncias(a)- Teste de Levene

	F	df1	df2	Sig.
C. T. Real	,959	2	70	,388
APEXFINDER	1,598	2	70	,210
JUSTY	,889	2	70	,416
RAYPEX	,315	2	70	,731

Tests the null hypothesis that the error variance of the dependent variable is equal across groups.

a Design: Intercept+TIPO_DE Within Subjects Design: CTS

Anexo 5 – Estatística Descritiva

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
C. T. Real	73	18,897	2,2407	14,0	24,0	17,000	19,000	20,750
APEXFINDER	73	18,884	2,2981	14,0	24,5	17,000	19,000	21,000
JUSTY	73	18,007	2,3176	12,0	24,0	17,000	18,000	20,000
RAYPEX	73	19,144	2,3176	14,0	24,5	17,500	19,000	21,000