

JOSÉ DE CAMARGO BORBA JUNIOR

**Precisão de medidas lineares na odontometria através de  
localizador foraminal eletrônico, radiografia  
convencional e digital**

CAMPO GRANDE  
2012

JOSÉ DE CAMARGO BORBA JUNIOR

**Precisão de medidas lineares na odontometria através de  
localizador foraminal eletrônico, radiografia  
convencional e digital**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para a obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva

CAMPO GRANDE  
2012

FOLHA DE APROVAÇÃO

JOSÉ DE CAMARGO BORBA JUNIOR

**Precisão de medidas lineares na odontometria através de  
localizador foraminal eletrônico, radiografia  
convencional e digital**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para a obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva

Resultado \_\_\_\_\_

Campo Grande (MS), \_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva  
FAODO-UFMS

---

Prof. Dr. André Afif Elossais  
UNIGRAN

---

Prof. Dr. Key Fabiano Souza Pereira  
FAODO-UFMS

---

Prof. Dr. José Luiz Guimarães de Figueiredo  
FAODO-UFMS

---

Prof. Dr. Anísio Lima da Silva  
FAODO-UFMS

## DEDICATÓRIA

### A **Deus**

pela oportunidade da vida.

### Aos **meus pais**

por terem me ensinado os verdadeiros valores da vida.

### Aos **meus filhos**

Camille, Paulo Henrique, Eduardo e Pedro que são a razão de tudo.

### À **minha esposa**

Grasielle por estar sempre do meu lado, por ser meu porto seguro e acreditar sempre em mim.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao **Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva**, Orientador e amigo pela oportunidade e pelo carinho e empenho doados a esse trabalho. Muito obrigado por ter me aberto as portas e os horizontes para o meu crescimento profissional.

Aos professores da disciplina de endodontia da FAODO **Key Fabiano Souza Pereira e Jair Jatobá Chita** pela valiosa colaboração no trabalho.

Ao estagiário da disciplina de endodontia **Hélio Onoda** pela ajuda durante o trabalho.

A secretária **Edna Oshiro**, amiga. Obrigado por tudo.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao Grupo de Materiais do Departamento de Física - UFMS pela disponibilidade da infra-estrutura de pesquisa.

A FINEP e UFMS pelo financiamento do laboratório Multiusuários de Microscopia Eletrônica de Varredura – MULTILAM do DFI – UFMS (CT-INFRA/04) coordenado pela **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ângela A.S.Tardivo Delben.**

## RESUMO

Borba Junior JC. **Precisão de medidas lineares na odontometria através de localizador foraminal eletrônico, radiografia convencional e digital.** Campo Grande; 2012. [Tese – Programa de Pós Graduação em Saúde e Desenvolvimento da Região Centro-Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

Para o sucesso do tratamento endodôntico é fundamental a determinação do comprimento real de trabalho através de métodos confiáveis e precisos. Os objetivos desse trabalho foram: comparar, qualitativamente, radiografias convencionais com as digitais, com e sem manuseio das ferramentas do programa do Digora® 2.5; avaliar a precisão “in vivo” de um modelo de localizador foraminal eletrônico através do MEV e comparar a eficiência das medidas obtidas pelo localizador foraminal eletrônico com as das radiografias digitais, as quais foram medidas da ponta do instrumento ao ápice radiográfico, através das ferramentas do Digora® 2.5. Foram incluídos no estudo seis pacientes triados na clínica de periodontia da Faculdade de Odontologia Professor Albino Coimbra Filho (FAODO-UFMS) que possuíam dentes com indicação prévia de extração por motivos periodontais. As radiografias foram capturadas através da técnica do paralelismo e selecionou-se dezenove canais, desses, sete foram excluídos, sendo, três por fratura do terço apical radicular durante a exodontia e 4 por erros durante o preparo da amostra. Para as medidas eletrônicas foram realizadas as aberturas coronárias, procederam-se as leituras no ponto correspondente do aparelho ao forame apical. Após a obtenção da medida a lima foi removida e subtraiu-se 1mm do comprimento lido no paquímetro digital, para posteriormente realizar a fixação do instrumento e a extração. Com o objetivo de visualizar a ponta do instrumento fixado e a continuidade do canal até o forame apical desgastou-se o ápice e a distância entre a extremidade final da lima e a real saída foraminal foi medida com o MEV. As imagens foram no geral classificadas como boas e não houve diferença significativa entre a convencional com a digital, independente do uso das ferramentas do software. Com relação a precisão do localizador joypex® 5, o aparelho apresentou média na amostragem de 0.87 mm e desvio padrão + 0,42mm. Os resultados da análise pelo teste t de Student na comparação das médias das medidas dos três observadores foram consideradas semelhantes, não havendo diferenças entre elas com aquelas obtidas pela microscopia eletrônica de varredura (MEV)  $p > 0,05$ . O estudo concluiu que analisadas qualitativamente, radiografias convencionais com as digitais, com e sem manuseio das ferramentas do programa do Digora® 2.5 não foram encontradas diferenças significativas em relação à qualidade das imagens. O localizador foraminal eletrônico Joypex® 5 mostrou-se preciso e confiável no estabelecimento de um correto limite de trabalho no tratamento endodôntico e a eficiência das medidas obtidas pelo localizador foraminal e radiografias digitais foram semelhantes, o que mostrou a eficiência de ambos os métodos de odontometria.

Descritores: Radiografia Digital, Endodontia, Odontometria, Medidas.

## ABSTRACT

Borba Junior JC. **Accuracy of linear measurements in dental locator through foraminal eletronic, conventional radiography and digital.** Campo Grande; 2012. [Thesis – Graduate Program of Post – Graduation in Health and Development of Centro-Oeste from the Federal University of Mato Grosso do Sul].

Endodontic treatment success is achieved by determining the Working length through reliable and accurate methods. The objectives of this study were to compare qualitatively conventional and digital radiographs with and without manipulation from tools of the program Digora® 2.5; evaluate the accuracy "in vivo" from model of an electronic apex by SEM and compare the efficiency the measurements obtained by apex locator with the digital radiographs, which were measured from the tip of the instrument to the radiographic apex, using the tools of the Digora® 2.5. The study included six patients screened from the clinic of periodontics, Faculty of Dentistry Professor Albino Coimbra Filho (FAODO-UFMS) that had teeth with previous indication of extraction for periodontal reasons. Radiographs were taken using the paralleling technique and was selected nineteen channels, seven of these were being excluded, three because of the apical third root fracture during extraction and 4 errors during sample preparation. For the electronic measurements were performed the access cavities, proceeded to the readings at the corresponding point of the apparatus to the apical foramen. After obtaining the measure in the file was removed and subtracted 1mm from length read, the file was insert again and fixed in the root canal, after that the extraction was performed . In order to visualize the tip of the instrument set and the continuity of the canal until the apical foramen wore the apex and the distance between the tip end of the file and foramen was measured with the SEM. The images were classified as generally good and there was no difference between the conventional and digital, regardless of the use of software. Regarding the accuracy of the apex locator Joypex® 5, the device presented in the sample average of 0.87 mm and 0.42 mm standard deviation. The results of the analysis by Student's t test when comparing the averages of the three observers were considered similar, no differences between them with those obtained by scanning electron microscopy (SEM),  $p > 0.05$ . The study concluded that analyzed qualitatively, with digital radiographs with and without manipulation of the tools from the program Digora® 2.5 were not significant differences in the quality of the images. The electronic apex locator Joypex® 5 proved to be accurate and reliable in establishment of a suitable limit of working length in the endodontic treatment and efficiency of measures taken by the apex locator and digital radiographs were similar and it showed that both methods of working length were effective.

Descriptors: Digital Radiography, Endodontics, Odontometry, Measures.

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                                                                                                        |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 - Teste de homogeneidade das variâncias das três medidas.....                                                                                                                 | 81 |
| Tabela 2 - Tabela de Análise de Variância (ANOVA), de um fator das medidas 01, 02 e 03, dos três observadores.....                                                                     | 81 |
| Tabela 3 - Comparações múltiplas de Bonferroni.....                                                                                                                                    | 82 |
| Tabela 4 - Comparação das médias das medidas dos três observadores com a medida da microscopia eletrônica de varredura (MEV).....                                                      | 83 |
| Tabela 5 - Escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem convencional (ponta do instrumento + ápice).....                                                                       | 83 |
| Tabela 6 - Escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem digital (ponta do instrumento + ápice).....                                                                            | 84 |
| Tabela 7 - Escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem digital (ponta do instrumento + ápice), com manuseio das imagens.....                                                  | 85 |
| Tabela 8 - Resultados do cruzamento das variáveis “observador” e “imagem convencional” (ponta do instrumento + ápice), mostrando as células com dependência significativas.....        | 86 |
| Tabela 9 - Resultados do cruzamento das variáveis “observador” e “manuseio da imagem digital” (ponta do instrumento + ápice), mostrando as células com dependência significativas..... | 86 |
| Tabela 10 - Resultados do cruzamento das variáveis “observador” e “imagem digital”, (ponta do instrumento + ápice), mostrando as células com dependência significativas.....           | 86 |

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - A) detalhes do localizador foraminal JOYPEX 5<sup>®</sup>, (DENJOY, China), em B) display do aparelho mostrando a seqüência de leitura até a localização do forame apical..... 73
- Figura 2 - Sequência de preparo dos espécimes. Em A) Localização do forame apical; B e C) desgaste da superfície radicular apical; D) acabamento com lâmina de bisturi; E) ponta do instrumento e real saída foraminal visualizados..... 75
- Figura 3 - Distância relativa ao comprimento da ponta do instrumento a real saída foraminal no MEV. A) fotografia capturada da região apical; B) linha que foi traçada com o mouse da ponta do instrumento a saída foraminal mais próxima do canal radicular para mensuração..... 76
- Figura 4 - Leitor a laser da placa de fósforo fotoativado Digora<sup>®</sup> (Soredex)..... 77
- Figura 5 - Posicionador de radiografia do tipo RINN..... 77
- Figura 6 - Posicionador montado para tomadas radiográficas de pré-molares..... 77
- Figura 7 - Placas de fósforo foto estimulável e invólucro opaco a luz e impermeável..... 78
- Figura 8 - Aparelho de raios X Spectro 70X de frente..... 78
- Figura 9 - Digora (brilho e contraste)..... 79
- Figura 10 - Digora (relevo/3D)..... 79
- Figura 11 - Representação gráfica ilustrando escores atribuídos pelos observadores sobre a Imagem Convencional (ponta do instrumento + ápice)..... 84
- Figura 12 - Representação gráfica ilustrando escores atribuídos pelos observadores sobre a Imagem digital (ponta do instrumento + ápice)..... 84
- Figura 13 - Representação gráfica ilustrando escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem digital, com manuseio das imagens..... 85
- Figura 14 - Gráfico fatorial da variável dependente (ou explicada) a “observador” e como variáveis independentes (explicativas): imagem convencional, imagem digital e manuseio das imagens, mostrando dois agrupamentos (clusters) formados. 87

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|                     |                                       |
|---------------------|---------------------------------------|
| A                   | Ampéres (medida de corrente elétrica) |
| EDTA                | Ácido Etileno Diamino Tetra-Acético   |
| Hz                  | Hertz ou ciclos por segundo           |
| KHz                 | Kilo-Hertz ou 1000 ciclos por segundo |
| g                   | Grama                                 |
| mm                  | Milímetro                             |
| μm                  | Micrometro                            |
| S                   | Desvio Padrão                         |
| μA                  | Micro-ampéres                         |
| μV                  | Micro-volts                           |
| NaOCl               | Hipoclorito de Sódio                  |
| CDC                 | Cemento dentina canal                 |
| FA                  | Forame apical                         |
| AP                  | Ápice                                 |
| IL                  | Instrumento leitura                   |
| IAI                 | Instrumento apical inicial            |
| I                   | Instrumento                           |
| K                   | Tipo de Lima                          |
| CRT                 | Comprimento real de trabalho          |
| MEV                 | Microscópio eletrônico de varredura   |
| Bio                 | Polpa viva                            |
| Necro               | Polpa necrosada                       |
| Rx                  | Raios X                               |
| CCD                 | Dispositivo de Carga Acoplada         |
| RVG                 | Sistema Digital (Radiovisiografia)    |
| 3D                  | Terceira Dimensão                     |
| kVp                 | Kilovoltagem                          |
| seg                 | Segundo                               |
| min                 | Minuto                                |
| mAs                 | Miliamper segundo                     |
| dpi (dots per inch) | Pontos por polegada                   |

## LISTA DE SÍMBOLOS

|     |                           |
|-----|---------------------------|
| Ø   | Diâmetro dos instrumentos |
| KΩ  | Kilo Ohms                 |
| KHz | Kilohertz                 |
| X   | Vezez                     |
| Ω   | Ohms                      |
| V   | Volts                     |
| %   | Porcentagem               |
| Nº  | Número                    |
| °C  | Grau Celcius              |
| ±   | Mais ou menos             |
| ≤   | Menor ou igual            |
| ≥   | Maior ou igual            |
| °   | Grau                      |

## SUMÁRIO

|                                                                    |            |
|--------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>                                          | <b>13</b>  |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>                               | <b>17</b>  |
| 2.1 Região apical (anatomia) e limite de instrumentação.....       | 17         |
| 2.2 Aparelhos foraminais eletrônicos.....                          | 21         |
| 2.3 Evolução das imagens digitais.....                             | 36         |
| 2.4 Aplicação das imagens digitais na endodontia.....              | 55         |
| <b>3 OBJETIVOS .....</b>                                           | <b>68</b>  |
| <b>4 MATERIAL E MÉTODO .....</b>                                   | <b>69</b>  |
| 4.1. Material.....                                                 | 69         |
| 4.2 Método.....                                                    | 70         |
| 4.2.1 Seleção da Amostra.....                                      | 70         |
| 4.2.1.1 Critérios de Inclusão nas Amostras.....                    | 70         |
| 4.2.1.2 Critérios de Exclusão nas Amostras.....                    | 71         |
| 4.2.3. Seleção da técnica radiográfica convencional e digital..... | 71         |
| 4.2.4. Medida eletrônica.....                                      | 71         |
| 4.2.5. Fixação e Exodontia.....                                    | 74         |
| 4.2.6. Aferição <i>in vitro</i> das Medidas Obtidas no MEV.....    | 74         |
| 4.2.7. Tomada radiográfica convencional e digital.....             | 76         |
| 4.2.8. Análise das Medidas Radiográficas Inter Examinadores.....   | 78         |
| 4.2.9 Análise estatística.....                                     | 80         |
| <b>5 RESULTADOS .....</b>                                          | <b>81</b>  |
| <b>6 DISCUSSÃO .....</b>                                           | <b>90</b>  |
| <b>7 CONCLUSÕES .....</b>                                          | <b>104</b> |
| <b>8 REFERÊNCIAS.....</b>                                          | <b>105</b> |
| <b>ANEXO.....</b>                                                  | <b>119</b> |
| <b>APÊNDICES.....</b>                                              | <b>120</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

Com o avanço dos estudos das alterações do complexo maxilo-mandíbular, o exame radiográfico tornou-se um método auxiliar para o diagnóstico em diversas especialidades da saúde na área da odontologia. Por outro lado, sabe-se que as radiações X podem produzir efeitos biológicos deletérios ao organismo, assim, justifica-se a preocupação de pesquisadores, em reduzir ao máximo a radiação que o paciente recebe durante os exames radiográficos utilizados para diagnóstico.

O exame radiográfico deve trazer informações de excelente qualidade, com ótimo detalhe, mínima distorção e preservação da densidade e contrastes médios. Os fatores que podem interferir na imagem radiográfica final são: o aparelho de raios X, o tipo do filme, o tempo de exposição e o processamento, que devem ser sempre controlados e estudados, para minimizar a exposição das radiações ionizantes no paciente.

O filme radiográfico é o principal responsável pela redução da dose de radiação a que o paciente é submetido durante a tomada radiográfica. Utilizando-se filmes mais sensíveis, conseqüentemente, o profissional reduzirá o tempo de exposição e a quantidade de radiação produzida pelo aparelho, diminuindo na mesma proporção os efeitos biológicos nocivos ao paciente ou a si mesmo. As dificuldades verificadas na obtenção de uma radiografia, que ocorrem principalmente na câmara escura, devido à falta de instalações adequadas, padronização, descuido com as diversas etapas do processamento, desconhecimento da atividade e características das soluções.

Recentemente, com o advento da informática e o avanço dessa tecnologia aplicada à radiologia odontológica, as imagens digitais podem ser consideradas uma das áreas de maior avanço no seu desenvolvimento. Essa tecnologia encontra-se disponível no mercado, com custo cada vez menor, através de programas que acompanham determinados aparelhos e outros que são autorizados gratuitamente, devendo apenas ser feito o download diretamente da Internet. Com esse recurso pode-se avaliar as diversas áreas da imagem radiográfica, em toda extensão, produzidas digitalmente, transformando os dados numéricos da imagem original analógica em pequenos quadrados, denominados *pixel*, e a cada um deles está associado um número que representa a cor da imagem e sua posição na matriz, formando um conjunto de números que são analisados e armazenados na memória

de um computador. As imagens digitais estão associadas ao desenvolvimento dos equipamentos de informática, nos últimos anos, em especial da capacidade do processamento e armazenamento de dados cada vez maiores.

Em 2000, Haiter Neto *et al.* relataram que com o lançamento dos sistemas digitais, estudos sucederam-se no sentido de avaliar a qualidade destas imagens comparativamente às do filme radiográfico, encontrando-se trabalhos que equiparam a qualidade da imagem do filme aos sistemas CCD ou de armazenamento de fósforo, enquanto que outros estudos citam a superioridade dos sistemas digitais sobre o filme. Além da boa qualidade de imagem da radiografia digital, diversas outras vantagens podem ser citadas: redução no tempo de exposição de 50 a 80%, aquisição rápida da imagem, possibilidade de manipular a imagem por meio dos recursos digitais ajustando-a a uma tarefa específica de diagnóstico, rápida aquisição de uma ficha clínica do paciente com suas respectivas imagens; facilidade de consulta simultânea com especialistas, pela possibilidade do envio da imagem via internet, maior latitude oferecida pelos sistemas de armazenamento de fósforo e possibilidade de rapidamente ser feita uma cópia das imagens, sem a necessidade de realizar nova exposição ao paciente. A radiografia digital também apresenta desvantagens, destacando-se: o alto custo dos equipamentos e de suas manutenções quando necessárias e o reduzido tamanho da face ativa dos sensores CCD. Observaram que as vantagens acabam superando as limitações citadas, acreditando-se que com o aprimoramento dinâmico destes sistemas, dentro de certo tempo, elas poderão estar superadas. A radiografia digital apresentou-se com um grande potencial para fazer parte da rotina clínica e substituir o filme convencional nas próximas décadas.

Em estudo realizado por Pinto; Rubira, em 2000, os autores observaram que o processamento digital das imagens não aumenta o conteúdo das informações presentes na imagem, mas pode alterar significativamente o valor das informações para determinar o diagnóstico, podendo, em alguns casos, mostrar alterações arquiteturais que as radiografias convencionais não conseguem captar. Os sistemas atuais permitem mostrar até 256 tons de cinza, sendo que nos monitores apenas 64 tons de cinza são visualizados simultaneamente, quantidade essa mais que suficiente para proporcionar a realização de um diagnóstico radiográfico, mesmo porque, o olho humano é capaz de detectar apenas 26 tons de cinza.

Na especialidade da endodontia, na qual o profissional avalia o dente em conjunto, coroa dental e raiz, a odontometria é um dos fatores de maior importância para um correto tratamento. Inúmeras técnicas para determinar o comprimento real de trabalho foram descritas entre as quais compreendem: sensibilidade tátil digital, métodos radiográficos e métodos eletrônicos. Pesquisas foram e são realizadas no intuito de superar essas limitações e encontrar meios seguros, confiáveis e precisos para o profissional, na obtenção do comprometimento real de trabalho (RAMOS; BRAMANTE, 2005).

Da mesma forma, as técnicas que se utilizam das interpretações de imagens radiográficas possuem limitações resultantes de fatores como exposição do paciente à radiação ionizante, distorções, interferências anatômicas e de instrumentos utilizados durante a medição, interpretação de uma imagem bidimensional obtida de uma estrutura tridimensional e a interpretação subjetiva do operador (LAMBRIANDIS, 1985).

Ramos; Bramante, em 2009, destacaram que a partir do surgimento dos localizadores foraminais de terceira geração, tem se conseguido apreciáveis resultados na odontometria eletrônica em diferentes condições clínicas. Afirmaram que além de mais exatos, os métodos eletrônicos são mais convenientes para o paciente e operador porque diminuem a exposição do paciente à radiação ionizante, reduzem o tempo de tratamento, são mais fáceis de serem empregados em pacientes com dificuldade em abrir a boca e podem ser usados em gestantes. Por serem menos subjetivos que os métodos radiográficos, os localizadores de terceira geração apresentam melhor reprodutibilidade das medidas, quando utilizados de maneira correta. Ressaltaram ainda que localizadores de quarta geração já foram propostos, mas nenhum deles mostrou-se mais preciso que o método da razão de Kobayashi; Suda (1994).

Dependendo do ângulo empregado e a direção em que os feixes dos raios X são orientados, as imagens das estruturas dos dentes podem variar e influenciar no critério do diagnóstico final. O sucesso do tratamento endodôntico depende das medidas lineares obtidas a partir de radiografias convencionais e/ou com imagens digitais tomadas durante a odontometria e do seguimento do comprimento de trabalho determinado até a obturação final.

Esse estudo buscou analisar e comparar as imagens radiográficas convencionais e digitais utilizando os recursos disponíveis no software do Digora®

2.5, visando um resultado mais próximo do real do comprimento do dente, em comparação a um modelo de localizador foraminal eletrônico.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Região apical (anatomia) e limite de instrumentação

Green (1956) realizou estudo em 400 dentes anteriores superiores e inferiores relatando a localização e conformação anatômica da constrição apical. O autor concluiu que o forame apical possui uma forma afunilada, iniciando-se na porção externa da raiz pela parte mais larga e, terminando de 0,52 a 0,66mm para o interior do canal, com sua parte mais estreita, determinando a constrição apical.

Em 1981, Machado; Pesce realizaram um estudo *in vitro*, em 58 tratamentos endodônticos de dentes montados em manequim. Radiograficamente, as obturações coincidiram com o vértice radicular. Após, os dentes foram removidos do manequim e examinados na região do forame apical. Os resultados mostraram que 98,3% dos espécimes haviam ultrapassado o forame apical.

Dummer *et al.*, em 1984, estudaram 270 dentes extraídos de pacientes com idade desconhecida (incisivos, caninos e pré-molares), avaliaram a distância do centro do forame ao ápice radicular e, após desgaste da região apical, a distância do ápice à constrição apical. Foi utilizada uma magnificação de 20 vezes, padronizando os espécimes sempre na mesma posição de leitura. A média da distância ápice forame, incluindo todos os tipos de dentes estudados foi de 0,38mm, com a menor média para incisivos superiores de 0,23mm (valores variando de 0 a 0,67mm), e maior média para caninos inferiores, de 0,47mm (variação de 0,06 a 1,52mm). Ainda, na medida ápice forame, os pré-molares superiores e inferiores seguiram aproximadamente a média dos caninos inferiores, porém nesses dentes, foram encontradas as maiores variações entre os espécimes, de 0 a 1,93mm. Analisando a média geral da distância ápice constrição foi encontrado o valor de 0,89mm, variando individualmente nos dentes examinados de 0,07mm a 2,69mm. As variações de valores mais altos foram nos incisivos (2,6mm, de 0,07 a 2,68mm) e a menor foi encontrada nos caninos (aproximadamente 2mm, de 0,13 a 2,38mm). A média da distância ápice constrição para cada tipo de dente variou de 0,79mm nos incisivos inferiores para 0,99mm nos pré-molares inferiores. Foram encontradas quatro tipos de constrição e classificadas em: tipo A, constrição tradicional simples, com média de 1,07mm e presente em 46% da amostra; tipo B, constrição convergindo com um estreitamento muito próximo do ápice radicular com média de

0,52mm e presente em 30% da amostra; tipo C, várias constrições presentes sendo que a mais apical foi medida com média de 1,08mm e presença de 19%; tipo D, foi encontrada uma constrição que após o seu estreitamento, seguiu paralela até o forame apical, média de 1,14mm e presente em 5% da amostra. O estudo confirmou que a visão precisa da constrição é impossível durante a terapia endodôntica, mas indicou que uma combinação de métodos pode ser mais produtiva que um procedimento isolado.

Blaskovic-Subat *et al.*, em 1992, realizaram estudos utilizando de magnificação com estereomicroscópio e de radiografias, para a determinação da frequência, posição e distância média do ápice anatômico ao forame apical de 230 dentes permanentes humanos. A frequência de desvio do forame foi 76% e dependeu do tipo de dente examinado. A leitura radiográfica da amostra revelou que 57% dos canais tinham assimetria dos forames apicais, ou seja, não terminavam no ápice anatômico da raiz. O desvio mais freqüente do forame foi para distal (29%), mas sem diferenças estatisticamente significantes. A distância média entre o forame e o ápice anatômico foi 0,99 mm. A conclusão que os autores chegaram é de que o operador deve considerar o desvio do forame durante o tratamento endodôntico e, que esse desvio não é facilmente detectado na radiografia.

Em trabalho realizado por Simon (1994) para avaliar a região apical radicular e explicar a importância dessa estrutura anatômica em tratamentos de polpas vivas e necrosadas, o autor descreveu que para o termo ápice, as seguintes definições são usadas: ápice anatômico: o ponto anatômico ou morfológico que é mais distante da superfície incisal ou oclusal; ápice radiográfico: o ponto mais distante da superfície incisal ou oclusal que é visível na radiografia, esta localização e posição pode variar do ápice anatômico; forame (maior diâmetro): circunferência linear no fim do canal, onde polpa e periodonto se comunicam; constrição (menor diâmetro): a porção mais estreita do canal; junção cimento dentinária (CDC): o ponto que a dentina e cimento se encontram dentro do canal. Ressaltou a necessidade de se dilatar o canal até o instrumento nº 25, no limite ápice radiográfico, tanto em canais com polpa viva como necrosada, para então criar o batente apical na distância de 0,5 a 1,5mm do ápice radiográfico.

Em 1998, Ricucci; Langeland realizaram estudo histológico *in vivo* dos tecidos apicais e periapicais obtidos de tratamentos endodônticos vitais ou necrosados, após diferentes períodos de observação. Concluíram que os melhores

prognósticos foram aqueles onde a instrumentação e obturações homogêneas foram realizadas na constrição apical e o pior prognóstico foi encontrado quando os materiais obturadores ultrapassaram a constrição. O segundo pior resultado foi quando o limite ficou aquém, 2mm da constrição apical, associado à presença de uma instrumentação e obturação deficiente. No trabalho ressaltou-se que se a constrição apical estiver localizada a uma distância de 1 a 3mm do forame apical, sendo errôneo o limite adotado de menos de 1mm do ápice radiográfico e que quando adequada a técnica radiográfica, o conhecimento anatômico, a sensibilidade tátil e uso de localizadores apicais ajudarão na localização da constrição apical.

Ferlini Filho, em 1999 avaliou as reabsorções apicais na presença de periodontites apicais crônicas. Foram extraídos oitenta e sete dentes portadores de lesão periapical e realizado um estudo morfológico das reabsorções apicais, procurando relacionar sua identificação microscópica com a presença ou não do fenômeno na radiografia inicial de diagnóstico. Os resultados radiográficos mostraram que 63,88% da amostra não permitiu identificar reabsorção radicular. Na análise microscópica, 94,44% mostraram algum tipo de reabsorção nos processos crônicos periapicais. O estudo revelou que as radiografias convencionais não são recursos eficientes para o diagnóstico de reabsorções radiculares em estágios iniciais. Revelou que o processo de reabsorção radicular derivou da inflamação periapical, envolvendo cimento e dentina, fazendo com que houvesse a deformação do canal cementário e, em não raras situações, sua destruição total. Devido a esses fatores, o limite CDC perde a harmonia do seu contorno, tornando difícil o estabelecimento radiográfico desse importante referencial anatômico. O problema acentua-se quando a lise radicular está localizada na face vestibular ou lingual das raízes envolvidas. O autor enfatizou que tudo isso estava somado ao fato da radiografia ser um exame limitado, sendo fornecida apenas uma imagem bidimensional de uma estrutura tridimensional.

Rosa Neto *et al.*, em 2001, analisaram obturações de canais radiculares utilizando microscopia eletrônica de varredura. Concluíram que houve concordância entre os achados microscópicos e radiográficos dos casos obturados 1mm aquém, mostrando total preenchimento do canal dentinário pelo material obturador. Nos casos obturados 2mm aquém, a porcentagem foi de 60% e apenas 10% dos casos 3mm aquém. As obturações em nível radiográfico foraminial, mostraram 100% dos

casos com sobreobturações, resultando espaços vazios ou fendas entre a obturação e as paredes do forame apical.

Soares *et al.* (2005) realizaram estudos numa amostragem de 310 dentes humanos extraídos, incisivos e caninos permanentes, determinaram anatômica e radiograficamente a distância do forame principal ao extremo radiográfico desses espécimes. Os canais foram explorados até que a ponta da lima atingisse exatamente o forame apical e as radiografias foram feitas, projetadas no aumento de 100x em um anteparo milimetrado e a distância ponta da lima (forame apical) ao vértice radiográfico foi medida. Em 79,7% da amostra, independente do tipo de dente, o forame se localizou aquém do ápice radiográfico. Os valores variaram de 0 a 2,18mm. Os incisivos inferiores apresentaram os forames mais próximos do vértice radicular, com média de valor de 0,36 mm, enquanto os caninos superiores foram os mais distantes, cuja média foi de 0,45 mm, contudo, não foi encontrada diferença estatística significativa entre os grupos dentários. Diante das razões anatômicas e histológicas da região apical, os autores concluíram que o limite apical de instrumentação e obturação desses grupos dentários deveriam ser estabelecidos a uma distância aproximada de 1 mm do vértice apical radiográfico.

Williams *et al.*, em 2006, compararam, *in vivo*, as medidas estabelecidas na determinação do comprimento de trabalho pela radiografia periapical com as distâncias ponta da lima ao ápice, colhidas *in vitro* após a extração do dente. Utilizaram quinze dentes (molares, pré-molares e incisivos) com os ápices completamente formados, dos quais resultaram 26 canais analisados. Foi utilizado o aparelho Root ZX<sup>®</sup> (J Morita, Japão). Após a leitura da posição do ápice as limas foram cimentadas na cavidade de acesso para, então, proceder a tomada radiográfica com posicionador. Após as extrações, sob magnificação de 30x, as distâncias foram medidas da saída mais coronal do forame apical para a extremidade da lima. Os autores concluíram que a radiografia é um suplemento útil no estabelecimento do comprimento de trabalho, porém, duas tendências deveriam ser observadas; quando a lima parece estar passando o forame, ela está em média 1.2mm maior do que a radiografia representa e quando está aquém do forame apical, na verdade apresenta uma distância média de 0,46mm.

## 2.2 Aparelhos foraminais eletrônicos

Bramante; Berbet (1974), em um experimento *in vivo*, compararam a efetividade dos métodos de odontometria radiográfica Best, Bregman, Ingle e Bramante com o método elétrico da resistência proposto por Sunada (1958). Utilizaram 224 dentes, de 46 pacientes com indicação prévia de extração e a análise dos resultados indicou medições mais precisas do comprimento de trabalho pelo método eletrônico, em relação aos métodos de Best, Bregman, ainda que apresentassem um alto grau de variabilidade em seus valores. Os resultados com o método eletrônico foram superiores em relação aos demais observados em raízes palatinas de molares e pré-molares. Dentre as técnicas que utilizam a radiografia, a de Ingle foi a que resultou em razoáveis índices de acerto.

Em 1987, Abbott salientou problemas durante a realização e interpretação das radiografias, devido aos seguintes fatores: a radiografia ser a projeção bidimensional de um objeto tridimensional, o que leva à superposição e distorção de imagens; às variações morfológicas do sistema de canais radiculares; ao forame apical nem sempre corresponder ao ápice radiográfico; a erros durante a interpretação radiográfica pelo observador; ao tempo gasto para obtenção da imagem e ao potencial risco para a saúde do paciente e do profissional.

Yamaoka *et al.*, em 1989, demonstraram uma variação do método de medição eletrônica dos canais radiculares a partir da determinação dos valores de resistência elétrica em função de duas frequências de corrente alternada, o que possibilitaria a leitura sob condições de umidade no interior do canal. Descreveram o princípio que diferencia a mensuração do modelo Apit<sup>®</sup> (OSADA, Japão), aparelho que utiliza o método da leitura do valor relativo para determinar a variação de impedância de duas frequências de corrente elétrica alternada. Segundo o princípio relatado, a impedância no interior do canal radicular poderia ser medida utilizando-se a variação de dois valores de frequência, um de 1KHz e outro de 8KHz. A partir dessa variação, uma constante seria estabelecida no momento inicial da mensuração, procedendo-se um ajuste no aparelho, denominado “ajuste em zero”. A diferença entre os valores de impedância seria calculado. Uma vez aproximando-se da constrição apical, esse valor sofreria um decréscimo, em razão da diminuição da resistividade elétrica da região apical. Quando a diferença atingisse um valor de impedância preestabelecido, o aparelho identificaria esse ponto como sendo a

constrição apical. Os autores salientaram a possibilidade de aferição eletrônica sob condições de umidade, uma vez que, em altas frequências, a presença de líquido irrigador ou material condutor não interferem na precisão das leituras. A partir desse trabalho, estava iniciada a era dos aparelhos localizadores de terceira geração.

Olson *et al.* (1991) realizaram um estudo *in vitro* em dentes humanos para avaliar a habilidade das radiografias em determinar a localização do forame apical. A ponta de uma lima endodôntica foi posicionada no forame apical de cada canal em 117 dentes (213 canais) e em 56 dentes (92 canais) ainda dentro dos alvéolos de mandíbulas secas. Foram realizadas radiografias periapicais do paralelismo no plano vestibulo lingual de todos os dentes. O método radiográfico mostrou-se preciso em 82% dos casos. Apesar da precisão conferida pela radiografia no estudo, ressaltaram que o exame radiográfico baseia-se em uma imagem bidimensional de um objeto em três dimensões. Esse fato proporciona pouca ou nenhuma informação sobre a localização exata da saída do forame apical, principalmente quando a face da raiz, onde se encontra o forame apical, se localiza perpendicular à orientação do feixe principal dos raios X e, sendo assim, o método radiográfico deveria ser utilizado em combinação com o método eletrônico.

Mc Donald, em 1992, revisou a literatura acerca da odontometria eletrônica. Descrevendo os localizadores foraminais relatou que os primeiros aparelhos utilizavam a medida da resistência elétrica quando a lima era introduzida no interior do canal radicular e penetrava até a região apical. Um segundo conceito foi introduzido utilizando a medida da impedância no circuito formado com a lima no interior do canal radicular, nesse caso, já foi empregada a corrente alternada. Utilizando esse mesmo tipo de corrente, descreveu um terceiro conceito encontrado na literatura, o qual utiliza a razão ou diferença entre duas impedâncias. Esse princípio contornou algumas limitações que ocorriam até então, no tocante ao uso dos localizadores apicais, tornando os equipamentos mais precisos e confiáveis.

Em 1993, Christie *et al.* relataram desde o surgimento dos aparelhos eletrônicos até os aparelhos atuais de terceira geração, mostrando a evolução técnica dos mesmos. Cinco casos clínicos em que foi utilizado o Root ZX<sup>®</sup> na obtenção do comprimento de trabalho foram mostrados. As medidas foram confirmadas através de tomadas radiográficas e após obturação dos canais. Os autores concluíram que com a utilização de localizadores apicais de terceira geração (método de frequência), aumentou a segurança na instrumentação dos canais

radiculares, uma vez que permite a qualquer momento realizar uma nova medida. Eles afirmaram, também, que ao realizar eletronicamente a tomada do comprimento de trabalho é importante associar o diâmetro do instrumento ao do canal na constrição apical tão mais próximo quanto possível.

Em 1994, Kobayashi; Suda relataram que o obstáculo para o uso dos localizadores apicais seria a presença de eletrólitos no interior do canal radicular, o que pode realizar uma medida menor ou, algumas vezes, tornar impossível realizá-la. Para contornar essa dificuldade, um novo conceito de localizador apical foi desenvolvido. O novo aparelho mede a razão das duas impedâncias de correntes com duas frequências (método da impedância frequência dependente). Então, a razão entre os dois potenciais proporcionais é calculada para cada impedância. O quociente é mostrado no medidor do aparelho e representa a posição da lima no canal. No presente estudo verificou-se que o quociente foi apenas alterado na presença de eletrólitos no canal e que diminuiu consideravelmente quando a ponta da lima aproximou-se do forame apical.

Morfis *et al.* (1994) avaliaram a região apical das raízes de 38 incisivos superiores, 25 incisivos inferiores, 29 segundos pré-molares superiores, 92 primeiros e segundos pré-molares inferiores, 12 primeiros molares superiores, e 17 primeiros molares inferiores com o uso de MEV. O número e a dimensão do principal forame apical, a sua distância a partir do ápice anatômico, e a existência e dimensão de forames acessórios foram registrados, tabulados e analisados estatisticamente. Mais de um forame principal foi observado em todos os grupos, exceto, para a raiz palatina de dentes molares superiores e da raiz distal dos molares inferiores. Forames acessórios também foram observados em todos os grupos de dentes. As raízes distais dos molares inferiores tiveram o maior tamanho de forame principal (valor médio de 0,392 mm), enquanto que os pré-molares inferiores tiveram o maior forame acessório (valor médio de 0,0534mm) e a mais complicada morfologia apical. A distância dos principais forames a partir do ápice anatômico nunca ultrapassou 1 mm. Os maiores valores foram observados nos incisivos inferiores (0,978 mm), a raiz distal dos molares inferiores (0,818mm) e os pré-molares superiores (0,816mm).

Ramos; Bernardinelli (1994) estudaram, *in vitro*, a influência do diâmetro do forame apical na precisão de leitura do modelo de terceira geração Apit® (Osada, Japão). O experimento consistiu de noventa dentes uniradiculares de humanos, montados em meio de ágar salino tamponado a 1%. Os dentes foram preparados e

agrupados de acordo com a padronização do calibre do forame apical. Para conseguir a padronização, 1mm de uma lima tipo k nº 30 foi passada além do forame para o grupo de diâmetro  $\pm 0,32\text{mm}$ , k nº 50 para o grupo de diâmetro  $\pm 0,52\text{mm}$  e k nº 70 para o grupo de diâmetro  $\pm 0,72\text{mm}$ . As medições foram realizadas introduzindo-se o eletrodo da lima até a posição indicada pelo fabricante como sendo a aproximadamente 1mm aquém do ápice, correspondente a localização da agulha na marcação central do visor do aparelho. De posse das leituras, o instrumento foi fixado em posição e calculado a distância entre a ponta da lima e o forame apical, através da verificação direta (desgastando uma das paredes radiculares externas da porção apical, aferindo a medida entre a ponta do instrumento e a saída foraminal com um paquímetro). Os resultados indicaram que as leituras em dentes dos grupos de diâmetro do forame  $\pm 0,32\text{mm}$  e  $\pm 0,52\text{mm}$ , estabeleceram comprimentos médios de trabalho a 0.46mm e 0.52mm, respectivamente, não existindo diferença estatisticamente significativa nos valores obtidos pelas medições dos dois grupos. Os dentes com forames padronizados a 0,72mm, indicaram leituras médias de 1,61mm da saída do forame apical e os demais casos estudados apresentaram leituras variando entre o forame apical e 1,9mm aquém.

Em 1995, Kobayashi analisou a evolução dos métodos de medição eletrônica, delineando o desenvolvimento dessas técnicas, mostrando as vantagens e características de cada princípio de funcionamento utilizado pelos aparelhos. Algumas características sobre a técnica operatória dos aparelhos baseados na frequência (3ª geração) foi comentado, principalmente a utilização clínica do Apit® e Root ZX®. Para os casos de raízes longas, reportaram-se medições mais curtas. O autor salientou que nos casos com presença de canais laterais largos, as medidas poderão ser influenciadas, demarcando um comprimento de trabalho mais curto. Nos casos de dentes com ápices incompletamente formados, recomendou-se a técnica radiográfica, dado a impossibilidade de mensuração eletrônica.

Arora; Gulabivala (1995) afirmaram que a precisão dos localizadores apicais é afetada pela presença de eletrólitos, incluindo hipoclorito de sódio. De acordo com o fabricante de um novo localizador apical, Endex®, (Osada, Japão), esse problema foi contornado. A proposta do estudo foi testar a precisão do Endex em comparação com um localizador existente, o RCM Mark® II. O comprimento de 61 canais com vários conteúdos (polpa viva, polpa necrosada, exudato purulento, hipoclorito de

sódio e água) foram determinados *in vivo*. As limas foram cimentadas no canal no comprimento determinado pelo Endex<sup>®</sup>, os dentes foram radiografados e extraídos e foi avaliada a distância entre a ponta da lima e o forame apical. A medida do RCM Mark<sup>®</sup> II foi comparada com a medida do Endex<sup>®</sup> e da radiografia correspondente. Os resultados indicaram que a maioria dos instrumentos que correspondiam ao ápice radiográfico estavam além do forame apical, além disso, o conteúdo do canal variou o efeito para cada localizador. A média de precisão do Endex<sup>®</sup> (71,1%) foi maior que a do RCM Mark<sup>®</sup> II (43,5%) dentro de 0.5mm do forame apical. O Endex<sup>®</sup>, ao contrário do RCM Mark<sup>®</sup> II, mediu de maneira precisa na presença de hipoclorito de sódio.

Nguyen *et al.* (1996) realizaram estudos com a intenção de testar a capacidade do aparelho Root ZX<sup>®</sup> para determinar o comprimento de canais ampliados. Foram utilizados vinte e um dentes unirradiculados extraídos, após uma leitura inicial, foram alargados com instrumentos rotatórios até o calibre nº60. Terminado o preparo, foram realizadas duas medições, uma com lima de pequeno diâmetro (nº10) e outra com lima de diâmetro correspondente (nº60). Na leitura inicial e nas duas pós-preparo não apresentaram diferenças estatisticamente significante e os resultados obtidos indicaram que todas apresentaram medidas aquém do comprimento real dos elementos e que o aparelho Root ZX<sup>®</sup> foi capaz de indicar a zona de maior constrição apical, mesmo na ausência da constrição anatômica.

Pratten; Mc Donald, em 1996, utilizando dentes de cadáveres humanos, compararam a precisão e confiabilidade do método eletrônico na odontometria, com o localizador apical Endex<sup>®</sup>, ao método radiográfico na determinação do comprimento de trabalho no tratamento endodôntico. O comprimento do canal foi aferido pelo localizador apical, que de acordo com as orientações do fabricante, corresponderia a 0,5mm aquém da constrição apical, e a lima fixada ao dente com resina. Os mesmos dentes foram radiografados três vezes, variando o ângulo horizontal (orto radial, mesial e distal). Os dentes foram cuidadosamente extraídos e as radiografias foram analisadas por cinco examinadores que não sabiam o método que foi utilizado na odontometria, foram instruídos a fazer a correção, baseados na medida da ponta da lima aquém 1mm do ápice visível na radiografia. Os ápices radiculares foram desgastados e examinados microscopicamente para determinar a posição da constrição apical e os valores aferidos anotados. Os desvios das duas

medidas experimentais do ponto ideal (constricção apical) foram comparados e de acordo com os resultados, o localizador apical proferiu medidas significativamente menores e foi mais confiável do que o método radiográfico.

Shabahang *et al.* (1996) avaliaram a precisão do Root ZX<sup>®</sup>, *in vivo*, em dentes com indicação para exodontia. Os mesmos deveriam apresentar vitalidade pulpar e ausência radiográfica de lesão periapical. Foi utilizado o Root ZX<sup>®</sup> para localizar o forame de 26 dentes em que foi mantida a polpa vital. Depois da exodontia dos dentes, uma lupa foi utilizada para confirmar visualmente a relação da lima com o forame apical. O Root ZX<sup>®</sup> localizou exatamente o forame apical em 17 canais (65,4%), mais curto em 1 canal (3,8%) e além do forame em 8 canais (30,8%). Quando o erro foi 0,5mm, a variação aceita como critério clínico, o localizador apical foi satisfatório em 25 dentes, o equivalente a 96,2% dos casos.

Em 1997, Pilot; Pitts, realizaram estudos utilizando dentes anteriores e pré-molares unirradiculados que foram indicados para tratamento endodôntico. Com a determinação do comprimento do dente, uma série de limas manuais foram posicionadas de 3 mm aquém do forame até 0,5 mm além do forame. As amostras de impedância foram realizadas em cada comprimento com um processador de sinal digital em seis diferentes frequências, com cada uma das sete diferentes irrigantes ou condições do canal. No total de 5 soluções irrigadoras e coadjuvantes foram utilizados (RC prep, álcool isopropílico a 70%, EDTA a 14,45%, solução salina, hipoclorito de sódio a 5,25%), além de duas condições de canal seco, uma após o álcool isopropílico a 70% e outra após o hipoclorito de sódio a 5,25%. A maior mudança de impedância ocorreu  $\pm 0,25$  mm do forame apical. Nas diferentes frequências não foi notada diferença significativa, mas houve diferença significativa com vários irrigantes. Os autores concluíram que a condutividade dos irrigantes demonstraram menor mudança das características elétricas nos comprimentos dos irrigantes não condutivos, comprovando uma maior precisão da posição da lima em relação ao forame quando usado irrigantes não condutivos.

Vajrabhaya; Tepmongkol, em 1997, realizaram estudos para avaliar a precisão do localizador apical Root ZX<sup>®</sup> no ponto 0,0 (relativo a saída foraminal) em vinte dentes unirradiculares que tinham a extração indicada por alguma alteração ou tratamento ortodôntico. Após a realização da abertura coronária e a odontometria com o localizador apical, foi fixada a lima com resina composta e o dente extraído. Após a extração, o dente foi cortado longitudinalmente com um disco de diamante,

até tornar o instrumento visível. A distância entre a lima e o forame apical foi medida através do microscópio (x100). Os resultados mostraram que a extremidade da lima atingiu o forame apical em todos os dentes, com um sucesso de 100% dos casos.

Em 1998, Dunlap *et al.* realizaram estudos para comparar, *in vivo*, a odontometria eletrônica para localizar o ápice em dentes vitais e necrosados. Foi utilizado para a odontometria o aparelho Root ZX<sup>®</sup>. De vinte e nove dentes, obteve-se 34 limas fixadas, e a distância até a constrição apical foi medida. O Root ZX<sup>®</sup> foi preciso em 82,3% para uma distância de 0,5 mm da constrição apical. A média de distância da constrição apical foi de 0,21 mm nos dentes vitais e 0,40 mm nos dentes necrosados. Não existiu diferença estatística na capacidade do Root ZX<sup>®</sup> de determinar a constrição apical de dentes vitais e necrosados.

Em 1998, Ferreira *et al.* compararam, clinicamente, o método eletrônico utilizando o aparelho Apit<sup>®</sup> (Osada, Japão), com o método radiográfico e tela milimetrada (1mm em 1mm) na determinação do comprimento de trabalho. Foram avaliados 88 dentes, no total de 123 canais, sendo 40 dentes com polpas vivas e 48 com necrose pulpar, desses, 35 com presença de lesão periapical visível radiograficamente e 13 sem lesão visível, de pacientes que seriam submetidos a tratamento endodôntico. A radiografia inicial foi realizada com a tela milimetrada, o que permitiu determinar o comprimento aparente do dente. A seguir, no mesmo elemento dental, foi utilizado o localizador para determinar o comprimento real do dente, uma vez que a leitura se posicionou na marcação “apex” do aparelho. Nova tomada radiográfica foi executada para confirmação do comprimento do canal radicular determinado pelo aparelho. O comprimento de trabalho foi determinado recuando 1mm do comprimento real do dente obtido com auxílio da tela milimetrada e do Apit<sup>®</sup>. Uma nova radiografia foi realizada para confirmação do comprimento de trabalho. Os resultados foram concordantes em 76,47% dos casos quando se tratava de polpas vivas e, 83,64% em polpas necrosadas. O Apit mostrou-se mais eficiente que a tela milimetrada, porém apresentou problemas em canais obliterados e nos dentes com grandes reabsorções. Os autores ressaltaram que o método eletrônico de odontometria é de grande valia, pois agilizam o tratamento e diminuem o número de exposições do paciente à radiação.

Em estudos realizados por Pagavino *et al.* (1998), para testar a precisão do Root ZX<sup>®</sup>, utilizaram vinte e nove dentes vitais para localizar o forame apical. Depois da extração dos dentes, um microscópio eletrônico foi utilizado para analisar a

relação da ponta da lima com o forame. Foram divididas as amostras em dois grupos (grupo A e grupo B), sendo de acordo com a presença de um forame apical normal (longo eixo à raiz) ou de um forame lateral (desviado do longo eixo). Quando da tolerância utilizada de  $\pm 0,5$  mm, uma precisão clínica de média de 82,75% foi determinada no total da amostra. Com uma tolerância de  $\pm 1,0$  mm, foi encontrada uma precisão de 100%. Os erros de localização do ápice foram significativamente menores nos casos com forame apical normal (grupo A) do que nos casos com forame lateral (grupo B). Foi registrada no grupo A uma precisão de 100%, com nível de tolerância  $\pm 0,5$  mm.

Em 1999 Ibarrola *et al.*, avaliaram os efeitos do pré-alargamento na resposta do localizador apical Root ZX<sup>®</sup>, que é um exemplo da nova geração de localizadores apicais que identifica o término do canal através da média entre duas impedâncias elétricas. Foi realizado o estudo, *in vitro*, para determinar se o pré-alargamento do canal poderia facilitar a passagem da lima em direção ao forame apical, através da eliminação de interferências cervicais e avaliar o efeito que isso poderia ter sobre a eficiência do Root ZX<sup>®</sup>. Trinta e dois dentes foram divididos em 2 grupos. No grupo 1, o canal não foi manipulado antes do uso do localizador e serviu como controle. No grupo 2, os canais foram alargados antes do uso do localizador. As conclusões desse estudo sugeriram que o pré-alargamento do canal determinou comprimentos de trabalho mais consistentes ao atingir o forame apical, aumentando a eficácia do localizador apical Root ZX<sup>®</sup>.

Fouad; Reid (2000) realizaram um estudo com o propósito de determinar o efeito do uso do localizador apical Root ZX<sup>®</sup> no número de tomadas radiográficas ao término da obturação final. O comprimento de trabalho foi avaliado em todos os casos (36 dentes, 58 canais) usando uma radiografia pré-operatória padrão e o localizador apical. Os operadores, estudantes de pós-graduação, foram questionados sobre a posição da lima no comprimento de trabalho em uma das estimativas (eletrônica ou radiográfica: escolha aleatória) e realizada uma radiografia para o comprimento de trabalho. Nem os estudantes, nem os instrutores, sabiam do método escolhido para a estimativa. Uma vez completado o tratamento, o número total de radiografias foi contado. O total de casos com obturação aceitável (0 a 2mm aquém do ápice) ou de obturações inaceitáveis foram registrados. Uma estimativa eletrônica do comprimento de trabalho melhorou a qualidade final da obturação,

comparada à radiográfica. O número de radiografias foi menor no grupo da medida eletrônica nos dentes anteriores e pré-molares, mas não nos molares.

Saad; Al-Nazhan, em 2000, relataram que o tratamento endodôntico requer inúmeras tomadas radiográficas e preocupados em reduzir a dose de radiação a que os pacientes são expostos durante a terapia, sugeriram um novo protocolo ao tratamento. Após examinar a radiografia de diagnóstico do caso, o localizador Root ZX<sup>®</sup> foi usado para mensurar o comprimento real de trabalho, de acordo com as recomendações do fabricante. O preparo químico-mecânico foi realizado e o cone principal foi radiografado por um sistema de radiografia digital que utilizou radiação 80% menor que a radiografia convencional. Os canais foram então obturados, nova tomada radiográfica foi feita pelo mesmo sistema e os casos controlados por até 18 meses para avaliar o sucesso do tratamento. No total, 14 pacientes foram avaliados e o sucesso clínico e radiográfico foi totalmente satisfatório. Os autores concluíram que o sucesso de uma obturação pode ser avaliado por uma única exposição de radiação, utilizando a radiografia digital na comprovação do cone principal que foi travado no comprimento aferido pelo método eletrônico.

Mearez; Steiman (2002) em estudos analisaram se a presença de hipoclorito de sódio influencia a precisão do localizador apical Root ZX<sup>®</sup>. Utilizaram 40 dentes humanos extraídos montados em aparato experimental. Após a realização do acesso ideal, o comprimento de trabalho foi obtido usando o Root ZX<sup>®</sup>. O canal foi irrigado com hipoclorito de sódio a 2,125% e a medida repetida com o localizador. Antes de realizar a terceira medida, o canal foi irrigado com hipoclorito de sódio a 5,25 %. Finalmente, o dente foi removido do aparato e o comprimento real do dente medido visualmente. Não houve diferença estatística entre os grupos experimentais. Os autores concluíram que o resultado demonstrou que o Root ZX<sup>®</sup> não foi alterado na presença do hipoclorito de sódio.

Através de revisão da literatura pertinente aos localizadores, Gordon; Chandler (2004) concluíram que nenhuma técnica individualmente é totalmente satisfatória para a determinação do comprimento de trabalho endodôntico. O limite CDC, ponto indicado para o término apical do preparo e da obturação, não pode ser determinado radiograficamente. Os aparelhos mais modernos podem determinar esse ponto com precisão superior a 90%, apesar das suas limitações. A associação do conhecimento da anatomia apical, do uso prudente de radiografias e da utilização correta dos localizadores é que levará a resultados mais previsíveis.

Teixeira; Figueiredo (2004) relataram que determinados localizadores apicais eletrônicos do tipo frequência dependente empregam a corrente elétrica alternada senoidal com dois sinais de frequência diferentes entre si. A presença de substâncias eletrocondutivas no interior do canal faz com que a distância entre a ponta do instrumento e o tecido perirradicular, somada ao estreitamento apical do canal radicular, seja grande o suficiente a ponto de tornar esse meio resistivo à passagem de uma corrente elétrica alternada de baixa intensidade. Desse modo, existe uma diferença de impedância entre os dois sinais de frequência que estão sendo comparados, graças ao pequeno diâmetro apical do canal, dificultando a propagação da corrente elétrica para o tecido perirradicular. Como a dentina é um bom isolante elétrico, há um acúmulo de energia no interior do canal radicular, denominado capacitância, e quanto menor for a distância entre a ponta da lima e o tecido perirradicular, maior será a capacitância (acúmulo de energia). A impedância é inversamente proporcional a capacitância, apresentando, portanto, uma diminuição significativa com a aproximação da lima à área de constrição apical do canal. A capacitância está numa relação inversa ao diâmetro do canal. Assim, quanto menor for seu diâmetro, maior será a capacitância e, conseqüentemente, menor a impedância. Desse modo, com a impedância reduzida ao mínimo na constrição do canal radicular, o sinal de frequência com mais capacidade de propagação passa com facilidade pela zona estreita, ficando restrita a passagem do sinal de menor frequência. Quando isso ocorre, a tensão elétrica do voltímetro passa a ser baixa e a corrente aumenta.

Goldberg *et al.*, em 2005, realizaram um estudo, *in vitro*, para avaliar a precisão de três localizadores apicais eletrônicos - Propex<sup>®</sup>, Novapex<sup>®</sup> e Root ZX<sup>®</sup> para determinar o comprimento de trabalho durante o retratamento. Foram utilizados vinte dentes unirradiculares extraídos de humanos e o comprimento do canal radicular foi medido visualmente. Os dentes foram instrumentados e obturados pela técnica de condensação lateral e, posteriormente, radiografados para avaliar a obturação. Depois de conservados por sete dias a 37°C, os dentes foram desobturados até o terço médio com broca peeso, restando 4 a 5mm da região apical do canal obturado, posicionados em um tubo plástico, imersos em solução salina normal até a junção amelo-cementária, foi pingado xilol dentro do canal e introduzida uma lima tipo K nº20 acoplada ao localizador apical eletrônico. O restante da guta-percha foi removido antes da mensuração com o localizador. Os

canais foram desobturados por completo antes do display do aparelho indicar a 0,5mm do forame apical. Foi medido o comprimento da lima com a mesma régua do início e comparada com a medida anterior. Como resultado, os localizadores Propex<sup>®</sup>, Novapex<sup>®</sup> e Root ZX<sup>®</sup> foram precisos no ponto 0,5mm aquém do forame apical em 80%, 85% e 95% e no ponto 1,0mm aquém do forame apical, 90%, 95% e 100%, respectivamente.

Ramos; Bramante (2005) ressaltaram a importância do método eletrônico na odontometria, no contexto da terapia endodôntica, descreveram os requisitos básicos necessários para obtenção de uma correta medida eletrônica: treinamento do operador, exame radiográfico pré-operatório, canal radicular deve ter patência, isolamento absoluto do elemento, restaurações metálicas devem ser removidas ou aliviadas para evitar o contato com o eletrodo, solução irrigadora deve preencher apenas o canal radicular, estando a câmara pulpar vazia, remoção parcial do tecido pulpar, controle do sangramento, utilização de instrumentos compatíveis com o diâmetro anatômico do canal, bateria do aparelho com carga total e obediência à sequência técnica de cada aparelho.

Utilizando 71 raízes de molares humanos, *in vitro*, Santos, em 2005, avaliou a eficácia dos localizadores apicais Bingo<sup>®</sup> 1020, Novapex<sup>®</sup> e Root ZX<sup>®</sup> nas posições 1mm aquém do ápice e posição 0 (zero). Comparou a medida eletrônica na posição 0 com o comprimento real dos dentes e também comparou a odontometria radiográfica com a eletrônica, utilizando o Bingo<sup>®</sup> 1020, na posição 1mm aquém do ápice e na posição 0. Os dentes foram colocados em uma plataforma que teve a finalidade de mantê-los em posição com os respectivos ápices em contato com uma solução salina. As raízes foram medidas previamente, sob aumento de 2,5 vezes, ultrapassando uma lima nº 10 e nº 15 pelo forame apical, determinando assim, patência foraminal nº 15. Com o instrumento nº 20, a primeira medida eletrônica foi realizada na posição em que o localizador marcou 1mm aquém do ápice. A segunda, na posição 0. Esse procedimento foi realizado com os três localizadores, perfazendo um total de 213 medidas para cada posição (1mm e 0). O cálculo estatístico demonstrou que os localizadores não foram significativamente diferentes entre si nas medidas 1mm e 0. Também não houve diferença significativa entre as medidas dos três localizadores e a medida real do dente. Na odontometria radiográfica, considerando três avaliadores, houve diferença estatisticamente significativa em dois, em relação a odontometria eletrônica com o localizador Bingo

1020, o qual obteve maior precisão. Um outro fator importante relatado pelo pesquisador diz respeito à diferença dos pontos nos aparelhos que marcam as posições 1mm e 0, onde em termos puramente matemáticos, a diferença seria de 1mm. No entanto, considerando os três localizadores conjuntamente a mediana foi de 0,67mm.

Em 2007, Giusti *et al.* avaliaram, *in vivo*, a confiabilidade do localizador apical Bingo® 1020 (Rishom-Lezion, Israel) na obtenção da extensão longitudinal do canal radicular. Utilizaram no experimento 30 dentes unirradiculares, nos quais realizaram a odontometria eletrônica com o localizador apical Bingo e compararam com a radiografia digital direta (RVG® TROPHY, Vincennes, França). Os resultados mostraram eficiência deste localizador apical, pois 96,67% das medidas confirmadas pela radiografia digital direta, permitiram a visualização do halo radiográfico, constatando que as medidas obtidas pelo sistema de radiografia digital direta quando não coincidentes, estavam próximas às medidas oferecidas pelo localizador. O localizador apical Bingo® 1020 e o sistema digital direta RVG® TROPHY são recursos confiáveis para obtenção do comprometimento de trabalho.

Em 2007 WRBAS *et al.*, realizaram estudos para comparar a precisão de dois localizadores foraminais eletrônicos de 3ª geração o Root ZX® (J. MORITA, Japão) com o Raypex 5® (VDW, Alemanha). O experimento foi realizado *in vivo*, em vinte dentes unirradiculares os localizadores foram usados de acordo com as instruções dos fabricantes na tentativa de localizar a constrição apical. Foram realizadas duas leituras, uma com cada localizador, para o mesmo dente e, para que isso fosse possível, após a leitura, a lima foi fixada ao dente com um compósito, o qual se encaixava ao dente perfeitamente e deveria ser removido e recolocado na mesma posição quando necessário. Foram checadas novamente as leituras com os compósitos em posição, e então procedeu-se as extrações. Em seguida, janelas na altura dos 4 mm apicais dos dentes foram abertas com brocas, para então as limas com o compósito serem colocadas no dente e fotografadas no aumento de 24 vezes com o intuito de medir a distância ponta do instrumento à constrição e ao forame apical. O aparelho Root ZX® conseguiu localizar exatamente a constrição apical em 5% dos casos e o Raypex 5® em 10%. A constrição apical foi localizada dentro do limite de  $\pm 0,05$  em 75% dos casos com o Root ZX® e 80% dos casos com o Raypex 5®. Concluíram os autores que os localizadores foraminais eletrônicos testados identificaram a constrição apical numa taxa de  $\pm 0,05$  com alto grau de precisão e

que não existiram diferenças significantes entre os aparelhos, no entanto, ressaltaram que os resultados obtidos com os dois localizadores para os mesmos dentes não foram concordantes e demonstraram alta taxa de discrepâncias de 0,03 a 1,18mm.

Al-Bulushi *et al.* (2008) estudaram o efeito que o preparo químico-mecânico e material obturador residual, pós instrumentação no retratamento, tem sobre a impedância radicular. Utilizando-se de trinta dentes humanos uniradiculares, as medidas de impedância foram realizadas sobre três condições: antes e após o preparo químico-mecânico e no retratamento, depois da remoção do material obturador e no restabelecimento da patência do canal. As mensurações foram obtidas nos níveis de 0; 0,5; 1; 2; 3; 4; 5; 6; 7; 8; 9 e 10mm do término apical e também a 0,5 e 1,0 mm além do forame apical. Após o preparo dos canais e na remoção da smear layer foi utilizado a solução de EDTA 17%. Os resultados mostraram que a impedância diminui de coronal para apical em todas as condições do canal de maneira característica, com exagerada diminuição no término apical. Houve diminuição após o preparo do canal, mas obteve altos valores quando comparados com antes e após a instrumentação nos casos onde houve a remoção do material obturador. Os autores concluíram no estudo que a impedância foi influenciada pela posição corono-apical, preparo químico – mecânico e material obturador residual.

Ardeshtna *et al.* (2008) realizaram investigações em relação a impedância radicular apical e a anatomia do canal. Utilizaram 23 dentes humanos extraídos, uni e multirradiculares. Foi identificada inicialmente a anatomia apical pela aplicação de corante no ápice radicular, para estabelecer o número de forames existentes e, após a medição da impedância, a anatomia foi confirmada novamente pela aplicação do corante e clarificação da dentina. Os canais foram divididos em dois grupos; 12 tinham anatomia com somente um forame e 11 com múltiplos forames. Os autores concluíram que os valores de impedância encontrados em canais com anatomia simples (um único forame) foram significativamente maiores quando comparados aos de anatomia complexa (vários forames), demonstrando que a anatomia do canal tem um significativo efeito na impedância da região apical.

Em estudos realizados por Hassanien *et al.* (2008), relacionaram a posição da junção CDC e constrição apical em relação ao forame apical como também medir o diâmetro de vários pontos de pré-molares inferiores. A distância

média do forame apical ao limite CDC foi de 0,3mm com o diâmetro do canal de 0,32mm. Quando avaliada a distância média da constrição ao forame o valor encontrado foi de 1,2mm com diâmetro do canal de 0,22mm. A média do diâmetro do canal para distâncias de 0,5mm, 1,0mm e 1,5mm foram, respectivamente, 0,33, 0,28 e 0,05. Os autores concluíram que limite CDC e constrição apical não são o mesmo ponto, e a constrição apical esteve sempre localizada no sentido mais coronário em relação ao limite CDC.

Em 2008, Kim *et al.* realizaram trabalho para comparar, in vivo, a exatidão do comprimento de trabalho, utilizando apenas o Root-ZX<sup>®</sup> localizador eletrônico apical versus Root-ZX<sup>®</sup>, combinado com medições depois de obter o comprimento de trabalho radiográfico. O comprimento de trabalho foi determinado em canais radiculares de 25 pré-molares usando o Root-ZX<sup>®</sup> e com limas K introduzidas em suas posições. As radiografias foram realizadas e interpretadas, os comprimentos de trabalhos e as medidas foram ajustadas quando necessário. Os dentes foram extraídos para determinar a posição das limas no interior dos canais radiculares na ponta de compressão. No Root-ZX<sup>®</sup> houve uma medição apical de  $\pm 0,5\text{mm}$  em 84% das amostras (21 de 25 canais). No entanto, 96% (24 de 25 canais) foram melhores quando da combinação do Root-ZX<sup>®</sup> e as radiografias utilizadas, porém, não houve significado estatístico entre estes dois métodos. Os autores concluíram que a utilização do Root-ZX<sup>®</sup> localizador eletrônico apical combinado com as radiografias é o recomendado para a determinação do comprimento de trabalho, embora não houvesse significância estatística entre os dois grupos deste estudo.

Versiani *et al.* (2009) investigaram a precisão do Root ZX II<sup>®</sup> para estabelecer a constrição apical, com a exibição em 0.5 mm e 1 na leitura. Utilizaram setenta dentes unirradiculares que foram colocados em alginato para modelo e de modo casual distribuídos em dois grupos (35 dentes). As medidas foram realizadas após irrigação do canal com 1% NaCl, O comprimento foi estabelecido com base na lima nº 20 K-file e anexada ao aparelho, quando o indicador no mostrador atingiu a marca 0,5 (grupo I) ou 1 (grupo II) e este detectou o ápice, a lima foi fixada na posição e os dentes retirados do alginato. A região apical da raiz estava limpa até a região do forame, e a distância do forame ao ápice foi verificada, por meio de um estereomicroscópio, e comparadas as medidas. A análise estatística foi realizada usando o teste t Student com a hipótese nula fixada em 5%. A média das posições da classificação ponta do instrumento em relação ao ápice foi de  $0,23 \pm 0,39\text{mm}$  e

0,42 ± 0,45mm para os grupos I e II, respectivamente, sem diferença estatística. A precisão foi 90,5% e 83,78% para o Root ZX II<sup>®</sup>, 0,5 e 1 leitura, respectivamente. Concluíram que o contador leitura 1 reduziu o risco da sobrestimação do comprimento de trabalho.

Em 2009, Pereira realizou estudo para estabelecer o correto comprimento real de trabalho que é de fundamental importância para o êxito do tratamento endodôntico. Avaliou “*in vivo*” a precisão e confiabilidade de leitura do localizador foraminal eletrônico Quill Apex Locator<sup>®</sup> e a média da distância do ápice anatômico ao forame apical na mesma amostra. Foram triados para o estudo pacientes com indicação para extração por motivos ortodônticos e periodontais, o que resultou numa amostra de 24 canais. Os dentes foram previamente radiografados com a intenção de detectar perfurações, tratamentos endodônticos prévios e calcificações. Seguiu-se as aberturas coronárias e procederam-se as leituras no ponto correspondente do aparelho ao forame apical. Após, recuou-se 1mm para, então, fixar o instrumento e realizar a extração. Na sequência, os ápices foram desgastados, objetivando visualizar a ponta do instrumento fixado, e a continuidade do canal até o forame apical. A distância entre a extremidade final da lima e a real saída foraminal, o forame e o ápice anatômico, foram medidas com o MEV. O aparelho obteve média de 1,089mm e o teste t bicaudal revelou não haver diferenças significativas ( $p = 0,338$ ) entre os valores experimentais encontrados e o valor hipotético testado de 1mm da ponta do instrumento ao forame apical. Na distância forame apical ao ápice anatômico houve variação nas medidas dos espécimes de 0,064 a 1,24mm, com média de 0,447mm ± 0,3135. O estudo demonstrou que o localizador foraminal eletrônico Quill<sup>®</sup> foi preciso e confiável na determinação de um comprimento de trabalho aceitável no tratamento endodôntico e que o ápice não deveria ser usado como referência para o estabelecimento do comprimento de trabalho por meio de radiografias.

Em 2010 Vardasca de Oliveira *et al.*, avaliaram a precisão e a confiabilidade de dois modelos de localizadores foraminais eletrônicos de fabricação chinesa (Joypex<sup>®</sup> 5 e Root<sup>®</sup> SW), comparados ao aparelho Root ZX<sup>®</sup> II. Utilizaram quinze dentes pré-molares superiores e inferiores unirradiculares e multirradiculares obtidos no banco de dentes da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul. Após a seleção dos dentes e preparo prévio dos terços cervical e médio dos canais radiculares com brocas de Gates Glidden 2, 3 e 4, realizaram a medida do

comprimento real do dente introduzindo uma lima K#15 dentro do canal e observando a saída da ponta do instrumento no forame maior, utilizando um microscópio odontológico no aumento de 20X com iluminação média para melhor visualização. Para realização das medidas eletrônicas, utilizaram um modelo experimental que foi confeccionado de maneira que o terço cervical das raízes ficassem fixadas no recipiente plástico e os terços médio e apical dos espécimes fossem mergulhados em solução de soro fisiológico a 0,9%. Os aparelhos Root ZX<sup>®</sup> II, Joypex<sup>®</sup> 5 e Root<sup>®</sup> SW foram utilizados para determinação do comprimento de trabalho eletrônico e as medidas foram comparadas. Utilizaram os testes estatísticos de Kruskal-Wallis e de Dunn's. Os aparelhos provaram ser eficientes, não existindo nenhuma diferença estatística significativa ( $P < 0,05$ ). Mostraram-se precisos e confiáveis na determinação de um comprimento de trabalho aceitável para o tratamento endodôntico.

Em estudos realizados por Chita em 2010, avaliou *in vivo* a precisão e confiabilidade de leitura do localizador foraminal eletrônico Joypex<sup>®</sup> 5. Foram selecionados uma amostra de 14 canais de dentes e previamente radiografados com a intenção de detectar perfurações, tratamentos endodônticos prévios e calcificações. Após a seleção realizou-se as aberturas coronárias, os terços cervical e médio foram preparados e procedeu-se as leituras no ponto correspondente no display do aparelho ao forame apical e após a obtenção da medida a lima foi removida e subtraiu-se 1mm do comprimento lido em paquímetro digital para, então, fixar o instrumento e realizar a exodontia. Na seqüência realizou um desgaste em uma das paredes da região apical, objetivando visualizar a ponta do instrumento e a continuidade do canal até a real saída do forame. A distância entre a ponta da lima e a real saída foraminal foi medida com o MEV. Obteve a média das medidas de 0,87 mm ( $\pm 0,42$ mm) e no teste T para amostras independentes revelou que os dados mostraram-se semelhantes ( $p > 0,05$ ). O estudo concluiu que o localizador foraminal eletrônico Joypex<sup>®</sup> 5 demonstrou ser preciso e confiável.

## 2.3 Evolução das imagens digitais

Na radiologia odontológica, as imagens digitais podem ser consideradas uma das áreas de maior e mais rápido desenvolvimento. Essa tecnologia está disponível no mercado com o custo cada vez menor. As imagens digitais estão

associadas ao desenvolvimento dos equipamentos de informática, nos últimos anos, em especial da capacidade do processamento e armazenamento de dados.

Benn (1991) fez considerações sobre as imagens radiográficas computadorizadas. Falou sobre sua importância e o alto grau de automação para obtenção da mensuração ideal de imagem, tornando-se uma atividade simples, de fácil manipulação e reduzido custo operacional, pois, métodos de diagnóstico por imagens convencionais requerem longos períodos de tempo do operador habilitado. Portanto, indesejável para a rotina de prática geral ou de pesquisas longitudinais. A análise da imagem automatizada necessita de um computador para obter um modelo das estruturas anatômicas e suas relações espaciais na imagem. A análise da imagem radiográfica do complexo biológico é difícil, pois, ocorrem variações consideráveis de filme para filme radiográfico, além de pouco contraste apresentado pelas áreas de interesse.

Em 1991, Wenzel realizou uma revisão da literatura quanto à qualidade das imagens digitais dando ênfase especial ao registro e à manipulação dessas imagens. Segundo o estudo, a qualidade da imagem pode ser discutida sob dois aspectos: nitidez e ruído. Nitidez é definida pelo contraste e pelo fog. O contraste se refere à capacidade de a densidade óptica diferenciar as várias estruturas analisadas e o fog refere-se à penumbra no contorno dessas estruturas. Quanto ao ruído, refere-se a todos os fatores que podem interferir no sinal captado, tais como estruturas de fundo ou a receptores manchados ou sujos. Esse trabalho permitiu concluir que a resolução espacial das radiografias digitais é determinada pelo número de pixels por milímetro. Os experimentos laboratoriais demonstraram que uma matriz com resolução de 512 X 512 pixels e 256 tons de cinza é suficiente para o processo de diagnóstico por meio de uma radiografia digital. A intensificação do contraste e a utilização de filtros que realçam os limites das estruturas e diminuem a penumbra são capazes de melhorar a qualidade da imagem, favorecendo assim o processo de diagnóstico. A autora concluiu também, que o tempo de experiência e treinamento dos manipuladores e observadores das imagens digitais são fundamentais para a manutenção da qualidade desses exames.

Brägger (1992) relatou que a conversão da radiografia dental para um formato digital permite a aplicação de "software" de processamento de imagem, direcionando melhor a percepção da presença, ausência ou mudanças dos processos patológicos. O processamento da imagem digital é uma técnica sensível

para avaliar corretamente o resultado do tratamento, pelas amostragens dos níveis de cinza, e as mudanças na densidade podem ser enfatizadas.

Gröndahl (1992) disse que a história médica é repleta de tecnologias que desaparecem rapidamente. Muitas tecnologias foram desenvolvidas e poucas aceitas, porém deveriam ser avaliadas no futuro. Os sistemas básicos que utilizam filmes servem para detectar, armazenar e apresentar informações. Nos sistemas em que não se usam filmes, estas funções são servidas por três unidades: sensor digital, computador e monitor. Os sistemas digitais eliminaram o processamento na câmara escura, produzindo uma imagem radiográfica de alta qualidade, com uma dose de radiação reduzida.

Para Brooks; Miles (1993) a imagem radiográfica de um filme convencional pode ser convertida para um sinal digital. A imagem é dividida dentro de uma matriz por pixels em tamanho uniforme e cada qual, sendo assinalado por uma escala de valores de cinza baseado na densidade óptica e este valor é armazenado no computador. O tamanho da matriz e a escala cinza podem ser escolhidos pelo operador, baseados no diagnóstico do trabalho conduzido. O tamanho da matriz e a variação da escala de cinza são 256 x 256 ou 512 x 512 pixels ou 256 níveis de cinza. Uma vez a imagem estando no computador, várias operações podem ser feitas dependendo do programa. Uma das operações mais usadas é a comparação de imagens chamadas de subtração digital. O computador pode comparar duas imagens pixel por pixel e mostrar a diferença de densidade na nova imagem.

Em estudos realizados por Cowen *et al.* (1993), sobre a radiografia digitalizada utilizando uma placa óptica contendo fósforo foto estimulado, observou-se que a tecnologia de escolha para aquisição da imagem da radiografia clássica é muito promissora. Avaliações de tópicos, como a função dos sistemas auto leitor, a confiabilidade na reprodução da imagem, a quantidade de exposição de radiação e a qualidade física da imagem foram observadas.

Em estudos realizados por Watanabe *et al.* (1994) fizeram considerações sobre o estado atual da arte da imagem digital em odontologia. Citaram como vantagens principais das imagens digitais: o armazenamento em disquetes e/ou discos rígidos, a organização na forma de arquivos de fácil acesso no computador, as possibilidades de manipulação e as facilidades de transmissão a qualquer localidade do mundo por meio de modem. Observaram que, no filme radiográfico convencional, a qualidade de imagem somente é determinada após o término do

processamento químico, ao contrário da imagem digital, que pode ser interativamente manipulada após a aquisição da imagem. Todos os fatores que definem a qualidade da imagem, como contraste, ruído (noise) e resolução, podem ser digitalmente alterados. Segundo os autores, a era da imagem digital na odontologia veio para ficar, com definitivas vantagens, como a racionalização dos procedimentos radiográficos rotineiros, eliminando o filme e o processamento químico/úmido o que, colabora com a preservação do meio ambiente. Mas, a grande vantagem ainda é atribuída à grande redução da exposição à radiação do paciente, do pessoal auxiliar e dos profissionais, sem perda de qualidade de imagem. Citaram ainda a grande capacidade de manipulação da imagem, baseada nos requisitos diagnósticos para cada área, mesmo em imagens subexpostas.

Em 1995, Luostarinen *et al.* realizaram estudos para comparar as radiografias convencionais com as das placas de imagem (fósforo estimulado) intrabuciais para avaliar a capacidade de diagnosticar lesões periapicais. Utilizaram filmes intrabuciais Ektaspeed<sup>®</sup>, para obter a imagem convencional e as radiografias digitais obtidas por placas de imagem e lidas pelo sistema Digora<sup>®</sup>. Concluíram que o tamanho do pixel do Digora<sup>®</sup> apresenta resolução espacial suficiente para detecção das lesões periapicais.

Com o sistema da imagem digital introduzido na odontologia no final dos anos 80, substituindo o filme radiográfico por um sensor, houve redução, mas o paciente continua exposto à radiação. No entanto, o resultado da imagem obtida podia ser mostrado instantaneamente na tela do computador, ser manipulada, armazenada e transmitida (MC DONNELL, 1995).

Em 1995, Wenzel; Gröndahl relataram que a tecnologia vem se desenvolvendo rapidamente. A radiografia odontológica convencional está sendo surpreendida por uma revolução no campo da radiologia digital. Nos últimos anos, a ênfase vem sendo dada à radiografia digital indireta, envolvendo a conversão de um filme radiográfico convencional em uma imagem digital. Este estágio tem sido útil na pesquisa e desenvolvimento da radiografia digital nos diversos setores da odontologia, colocando em evidência as vantagens e desvantagens dos sistemas de obtenção de imagens diretas em relação às indiretas e aos filmes convencionais. Estas imagens podem ser manipuladas, intensificadas, armazenadas e exportadas para informação e outros propósitos, fazendo delas um grande potencial de uso, além dos benefícios clínicos diretos e diagnósticos.

A imagem digital é um processo no qual a luz transmitida para uma imagem previamente registrada ou um feixe de raios X é convertido dentro de um sinal eletrônico, primeiro em análogo e, depois, na forma digital. A aquisição, armazenamento, recuperação e amostra desta imagem são possíveis e controlados por um computador. A coleta e a conversão dos raios X dentro de uma imagem computadorizada são definidas como imagem digital direta. Existem dois tipos de sistemas de imagem digital, o Sens-A-Ray® (Regan Medical Systems AB, Sunsvall, Suécia) e a Radiovisiografia® ou RVG (Trophy Radiologie, Vincennes, França), unidades usadas para radiografias intrabucais. Similarmente, a conversão de uma imagem registrada previamente dentro da forma digital é chamada imagem digital indireta. Neste processo, a imagem digital pode ser em um ou vários formatos: uma radiografia, uma fotografia em preto e branco de uma radiografia, ou um slide de 35mm. A imagem é, então, escaneada para dentro de um computador, processada e mostrada num monitor. Uma vez a imagem digitalizada, mesmo direta ou indiretamente, pode ser armazenada, manipulada e produzida dentro de um ou de vários meios: disco rígido, CD ROM, dispositivo de carga acoplado (CCD), fotografia ou slide 35 mm. Na odontologia, a imagem digital indireta é usada em análise cefalométrica. Como resultado, a qualidade completa da imagem digital não pode ser maior do que aquela fornecida pela radiografia. A vantagem da imagem digital é que ela pode ser manipulada e mostrada diretamente para o observador com a área de interesse particular (BOURGEOIS *et al.*, 1995).

Ellwood *et al.* (1997) concluíram um estudo sobre o novo sistema Digora®, que usa placa de imagem para obter a radiografia digital direta por um processo conhecido como foto estimulação fósforo-luminescente. A cobertura da placa de imagem tem a propriedade similar às placas intensificadoras dos sistemas convencionais, não emitindo toda a energia de radiação captada em forma de luz, que fica guardada dentro da placa. A energia estimulada pode ser liberada por foto estimulação a laser. A placa de imagem pode ser lida quando introduzida na leitora conectada a um computador, onde uma varredura a laser da superfície e da quantidade de luz emitida das diferentes partes da placa de imagem, torna-se detectável e o sinal gerado pelo detector converte-se em imagem digital. A placa tem 1,7mm de espessura, a área ativada da placa maior tem 30x40mm, representada por 416 x 560 pixels, promovendo uma resolução espacial de 71 x 71 micrometros. Como cada pixel pode ter 256 tons de cinza (8 bits), trabalhos anteriores

demonstraram uma resolução limite entre 6,3 e 7,1 pares de linhas/mm. A redução da dosagem de raios X é de 50 a 80% quando comparada ao filme convencional. A maior vantagem está na captura direta de imagem na forma digitalizada, sendo desnecessária a manipulação indireta dos filmes convencionais computadorizados.

Farman *et al.* (1998) estudaram porque as lesões periapicais tornavam-se evidentes radiograficamente quando a cortical óssea é perdida. Compararam a eficácia da imagem digital com a analógica para medida das dimensões mesiodistal e vertical das lesões periapicais em pacientes que requerem cirurgia apical. Examinadores avaliaram as dimensões de 28 lesões com uma régua milimetrada das imagens obtidas dos filmes intrabucais Ektaspeed Plus® e o Sistema Visualix-2®. Concluíram que as imagens obtidas com o Visualix-2® são preferíveis às radiografias convencionais para a medida das dimensões das lesões periapicais.

Borg *et al.* (2000) compararam dois sistemas de imagem digital à base de placas de fósforo, o Digora® e o DenOptix®, no que concerne às suas características físicas fundamentais. Quando os dois sistemas são comparados, em baixas exposições, utilizando suas respectivas regulagens indicadas como padrão, o desempenho do DenOptix® é melhor que o Digora®. O DenOptix® apresenta uma melhor dose-resposta, um maior índice de contraste e uma maior taxa de função de transferência de modulação (descrição matemática da habilidade de um sistema de imagem de reproduzir as frequências espaciais em um objeto, bem como uma medida geral do contraste, nitidez e resolução), mas também apresenta um ruído maior. Embora tenha produzido maior contraste de imagens em doses menores, isto produz uma distorção na relação quantitativa. Tais distorções podem acarretar sobre ou subdiagnósticos em uma situação clínica. O Sistema Digora® produz resultados semelhantes aos apresentados pelo DenOptix®, só que com maiores doses de radiação. Melhoras no desempenho do Digora®, em baixas doses de radiação, podem ser obtidas pela aplicação de realce nos níveis de cinza por meio do uso do programa de processamento da mesma.

O Digora® é um sistema digital de armazenamento de fósforo que possui um tamanho de placa óptica similar ao do filme radiográfico convencional, sendo de fundamental importância para especialidades como cirurgia, radiologia e periodontia, nas quais a exibição da imagem, abrangendo uma área maior, se faz necessária. Essas placas ópticas podem ser colocadas em qualquer região da boca, permitindo, até, o uso de suporte posicionador. No Digora®, o tempo de leitura é de 25

segundos; portanto, há um fornecimento de imagem muito mais rápido e econômico, pois são dispensados a câmara escura, tanques e soluções. Comparativamente aos filmes convencionais, os sistemas digitais apresentam maior sensibilidade aos raios X, chegando a uma redução da dose de exposição de 50% ou mais, dependendo da área a ser radiografada (OLIVEIRA *et al.*, 2000).

Estudo realizado por Van Der Stelt (2000) mostrou como digitalizar uma imagem e torná-la uma matriz, que significa transformá-la em dados numéricos e colocá-los na memória de um computador. Uma imagem digital de boa qualidade é formada de centenas de milhares de *pixels*, cada um deles contendo um número com a informação da cor daquele ponto na imagem. Deste modo, o número de tons de cinza disponíveis no sistema digital determina a densidade da imagem e, em geral, o padrão para a radiografia ínterabucal é a digitalização da imagem em 256 tons de cinza, onde o valor 0 (zero) representa o preto e o valor 255, representa o branco. Os demais tons de cinza estão entre os dois valores. A imagem pode ser capturada de uma radiografia convencional por meio de um *scanner* ou "mesa digitalizadora" de alta definição, composto de um leitor de transparência, incidindo uma luz através da imagem, permitindo assim a digitalização e, em seguida, esta imagem é enviada a um computador onde pode ser visível em um monitor e analisada ou modificada por programas apropriados.

Em 2001, Boscolo *et al.* estudaram subjetivamente a qualidade da imagem de dois sistemas digitais CCD, de um sistema digital de armazenamento de fósforo, do filme digitalizado e do filme E-speed. Cinco foram os objetos de análise, que foram radiografados com 50, 60 e 70 kVp e tempos de exposição de 0,08; 0,13; 0,2; 0,4 e 0,8 s. Visando uma maior fidelidade dos resultados, foram efetuadas medidas no aparelho de raios X empregado para avaliar a relação entre tempo de exposição versus dose, tendo este apresentado uma boa reprodutibilidade nas respostas. Foram seis os avaliadores que analisaram 375 imagens utilizando uma escala de classificação de 0 a 4. Os resultados mostraram diferentes respostas entre os vários grupos de exposição empregados. Foi possível concluir que todos os sistemas estudados, excetuando o Sens-A-Ray<sup>®</sup>, possuem condições de oferecer imagens em condições ideais de diagnósticos, desde que respeitadas suas latitudes.

Aproximadamente 12% dos dentistas, de um total de 7000, utilizam radiografias digitais diretas (CCD) ou semidiretas (placa de fósforo) em seus consultórios. Frente a esses, Berkhout *et al.* (2002) enviaram, por e-mail, um

questionário para verificarem a opinião dos profissionais quanto às vantagens e desvantagens, características e modelo do sistema digital empregado, em quais condições esses profissionais faziam uso desses sistemas, grau de dificuldade e/ou facilidade no emprego de sistemas digitais, qual a faixa etária desses profissionais e se utilizavam radiografias digitais e/ou convencionais. Dos 578 questionários enviados, 424 foram respondidos e os resultados encontrados foram: 18% utilizam radiografias convencionais; 55% empregam placas de fósforo e 27% os CCD. Emprego de radiografias digitais quanto à faixa etária: 14% entre 25 e 34 anos, 33% entre 35 e 44, 37% entre 45 e 54, e 16% entre 55 e 64 anos. Motivos pelos quais não utilizavam sistemas digitais: 50% devido ao alto custo, 13% por não acreditarem nos seus benefícios, 12% porque acharam que a imagem é pobre em qualidade, 4% por acreditarem ser muito complexa a sua utilização, 16% por outras razões e 5% porque pretendiam adquirir futuramente. Grau de dificuldade e/ou facilidade para o emprego dos sistemas digitais: os profissionais disseram ser bastante fácil preparar os sensores para sua utilização, bem como o seu escaneamento ou processamento, manutenção do sistema e arquivamento das imagens; quanto ao posicionamento nas regiões de molares e pré-molares os dentistas acharam fácil, assim como para a realização do diagnóstico; e quanto à utilização em crianças, os profissionais não observaram diferença entre os sistemas digitais ou filmes convencionais. Quanto ao tamanho dos sensores ou filmes: 35% utilizaram películas de fósforo de um único tamanho e 65% usaram sensores de diferentes tamanhos; 80% usavam somente um tamanho de sensor CCD e apenas 20% utilizavam outros tamanhos; 50% usavam filmes convencionais de um único tamanho e 50% variam o tamanho do filme de acordo com a necessidade. Frequência de acerto da tomada radiográfica quanto à área de interesse: 50% sempre acertaram com películas de fósforo, 48% quando utilizavam CCD e 38% quando usavam filmes convencionais, 30% disseram acertar muitas vezes quando utilizam qualquer um dos sensores digitais ou filmes convencionais, 10% responderam que acertam, às vezes, quando empregam sistemas digitais ou filmes e 20% responderam que nunca acertam com filmes convencionais e 10% com nenhum dos sensores.

Sarmiento *et al.*, em 2002, relataram que as radiografias digitalizadas com uma maior amplitude dinâmica parecem ser preferíveis para interpretação. Este estudo teve por objetivo testar variáveis físicas do processo de digitalização de radiografias, para que imagens com melhor qualidade possam ser obtidas.

Avaliando dois diferentes tempos de exposição na aquisição de radiografias convencionais e diferentes tamanhos de captura dessas radiografias por um scanner, puderam concluir que um tempo de exposição mais alto e uma maior ampliação produziram imagens digitalizadas de maior amplitude dinâmica.

Em estudos realizados por Castilho *et al.*, em 2003, relataram que o início do uso de imagens digitalizadas em radiologia odontológica data da década de 80 e são inegáveis as vantagens dessa tecnologia em relação ao método convencional. A redução das doses de radiação utilizadas, eliminação do processamento químico, visualização instantânea da imagem em meios rígidos, a transmissão dos dados via modem e a possibilidade de manipulação das imagens, alterando suas características, transformam esta modalidade em um instrumento muito útil em radiologia odontológica. Em contrapartida, os avanços tecnológicos devem resolver problemas como o alto custo do equipamento, o espaço para armazenamento, o volume, a rigidez e a área de abrangência dos sensores, a não padronização dos computadores e sistema de impressão abaixo da ideal. Atualmente, o maior uso e divulgação da radiografia digitalizada ocorre nas escolas de odontologia espalhadas pelo mundo, porém com o aumento no número de fabricantes desses sistemas e, conseqüentemente, com a diminuição de custos, haverá maior difusão da tecnologia entre os colegas cirurgiões-dentistas.

Costa *et al.* (2003) realizaram uma pesquisa com o objetivo de comparar os valores dos níveis de cinza dos tecidos dentários obtidos por dois programas de computador, o Digora<sup>®</sup> for Windows 1.5.1 (Soredex, Heisinki, Finlândia) e Agfa Fotolook<sup>®</sup> 3.08 (Agfa Gevaert, Mortsei, Bélgica). Foram expostas cem radiografias periapicais, utilizando-se 67 kVp e 3,2 mAs, para produzir uma imagem com densidade diagnóstica (2.0 unidades de densidade ótica em dentina). As imagens foram registradas utilizando-se o filme Insight<sup>®</sup> (Kodak, Rochester, NY, EUA). Um scanner Snapscan<sup>®</sup> 1236 (Agfa Gevaert, Mortsei, Bélgica) foi usado para digitalizar todas as imagens com 300 dpi e 8 bits (256 níveis de cinza). As imagens foram salvas em arquivos JPEG sem compressão. As imagens digitalizadas foram exportadas para os programas Digora<sup>®</sup> e Fotolook<sup>®</sup> e os valores dos níveis de cinza para esmalte, dentina e polpa registrados. Os resultados demonstraram maiores valores de níveis de cinza para esmalte, dentina e polpa utilizando-se o programa Fotolook<sup>®</sup>. Entretanto, estes valores que diferiam em apenas 1 por cento não foram estatisticamente diferentes daqueles obtidos da mesma área utilizando-se o

programa Digora<sup>®</sup>. O teste de correlação de Pearson foi positivo para esmalte ( $r=0,97$ ), dentina ( $r=0,79$ ) e polpa ( $r=0,96$ ) e a análise de regressão linear demonstrou correlação direta ( $r=0,97$ ) entre estes valores obtidos utilizando-se os programas Digora<sup>®</sup> e Fotolook<sup>®</sup>. Concluíram que tanto o uso do programa específico Digora<sup>®</sup> para odontologia quanto o genérico Fotolook<sup>®</sup> apresentaram resultados similares quanto aos valores dos níveis de cinza para as áreas das imagens digitalizadas. Isto não significa que estes valores possam ser encontrados utilizando-se outros programas genéricos e estudos com cada programa deveriam ser implementados.

Falcão *et al.* (2003) afirmaram que a aplicação da informática em odontologia tem o máximo de importância na radiologia, notadamente na obtenção e formação de imagens digitais ou digitalizadas. Estas, dada a possibilidade de manipulação, ficam sujeitas a riscos quanto às ilicitudes dos procedimentos intentados e seus fins. Impõe-se assim, portanto, a necessidade imediata de legislação específica que assegure a manipulação eletrônica de imagens, respeitando-se seus limites e aplicações, em benefício da justiça e da sociedade.

Zenóbio; Silva (2003) disseram que a crescente utilização de radiografias para diagnóstico nos últimos anos, face ao não desenvolvimento tecnológico dos equipamentos médicos, tornou-se a fonte de radiação ionizante artificial mais comum a que o homem é exposto. Tendo em vista uma tendência mundial, relataram uma grande preocupação com a redução da dose de radiação a que se expõem os indivíduos envolvidos com a radiologia diagnóstica. Este estudo definiu, as responsabilidades, estabeleceu parâmetros e ações decorrentes das práticas com raios X para diagnóstico odontológico.

Cruz *et al.*, em 2004, apresentaram as características dos principais sistemas de captação de imagem e sua indicação em diagnóstico, baseado em trabalhos de diversos autores. Disseram que a radiografia digital é um método seguro, de fácil execução, capaz de proporcionar imagens com menor tempo de exposição. Que as principais vantagens consistem na diminuição da dose de exposição, eliminação do processo químico de revelação e na possibilidade de manipulação das imagens. A correção do contraste, brilho e a verificação de densidade óptica são alternativas viáveis com a aplicação de softwares específicos para o tratamento das imagens. Disseram ainda que uso de subtração radiográfica digital possibilita o estudo e acompanhamento da evolução das lesões ósseas, a

partir de imagens digitais obtidas de forma padronizada em diferentes períodos de tempo. E que todas estas vantagens permitem melhorar a precisão do diagnóstico e esses sistemas também apresentam desvantagens como o alto custo dos equipamentos, tornando-os restritos à utilização em centros de pesquisa, entretanto, com o avanço tecnológico espera-se que esse transtorno seja superado e os sistemas digitais se tornem acessíveis aos profissionais da área.

Para Mupparapu; Arora, em 2004, a transição de filme radiográfico para sistemas digitais tem acontecido a um passo mais rápido nos campos de ortodontia, cirurgia oral, endodontia, periodontia e outras especialidades onde as imagens de radiografias (periapical, interproximal, panorâmica e cefalométricas) vêm sendo digitalmente adquiridas e armazenadas localmente dentro de um servidor. Uma revisão da literatura mostrou que o desempenho diagnóstico da radiografia digital é pelo menos comparável ou até melhor que da radiografia convencional. Semelhantemente, outras ferramentas de diagnóstico digitais como detectores de cáries, software de análises cefalométricas e scanners digitais eram por muitos anos usados para o diagnóstico e tratamento. Como em qualquer tecnologia emergente, há preocupações que deveriam ser vistas antes de se adaptar o ambiente sem os filmes radiográficos.

Sarmiento *et al.*, em 2004, avaliaram a aparência de uma imagem radiográfica digitalizada, que é de extrema importância para uma correta interpretação e, conseqüentemente, um efetivo diagnóstico. Sabendo-se que são vários os fatores que podem influenciar a qualidade de uma imagem digitalizada, variáveis aplicadas durante o processo de digitalização precisam ser analisadas a fim de que possíveis interferências negativas sejam eliminadas. Alguns desses parâmetros incluem a resolução espacial, o alcance dinâmico e a presença e magnitude do ruído. A repercussão do ruído fotônico em imagens digitalizadas foi avaliada experimentalmente, expondo-se filmes radiográficos de forma padronizada e alterando se apenas o intervalo de tempo entre as exposições subsequentes ao feixe de radiação X. Assim, foram radiografados três grupos de filmes, sendo que no grupo 1, o tempo de intervalo entre os disparos foi de 20s, nos grupos 2 e 3, o intervalo entre as exposições foi de 5min (sendo que no grupo 3 foi empregado o simulador de tecidos moles). Após o processamento com soluções químicas as radiografias foram digitalizadas e a média e os valores máximo e mínimo dos níveis de cinza (NC) de seus histogramas obtidos. Os resultados revelaram haver diferença

na média de NC e alcance dinâmico entre as radiografias de cada grupo e entre os grupos. Essa oscilação deve-se provavelmente à própria heterogeneidade dos ftons de raios X, uma vez que todas as demais variáveis foram controladas.

Em 2004, Westphalen *et al.* realizaram estudos com a finalidade de avaliar e comparar, *in vitro*, a eficácia dos métodos radiográficos convencional (filmes de grupos de sensibilidade E/F Kodak Insight) e digital (Sistema Gnatus DRS®) no diagnóstico de cavidades, simulando reabsorções radiculares externas, em dentes contidos em mandíbulas humanas secas com músculo bovino simulando o tecido mole. As variáveis consideradas foram: tamanhos das cavidades e examinadores envolvidos. Foram utilizadas nove unidades de cada grupo dentário, incisivos (central e lateral), caninos, pré-molares e molares, sem lesões periapicais, os quais foram radiografados inicialmente, em três tomadas periapicais (orto, mesio e distorradial), pelos métodos radiográficos convencional e digital. Extraíram-se os dentes com o auxílio de fórceps e as cavidades de reabsorção foram confeccionadas com brocas cilíndricas DORMER® - HSS - Aço rápido, de 0,7 e 1,0mm de diâmetro, nas profundidades 0,7 e 1,0mm, para simular cavidades pequenas e médias, respectivamente, e distribuídas nos terços radiculares, cervical, médio e apical, e nas faces, vestibular, mesial e distal. Após a realização das cavidades, os dentes eram reposicionados nos alvéolos e, então, radiografados novamente pelos métodos convencional e digital, sendo esses passos comuns a ambos os diâmetros e profundidades das cavidades. As radiografias convencionais e digitais foram avaliadas por três cirurgiões-dentistas, sendo um radiologista, um endodontista e um clínico geral. Os resultados da investigação mostraram que pelo método radiográfico digital o número de cavidades observadas foi maior do que pelo convencional, tanto para as cavidades pequenas ( $p<0,05$ ), quanto para as médias ( $p<0,05$ ).

Cunha *et al.*, em 2005, investigaram o desempenho de radiografias no diagnóstico de diferentes estágios de perda óssea digitalmente simulada. Para tanto, selecionaram a partir de radiografias de arquivo, trinta ápices dentários de pré-molares e molares inferiores, sem radioluscências. As radiografias foram digitalizadas no modo de 8 bits, 256 tons de cinza, 300 dpi e armazenadas no formato JPEG 12. Nas imagens iniciais (originais) os sítios apicais selecionados foram demarcados por um quadrado. Essas imagens foram digitalmente reproduzidas sete vezes e numeradas em ordem crescente formando oito conjuntos.

A perda óssea foi digitalmente simulada na região apical com as ferramentas lápis (modelo mecânico) e spray (modelo químico), com tinta preta, em intensidade de 3%, 5% e 8% (leve, moderada e severa, respectivamente). Separadamente, os pares de imagens (inicial e experimental) e as subtrações desses pares foram avaliados por três observadores, com repetição de 20 por cento dos casos. O coeficiente de correlação de Spearman e o teste não paramétrico de Wilcoxon mostraram uma boa concordância entre a primeira e a segunda medida para os dois modelos, com exceção de um observador. Pela análise das curvas ROC ( $p > 0,05$ ) observou-se diferença significativa entre os métodos para ambos os modelos nas intensidades de 3% e 5%, não havendo diferença significativa para a intensidade de 8%. A subtração digital qualitativa mostrou um desempenho significativamente melhor do que a avaliação de pares de radiografias para ambos os modelos de reabsorção simulada na intensidade leve e moderada.

Girondi (2005) relatou em estudos que o desenvolvimento tecnológico busca fatores que possibilitem uma menor exposição do paciente e profissional aos raios ionizantes, maior agilidade no atendimento ao paciente e maior auxílio no desenvolvimento do diagnóstico final. Assim, a associação entre informática e radiologia básica, traduzidas como radiologia digital, fez-se conseguir os fatores buscados. Uma das ferramentas dos sistemas digitais é a calibração prévia às medidas. Com essas observações avaliou-se ferramentas de três sistemas de radiografias digitais, objetivando validar e comprovar sua eficácia nas metodologias dos trabalhos presentes e futuros. Para tanto utilizou-se 20 dentes humanos secos, provindos do banco de dentes permanentes da FOU SP, os quais foram radiografados com o auxílio de três sistemas de radiografia digital, direto e semi direto (Digora<sup>®</sup>, RVG<sup>®</sup> Trophy e Visualix<sup>®</sup>). O padrão ouro das medidas dos dentes foi a verificação das dimensões dos dentes por meio de um paquímetro digital e, posteriormente, comparados os seus padrões de medidas com os softwares dos respectivos sistemas. Os resultados foram analisados estatisticamente pelo ANOVA (métodos de Tukey e Dunnett), chegando às seguintes conclusões: existe diferença significativa entre os aparelhos ( $p < 0,001$ ) e na média das medidas obtidas houve diferença significativa ( $p < 0,001$ ), sendo a do aparelho Digora<sup>®</sup> menor que as médias obtidas com os aparelhos das marcas Visualix<sup>®</sup> e RVG<sup>®</sup>. Considerando-se o padrão A e o B de calibragem, não houve diferença estatística significativa entre os avaliadores, considerando-se a calibragem sem padrão, um dos avaliadores obteve

média mais elevada que os demais no caso das medidas realizadas com o aparelho Digora<sup>®</sup>, porém este fato não se repetiu quando da utilização dos outros aparelhos. Comparando-se as medidas de referência (paquímetro) observou-se que mais uma vez o aparelho Digora<sup>®</sup> (padrão A, padrão B e sem padrão) apresentou diferença significativa com os aparelhos das marcas Visualix<sup>®</sup> e RVG<sup>®</sup>.

Em estudos realizados por Licks *et al.*, em 2005, avaliaram se a manipulação temporária de imagens digitais armazenadas no formato JPEG altera a sua densidade óptica. Vinte e seis radiografias periapicais de arquivo foram digitalizadas por um scanner, armazenadas no formato JPEG e digitalmente reproduzidas três vezes. Um dos conjuntos não sofreu alterações e foi denominado JPEGd. Nos demais, as imagens foram importadas para o programa Adobe Photoshop e submetidas a uma ou duas alterações, as quais foram desfeitas, sendo salvas, constituindo os conjuntos JPEG1a e JPEG2a, respectivamente. O programa ImageLab foi utilizado para a subtração digital dos seguintes pares de imagens: JPEG x JPEGd; JPEG x JPEG1a e JPEG x JPEG2a. Foram obtidos os valores médios de densidade óptica, bem como o desvio-padrão de cada imagem. Em todas elas o valor médio foi 128, contudo, observaram variabilidade quanto ao desvio-padrão. Os desvios-padrão médios (0,50, 1,47 e 1,50, para JPEGd, JPEG1a e JPEG2a, respectivamente) de cada grupo foram submetidos à análise de variância, utilizando o delineamento em blocos casualizados, complementada pelo teste de comparações múltiplas dunnet T3. Foram encontradas diferenças significativas nos valores de desvio-padrão entre os grupos JPEGxJPEGd e JPEGxJPEG1a/JPEGxJPEG2a. Concluíram que a manipulação de arquivos JPEG não interfere no valor médio de densidade óptica, contudo leva ao aumento do seu desvio-padrão, o que pode interferir nos estudos dessa natureza.

Zamperini *et al.* (2005) analisaram imagens radiográficas digitalizadas sob diferentes níveis de compressão, comparando luz artificial ausente e luz fluorescente acesa. Foram digitalizadas 49 radiografias armazenadas com o mínimo de compressão usando Adobe Photoshop e salvas no formato JPEG representando as imagens originais. Estas foram comprimidas usando 3 níveis de compressão e analisadas por 2 observadores, utilizando um monitor num programa elaborado na linguagem de desenvolvimento Visual Basic 6.0 SP4, que permite ajuste de contraste, brilho e gama. Classificaram a presença ou ausência da lesão de furca. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significante nas

avaliações intra e inter-examinadores mesmo nas diferentes compressões, e quando observados sob as duas condições de luz.

Em 2006, Akdeniz; Gröndahl estudaram a degradação de imagens da placa de fósforo com um armazenamento relativo com demora para leitura. Fizeram uma série de exposições de um penetrômetro de alumínio com cinco degraus e usando placas do Digora<sup>®</sup>. Após a primeira exposição, as placas foram lidas imediatamente, na segunda, as placas foram lidas depois de meia hora, outra depois de um 1 hora e assim por diante, até uma demora final de 8 horas. Os valores de cinza de cada passo dos degraus e seu fundo foram comparados usando a análise de discrepância (ANOVA), que mostrou estatisticamente degradação significativa de valores de nível de cinza em imagens lidas após trinta minutos, uma hora ou mais depois da exposição.

Berti *et al.*, em 2006, compararam a densidade óssea relativa da região retromolar em pixels e em milímetros equivalentes de alumínio (mmEq/Al). Para a mensuração dos níveis de cinza em mmEq/Al na referida região, utilizaram uma escala de alumínio constituída por 16 degraus, com 0,3 mm de espessura entre cada um deles. Utilizaram cinco mandíbulas humanas secas, as quais foram tecnicamente radiografadas, na região anteriormente citada, com filmes Agfa<sup>®</sup>, tempo de exposição de 0,5 segundos e distância focal de 25cm. Estas radiografias foram processadas em uma câmara escura, pelo método de tempo e temperatura, e, posteriormente, escaneadas com 300 dpi. As imagens digitalizadas foram medidas por meio da ferramenta histograma, do programa Image Tool, versão 3.0 (UTHSCSA<sup>®</sup>, USA). Inicialmente, foram manipuladas através da função automática de alteração de brilho e contraste e, em seguida, foram selecionadas para as medições nas regiões ósseas, áreas de 32x32 pixels, evitando-se regiões excessivamente radiopacas ou radiolúcidas, bem como, de estruturas anatômicas, para que não houvesse alterações no valor da densidade óssea relativa. Já nas imagens dos degraus da escala, foram medidas áreas de 20x50 pixels, com a mesma ferramenta. A análise dos resultados, pelo teste estatístico t de Student, mostrou valores semelhantes entre a densidade óssea da região retromolar e o degrau de número 16 da escala de alumínio ( $p>0,05$ ). Concluíram que a densidade da escala de alumínio, utilizada neste estudo é semelhante a densidade óssea relativa da região avaliada, podendo ser utilizada como unidade de medida referencial na análise dos níveis de cinza mandibulares.

Freitas *et al.*, em 2006, realizaram estudos com o objetivo de determinar a reprodutibilidade dos valores de "pixels" obtidos com o sistema Digora® (Soredex, Finlândia). As exposições foram padronizadas, com variação no tempo de exposição e leitura de duas placas de fósforo foto estimuláveis, contendo a imagem de um penetrômetro. A menor variação nos valores de "pixels" foi de 50 a 75 por cento, sendo as maiores variações oriundas nas faixas mais claras. Uma diferença significativa nos valores de "pixels" foi observada em relação ao tempo de exposição e leitura das placas e entre as duas placas (ANOVA,  $p < 0,01$ ). Utilizando essa metodologia, a reprodutibilidade dos valores de "pixels" das placas testadas do sistema Digora® não foi satisfatória. Essa grande variação na digitalização pode ter sido influenciada pela quantidade de raios X que sensibilizou as placas. Isso pode ser importante para estabelecer a reprodutibilidade dos valores de "pixels" em estudos quantitativos usando imagem digital.

Baseado nos grandes benefícios que a utilização das imagens digitais pode proporcionar à odontologia, Machado *et al.*, em 2006, compararam a qualidade de quatro métodos de visualização de imagens em odontologia. Foram selecionados quatro slides de 35 mm, de pacientes da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Os diapositivos foram digitalizados por quatro recursos e, posteriormente, as imagens foram processadas para serem visualizadas por quatro métodos: (1) revelação digital em papel fotográfico; (2) impressão em papel fotográfico com impressora jato de tinta amadora; (3) tela de computador e (4) projetor de multimídia. Posteriormente, essas imagens foram submetidas à avaliação de quinze indivíduos, sorteados aleatoriamente, divididos em cinco grupos. Para cada imagem avaliada, os examinadores julgavam se estas eram aceitáveis ou não, do ponto de vista clínico e científico, e analisavam quatro variáveis: (a) brilho e contraste; (b) definição e nitidez; (c) fidelidade e reprodução de cores e (d) nota geral, aferindo uma nota de zero a cinco para cada quesito. Encontrou-se um alto grau de aceitabilidade de 82,9% das imagens sem diferença estatisticamente significativa entre elas. Foi identificado que o grupo de imagens impressas em impressora amadora, em todos os quesitos, posicionou-se no grupo com valores inferiores, enquanto o grupo de imagens visualizadas na tela de computador apresentou resultados superiores na maioria dos quesitos ( $p < 0,05$ ). Concluíram que os métodos de visualização de imagens digitais pesquisados

apresentam-se dentro de padrões plenamente aplicáveis para serem utilizados em odontologia, enquanto o método da impressora amadora obteve o pior desempenho.

Ramamurthy *et al.* (2006) fizeram uma pesquisa comparando duas placas de fósforo fotoestimulável (PSP) em termos de eficiência do tempo de exposição na radiografia periapical da boca toda. Os sistemas de PSP comparados eram (1) DenOptix® (Kavo/Gendex®, Des Plaines®, o IL) e (2) ScanX® (Air Techniques, Hicksville, o NY). Os itens estudados foram: (1) apagamento da placa; (2) empacotamento; (3) posicionamento e exposição; (4) desempacotamento, carregamento do processador, leitura; e (5) transferência de imagem virtual para o monitor. Um teste t de grupos independente foi empregado para análise estatística. O DenOptix® comparando com o ScanX® mostrou um tempo de procedimento 31.2 min contra 27.1 min; o DenOptix® (7.8 min), a transferência de imagem para o monitor com o tempo mais curto foi do DenOptix® usando VixWin® (tempo de 2.0 min) comparou com ScanX® usando Vipersoft® (tempo de 3.9 min). As diferenças entre os sistemas para estes dois passos provaram ser estatisticamente significante ( $P \leq 0.05$ ).

Em 2006, Rubira-Bullen *et al.* avaliaram três equipamentos digitais em relação ao ruído agregado às imagens radiográficas digitalizadas contendo diferentes densidades ópticas. Uma imagem radiográfica foi digitalizada, sequencialmente, dez vezes usando dois escaneres (HP 4c/T® e HP 5370C®) e uma câmera digital (Nikon 990®). Por meio do histograma foram medidos os valores de pixels e os desvios-padrões da região de interesse de cada imagem. Foram utilizados para o cálculo do ruído diferentes densidades ópticas e os valores encontrados para o ruído foram diferentes para cada equipamento e para cada densidade óptica. Houve uma diferença estatística significante entre os valores de ruído encontrados para o escaner HP 4c/T® e a câmera digital ( $p < 0.05$ ). Ocorreu uma correlação significante entre os valores do ruído encontrados para o escaner HP 4c/T® e a câmera digital ( $p < 0.05$ ) e entre os dois escaner ( $p < 0.01$ ). O ruído agregado à imagem foi maior para o escaner HP 4c/T® e menor para a câmera digital. Este foi maior nas densidades ópticas menores para os dois scanners e dependendo do equipamento e da densidade óptica uma quantidade variável de ruído pode ser agregado às imagens.

Alpöz *et al.* (2007) realizaram um estudo onde compararam a radiografia digital antes e depois da aplicação de vários métodos de escurecimento de imagem

digital por meio de uma curva de perceptibilidade. As imagens digitais originais foram manipuladas, onde aumentou-se o contraste e o brilho e o histograma foi igualado com os negativos. Assim, foram criadas cinco séries de imagens. Oito observadores avaliaram tudo, independentemente das imagens, na mesma ordem fortuita e debaixo das mesmas condições de observação. O detalhe do objeto com o mais baixo contraste perceptível foi registrado para cada observador e cada tipo de imagem. Diferenças significantes estavam presentes em: baixa e média exposição, variando nas imagens manipuladas com várias modalidades, enquanto nenhuma diferença foi obtida entre o número de detalhes para equalização diferentes nas exposições maiores. A riqueza do histograma-igualação de imagens do Digora<sup>®</sup> demonstrou subjetivamente uma qualidade de imagem superior, seguida por contraste e enriquecimento de brilho.

Em 2007, Boscolo *et al.* observaram a influência do tamanho do pixel, da resolução de quatro sistemas radiográficos digitais na qualidade clínica da imagem. Foram empregados dois sistemas de armazenamento de fósforo, Digora<sup>®</sup> e DenOptix<sup>®</sup> e dois sistemas CCD/CDR e Sens-A-Ray<sup>®</sup>. Na análise clínica, como objetos de estudos utilizaram quatro regiões anatômicas dentais e uma escala de densidade de alumínio, que foram avaliadas por seis radiologistas, num total de 280 imagens. A análise objetiva foi realizada por meio de um sistema integrado, composto de fantasmas específicos e um pacote computacional. Os resultados de ambas as análises não se apresentaram correlacionados, onde os sistemas de armazenamento de fósforo exibiram melhor performance na análise subjetiva, enquanto que os sistemas CCD apresentaram resultados objetivos, mais favoráveis. Portanto, foi possível concluir que um menor tamanho de pixel e, conseqüentemente, maior resolução não representaram condições fundamentais para caracterizar a eficiência clínica de um sistema radiográfico digital.

MacDonald-Jankowski; Orpe (2007) relataram que a radiologia oral e a maxilo-facial foram afetadas em seus aspectos legais, de acordo com os profissionais canadenses, pelo advento das imagens digitais. Os comitês que regulam o uso de radiologia odontológica, como saúde segurança e o de radiação e proteção, também se preocupam com o assunto que afeta a prática de radiologia dental. Neste artigo sobre tecnologia digital dental foi discutido o impacto legal na prática dental e no cuidado com o paciente.

Teixeira *et al.* (2007) avaliaram a reprodutibilidade do valor de pixel para quatro placas do sistema Digora®, em exposições consecutivas. As placas foram posicionadas em um fantoma, expostas cinco vezes consecutivas e descarregadas imediatamente. Os mesmos parâmetros de exposição foram usados para sensibilizar todas as placas do Digora® protegidos da luz. As placas foram calibradas e apagadas para cinco exposições consecutivas aos raios X, para quatro tempos de exposições diferentes. Sete regiões de interesse foram avaliadas em diferentes localizações do fantoma pelo histograma. As placas brancas mostraram de 0 a 23% e as azuis 3,13 a 27%. Houve diferença estatisticamente significativa entre as duas placas brancas e as azuis.

Estudo realizado por Lopes *et al.*, em 2008, teve como objetivo investigar o efeito do apagamento parcial das placas com armazenamento de fósforo do sistema DenOptix®, para avaliar a qualidade da imagem da radiografia digital. As radiografias digitais foram padronizadas, adquiridas de uma mandíbula (fantoma), com placa intraoral de tamanho 2 do DenOptix® e as placas de armazenamento de fósforo (n = 10). Posteriormente, as áreas ativas das placas foram colocadas em uma caixa de visualização com uma determinada intensidade de luz de 1.700 lumen por 130 segundos, para atingir o apagamento completo (placa de controle), bem como de 0, 5, 10, 15, 20, 25, 34, 66 e 98 segundos, para compor o grupo experimental de placas parcialmente apagadas. As configurações nas mesmas exposições foram repetidas usando o controle experimental e as placas, que foram digitalizadas com uma resolução de 300 dpi. Cinco radiologistas, de forma independente, analisaram os pares de radiografias digitais obtidas com o controle e parcialmente apagados, em ordem aleatória, e indicando a melhor imagem para o diagnóstico oral. O teste do qui-quadrado de Cochran-Mantel-Haenszel, com nível de significância de 5%, foi utilizado para comparar as porcentagens de imagens de qualidade superior em cada combinação de controle e parcialmente apagada e avaliadas subjetivamente. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as imagens radiográficas obtidas com o controle e as placas parcialmente apagadas, exceto para a combinação de 0 segundo (30%) versus 130 segundos (70%),  $p = 0,0047$ . Puderam concluir que, sob condições adequadas de intensidade de luz, as placas de armazenamento de fósforo para apagamento podem exigir intervalos de tempo de apenas 5 segundos.

## 2.4 Aplicação das imagens digitais na endodontia

Estudo realizado por Sarmento, em 1998, mostrou que a verificação da efetividade de uma obturação endodôntica é difícil, uma vez que a radiografia convencional não mostra o preenchimento tridimensional do canal. Esse trabalho analisou a obturação de canais radiculares através da digitalização direta de imagens, mensurando a densidade óptica dos materiais endodônticos. Foram utilizados sessenta caninos superiores, instrumentados e em seguida obturados da seguinte forma: vinte dentes foram obturados sob a técnica de condensação lateral, vinte dentes foram obturados apenas com cimento endodôntico e os vinte últimos, com cones secundários e cimento endodôntico. Os resultados mostraram que nos dentes do primeiro grupo o material obturador exibiu maiores e menos dispersos valores de densidade óptica, revelando uma obturação mais compacta e homogênea ( $p < 0,01$ ). Os diferentes padrões de densidade óptica dos métodos de obturação estudados podem avaliar a qualidade do tratamento endodôntico instituído.

Em 1998a, Vale *et al.* realizaram estudo com o objetivo de avaliar os ângulos das curvaturas de raízes méso-vestibular de molares superiores e mesial de molares inferiores obtidas com seu comprimento paralelo ao longo eixo do dente e com sua largura paralela ao respectivo eixo. Utilizaram 10 molares superiores e 10 molares inferiores. Os resultados mostraram que quando a placa óptica do Digora® foi posicionada com sua largura paralela ao longo eixo dentário, a média do ângulo de curvatura das raízes méso-vestibular dos molares superiores e mesial dos molares inferiores sofreu redução de 2,5% e 5,9% respectivamente, em relação à média obtida com a placa óptica posicionada com seu comprimento paralelo ao longo eixo dentário, não sendo esta diferença estatisticamente significativa.

Vale *et al.* (1998b) realizaram estudo do fator de distorção da placa ótica do sistema de imagem digital Digora®. Esse trabalho teve como objetivo averiguar o fator de distorção da placa ótica do Digora na determinação do comprimento de dentes, à distância foco-placa de 20cm. Foram examinados 10 incisivos superiores, 10 incisivos inferiores, 10 pré-molares superiores, 10 pré-molares inferiores, 10 molares superiores e 10 molares inferiores. O comprimento real de cada espécime foi obtido com um paquímetro, e o comprimento na imagem digital foi determinado com recursos do sistema de imagem digital Digora. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas real e digital no

caso das raízes linguais dos molares superiores e distais dos molares inferiores nas três imagens Digora® (padrão, negativa e 3D) e das raízes mesiais dos molares inferiores nas imagens Digora® padrão e negativa.

Em 1998c, Vale *et al.* compararam os métodos de Schineider e Digora® na obtenção das angulagens das curvaturas de raízes méso-vestibular de molares superiores e mesial de molares inferiores. Foram utilizados 10 molares superiores e 10 molares inferiores. Os resultados mostraram que as medidas dos ângulos de curvatura das raízes méso-vestibulares dos molares superiores e raízes mesiais dos molares inferiores, obtidos nas imagens Digora, foram 6% inferiores às medidas obtidas pelo método de Schineider, sendo esta diferença estatisticamente insignificante a (1%).

Araújo; Gomes (1999) avaliaram as distorções radiográficas ocorridas durante a determinação do comprimento de trabalho em Endodontia, utilizando a técnica do paralelismo. Para tanto, foram utilizados 30 dentes unirradiculares humanos extraídos (incisivos inferiores com raízes retas e curvas), divididos em três grupos: posição do instrumento endodôntico 1mm aquém, ao nível e 1mm além do forame apical. Os dentes tiveram suas coroas seccionadas e foram fixados em um articulador, simulando a prática clínica. Os canais radiculares foram explorados inicialmente com limas número 10 e 15 e posteriormente radiografados com limas tipo Kerr número 20, nas posições pré determinadas. As radiografias foram realizadas com um posicionador radiográfico pela técnica do paralelismo e posteriormente ampliadas 20 vezes, com projetor para slides sobre papel milimetrado. Os resultados foram analisados pelo método estatístico da análise de variância (ANOVA) a dois critérios fixos ( $p < 0,001$ ). Puderam concluir que houve alongamento nas imagens radiográficas dos instrumentos, não apresentando diferenças estatisticamente significantes entre a interação da forma dos dentes (retos e curvos) e a posição do instrumento endodôntico.

Estudo realizado por Araujo Filho *et al.*, em 1999, relataram que mundialmente não se contesta, independentemente da técnica, que para se obter sucesso no tratamento endodôntico, um dos procedimentos de suma importância é a determinação do comprimento real de trabalho. Para tal, vários métodos foram desenvolvidos a partir do advento da radiografia e seu emprego em endodontia em 1889, passando pelas fórmulas matemáticas, recursos eletrônicos e, atualmente, a Radiografia Digital Direta (RDD). Neste estudo, comparou-se a odontometria obtida

pela RDD (sistema Sens-A-Ray®) com a radiografia convencional. Inicialmente foram realizadas as tomadas radiográficas digitais usando a técnica do paralelismo, onde determinou-se na tela do monitor o comprimento de trabalho a 1mm aquém do ápice radiográfico. Após a obtenção dessas medidas foram transportadas para o instrumento endodôntico e o limite apical da lima foi avaliado na radiografia convencional, ajustando-o a 1mm do ápice radiográfico e estabelecido como comprimento de trabalho (CT). Pelos resultados alcançados concluíram que as medidas fornecidas pela RDD apresentaram uma distorção média de 0,12mm, não sendo, porém, estatisticamente significativa.

Aun *et al.*, em 1999, evidenciaram a importância da radiografia digital direta na endodontia, enfatizando o estabelecimento do diagnóstico, planejamento, técnica e prognóstico. Estabeleceram uma comparação entre a radiografia convencional e a digital nas várias etapas do tratamento endodôntico, tais como na detecção de fraturas radiculares, reabsorções internas e externas, localização de perfurações e em casos de lesões periapicais.

Ramalho *et al.* (1999), realizaram pesquisa nos diferentes sistemas digitais disponíveis no mercado e relataram que esses possuem inúmeras ferramentas de análise que ajudam o profissional a interpretar as imagens. Um dos recursos é a mensuração da densidade óptica de áreas da imagem, que informa numericamente o grau de radiolucidez ou radiopacidade da região, revelando diferenças nas nuances de cinza, mesmo aquelas não percebidas pelo olho humano. Apesar de os sistemas digitais permitirem a importação e exportação de imagens, não existe uma padronização da escala de brilho e contraste entre eles. Isso pode determinar leituras incorretas de imagens oriundas de sistemas afins, e portanto devem ser realizados estudos que comparem os valores de densidade óptica obtidos por diferentes sistemas, comparando os valores de densidade óptica de canais radiculares antes e após sua obturação, obtidos por um sistema de digitalização indireta e outro sistema digital direto. Os resultados revelaram diferenças estatisticamente significantes entre os valores, comprovando que cada sistema possui uma escala própria de brilho e contraste e que dados obtidos em um sistema específico não devem ser generalizados para os demais.

Almeida *et al.* (2000) avaliaram comparativamente a qualidade das imagens adquiridas, por meio da placa fósforo, com três diferentes resoluções (150, 300 e 600 dpi) e a eficiência de alguns recursos de manipulação disponíveis no software

do sistema. Os objetos de análise constituíram-se de quinze dentes com lima nº 8 em seu interior, cujas mensurações endodônticas foram realizadas por cinco avaliadores. O sistema digital utilizado foi o DenOptix® (Dentsply International/ Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, ILP). Os resultados mostraram diferença estatística entre as imagens adquiridas com 150 dpi, que apresentaram-se com qualidade inferior, e às de 300 e 600 dpi, estas equivalentes. Os diferentes recursos digitais empregados não apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparados. Com base nos resultados concluíram que as imagens de 150 dpi apresentam qualidade inferior àquelas adquiridas com 300 e 600 dpi, que oferecem similar nível de eficiência e imagens em condições satisfatórias para uma análise radiográfica. Quanto à aplicação dos diferentes recursos de manipulação estudados, pode-se concluir, em função dos resultados apresentados, em mensurações endodônticas, ou a escolha de se trabalhar com um recurso isoladamente ou em associação, fica ao encargo de um critério subjetivo de seleção.

Em 2000, Aun *et al.* estudaram sobre a precisão da radiografia digital direta (RDD) na determinação do comprimento de canais radiculares *in vitro*. Utilizaram-se de 15 dentes unirradiculares, que foram medidos corono-apicalmente com auxílio de um paquímetro, sendo da medida obtida subtraído 1mm. Esta nova medida foi transportada para os canais radiculares, com uma lima tipo K nº 15 e os dentes radiografados pela técnica digital, utilizando o sistema Sens-A-Ray® 2000, da Regam Medical Systems (Suécia). As imagens das limas na tela do monitor foram medidas com o recurso do medidor de distâncias do software e comparadas com as primeiras. Observou-se que as imagens digitais apresentaram uma distorção média de 0,412mm para mais, com uma diferença estatisticamente significativa a nível de 1%.

Matheus *et al.*, em 2000, avaliaram por meio de mensurações endodônticas, a eficiência dos recursos digitais "3D", "negativo" e "cor" verificando o desempenho destes numa análise intra e inter sistemas. Os objetos de estudo se constituíram de 11 dentes unirradiculares extraídos que foram radiografados com limas nº 6 e nº 10. Os sistemas empregados foram o CDR® (Schick Technologies Inc., NY, EUA), Digora® (Soredex Orion Corporation, Helsink, Finlândia) e DenOptix® (Gendex Dental Systems, EUA). Cinco examinadores realizaram as mensurações por meio de réguas digitais. Os dados foram submetidos aos testes ANOVA e Tukey. As médias

das mensurações realizadas e as medidas reais apresentaram-se estatisticamente significante entre os recursos avaliados para o mesmo sistema ( $p < 0,01$ ) e o mesmo recurso entre sistemas diferentes ( $p < 0,01$ ). No estudo intra sistema, os resultados não mostraram diferença estatística no CDR<sup>®</sup> e no Digora<sup>®</sup>, ao contrário do DenOptix<sup>®</sup>, onde a "cor" apresentou-se com menor desempenho. Na avaliação inter sistema os três recursos estudados foram mais eficientes no Digora<sup>®</sup>. Quanto às limas empregadas, o único sistema que mostrou diferença estatística foi o DenOptix<sup>®</sup>.

Menin (2000) relatou que a radiologia tem sido largamente utilizada na Odontologia, principalmente como um exame complementar de diagnóstico e auxiliar no trans-operatório de várias especialidades. Na endodontia, na maioria das vezes utiliza-se o exame radiográfico desde o estabelecimento do diagnóstico até a preservação. Atualmente, a odontologia tem se preocupado com os efeitos deletérios da radiação, assim, filmes de maior sensibilidade e aparelhos de radiação mais sofisticados são fabricados com o intuito de diminuir esses efeitos. No início dos anos 90 foi introduzido na odontologia um sistema de radiografia digital direta (RDD), o qual permite uma redução em torno de 70% da radiação ionizável para obter-se uma imagem radiográfica. Nesse estudo, avalia-se, "*in vivo*", a reparação óssea com o uso da RDD, comparando-a às radiografias convencionais (RC) na preservação do tratamento endodôntico.

Silva *et al.*, em 2000, verificaram a eficácia do sistema digital RVG<sup>®</sup> (Trophy Radiologie) na visualização da distância entre a ponta do instrumento endodôntico e o ápice dentário, comparando-o com a radiografia convencional. Durante a odontometria utilizou-se cinco incisivos centrais superiores onde limas tipo Kerr nº 15 foram fixadas a 0,5, 1,0 e 1,5mm aquém do ápice, sendo em seguida radiografados pelos sistemas convencional e digital, ambos pela técnica do paralelismo. As imagens obtidas foram avaliadas por cinco examinadores, que estimaram a distância entre a ponta do instrumento e o ápice dentário. O teste estatístico mostrou que não houve diferença estatisticamente significante entre os dois métodos radiográficos.

O tratamento endodôntico caracteriza-se por diferentes fases, podendo estas serem comparadas aos elos de uma corrente, isto é, ocorrendo fracasso em uma das fases todo o tratamento fica comprometido. Durante a odontometria o endodontista determina sua área de trabalho, que deve se ater ao interior do sistema de condutos radiculares, nunca ultrapassando o CDC. Nesta fase, os aparelhos

eletrônicos, diferentes dos cálculos matemáticos associados à exames radiográficos em diferentes técnicas, como a radiografia digital, são de grande ajuda. O objetivo desse estudo foi comparar a mensuração de elementos dentários unirradiculares através da radiografia digitalizada pelo sistema Schick® (Technologies Inc.) em relação à técnica periapical do paralelismo. Trinta e dois elementos dentários (incisivos, caninos e pré-molares inferiores) foram selecionados e montados em um manequim. Foram realizadas tomadas radiográficas, utilizando-se de filmes radiográficos Agfa Dentus E-speed e um sensor digital intra-oral. Através da análise das mensurações obtidas, constatou-se que a radiografia digitalizada apresenta maior precisão em relação ao comprimento real do dente (41,06%) quando comparada à técnica radiográfica periapical do paralelismo. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas a nível de 0,1 por cento frente aos testes Wilcoxon e análise de variância Friedman. A técnica radiográfica digital mostrou-se mais rápida, devido à simplicidade de passos, e reduziu em 60% a exposição do paciente à radiação comparada à técnica convencional (DAVIDOWICZ *et al.*, 2001).

Leal *et al.* (2001) compararam os valores de densidade óptica de condutos radiculares, obturados por duas técnicas distintas, a partir de radiografias digitalizadas indiretamente utilizando dois sistemas, o Digora® (Soredex, Helsinque, Finlândia) e DentScan DentView® (Apica Eng. Ltda). Foram selecionados 40 dentes caninos superiores, com indicação clínica para a exodontia. Após a remoção das coroas os condutos foram submetidos a tratamento químico-mecânico, sendo os dentes divididos em dois grupos para a obturação com as técnicas: I) com cimento endodôntico, cone principal, cones secundários e condensação lateral; II) com cimento endodôntico e cones secundários. Em seguida foram radiografados com técnica padronizada, sendo as radiografias escaneadas e analisadas pelos dois sistemas citados. As médias resultantes foram submetidas ao teste estatístico (t-Student) com probabilidade de erro de 5%. Verificaram com a metodologia utilizada que não é possível ainda afirmar que os condutos apresentam-se bem ou razoavelmente preenchidos e, que o material utilizado esteja convenientemente condensado. Com o sistema digital Digora® (Soredex) concluiu-se que não foi possível verificar diferença estatisticamente significativa entre ambas as técnicas de obturação de condutos; porém, no sistema DentScan DentView® (Apica) foi possível constatar esta diferença. Comparando o grau de distribuição entre os dois sistemas,

no Grupo I houve uma uniformidade, enquanto que o Grupo II não manteve o mesmo padrão de distribuição em todos os espécimes.

Em 2001, Oliveira *et al.* avaliaram comparativamente a eficiência de diferentes sistemas radiográficos nas mensurações endodônticas, analisando ainda se os resultados alcançados com os dois diâmetros de limas empregados apresentam-se diferentes entre si. Os objetos de estudo foram 11 dentes unirradiculares extraídos e limas endodônticas nos tamanhos nº 6 e nº 10. Os sistemas digitais utilizados foram o CDR<sup>®</sup> (Schick Technologies Inc., NY, EUA), o Digora<sup>®</sup> (Soredex Orion Corporation, Helsink, Finlândia) e o DenOptix<sup>®</sup> (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL), além do filme E-speed, no sistema filme-base. As mensurações foram realizadas por cinco examinadores e os dados coletados submetidos a análise de variância, onde encontrou-se diferença estatística ( $p < 0,01$ ) entre as médias das diferenças entre medidas efetuadas e as medidas reais para os diferentes sistemas e limas empregados. Os resultados apontaram o Digora<sup>®</sup> como o sistema de melhor desempenho, tendo-se, na sequência, o filme, o CDR<sup>®</sup> e o DenOptix<sup>®</sup>. As medidas obtidas com limas tamanho nº 6 e nº 10 foram estatisticamente diferentes entre os sistemas empregados. Em um mesmo sistema, as medidas obtidas com limas nº 6 e nº 10 apresentaram diferença estatística entre si somente no sistema DenOptix<sup>®</sup>. Assim, concluíram que diferentes sistemas digitais têm tendência a apresentar diferentes níveis de eficiência no que se refere a mensurações endodônticas.

Mentes *et al.* (2002) realizaram estudo utilizando uma radiografia com sistema de imagem digital (DDR), comparando com a radiografia convencional, para demonstrar o efeito do comprimento da lima endodôntica em canais de molares inferiores curvos. Foram utilizados sessenta molares inferiores humanos, com curvaturas de raízes variando de 5° a 52° e foram montados em blocos plásticos. O comprimento do canal foi estimado usando ambos os métodos: duas radiografias digitais e três radiografias convencionais com filmes de velocidade E, utilizando escaneamento de magnificação 2, e dois operadores familiarizados com ambos os métodos radiográficos realizaram as medidas. A análise de variação única e testes Newman-Keuls não revelou diferenças significativas entre os grupos. Embora ambos os métodos, convencional e DDR, tenham superestimado o verdadeiro comprimento do canal, a precisão da DDR melhorou a visualização da severidade da curvatura. Concluíram que a qualidade do sistema de imagem DDR melhorou a tal ponto que

pode agora ser utilizado para estimar comprimentos de canais, mesmo para canais curvos, com exatidão comparável à da radiografia convencional.

Em 2002, Radan; Price realizaram estudos para comparar os efeitos dos fatores geométricos e o digital em radiografias. Foram utilizadas limas de calibres nºs 6, 8, 10, e 15 colocadas em canais radiculares do dente incisivo inferior extraído. Os instrumentos foram colocados em posições diferentes com variação de 3mm. As radiografias foram realizadas com o aparelho de raios X GE 100 com unidade de aumento dos fatores de radiação 1.0, 1.1, 1.2, e 1.3. Com a utilização de um escaner, cada radiografia foi digitalizada em resoluções de 75, 150, 300, e 600 dpi. Dez observadores visualizaram as imagens digitais e identificaram as posições do final dos instrumentos e o final da raiz, bem como avaliaram a qualidade das imagens radiográficas. Não foram encontradas diferenças significativas entre as resoluções de 300 e 600 dpi, nem entre as magnificações de 1.0 e 1.1. Foram encontradas diferenças significativas entre o aumento de 1.3 e os outros valores e a resolução de 75 dpi. Os autores concluíram que o fator geométrico tem pouca relevância no quadro clínico na radiografia dental e com aumento da resolução para 600 dpi não melhorou a precisão com respeito a reconhecer a posição dos instrumentos endodônticos.

No trabalho realizado por Sheaffer *et al.*, em 2002, os autores buscaram avaliar subjetivamente erros de medição e comparar filmes de raios X dentários, com exposição direta de padrões de velocidade para filmes do grupo D, E e F, normatizados pela Organização Internacional, utilizados para determinar o comprimento endodôntico de trabalho. As radiografias foram expostas por um tempo padrão para atingir as densidades aproximadas de dois. Três dentes posteriores da maxila foram radiografados, realizando-se 10 tomadas com limas Kerr introduzidas em diferentes comprimentos de 4 canais e estudadas. Um total de 30 radiografias foram utilizadas (10 de cada tipo de filme). Cinco examinadores independentes visualizaram as radiografias em seqüência aleatória. As distâncias das pontas das limas até os ápices radiográficos foram medidas e comparadas com os comprimentos conhecidos, e determinado o erro. Cada examinador também avaliou as diferenças objetivas e subjetivas (através de ANOVA fator três com análise de Tukey e teste qui-quadrado). Nenhuma diferença significativa foi atribuída ao filme quanto aos grupos de velocidade ou observadores ( $P>0.05$ ), no entanto, houve uma diferença significativa na eficácia da medida encontrada em um dos

quatro canais ( $P < 0.05$ ). As diferenças de avaliação pessoal para os três tipos de filmes não foi estatisticamente significativa ( $P > 0.05$ ). Concluíram que todos os três tipos de filme foram semelhantes na avaliação objetiva e subjetiva. O importante é usar o filme mais rápido para minimizar a dose de radiação para o paciente.

Vale; Bramante (2002) avaliaram a propriedade das imagens obtidas nos filmes radiográficos periapicais Ultra-speed DF-54 (Kodak), Ekta-speed Plus (EP-21 plus), (Kodak), M2 Comfort (Agfa) e as imagens padrão, negativa e 3D obtidas com a placa ótica do sistema de imagem digital Digora<sup>®</sup> (Soredex, Helsink, Finlândia), por meio da visibilidade das limas K nº 06, 08, 10, 15 de aço inoxidável e lima K nº 15 de níquel-titânio. Os resultados revelaram que a lima K nº 15 de aço inoxidável proporcionou melhores resultados em relação à lima K nº 15 de níquel-titânio, apesar da diferença não ter sido estatisticamente significativa. Para visibilidade de limas menos calibrosas (nºs 06, 08 e 10), os filmes radiográficos periapicais foram melhores que as imagens digitais, destacando-se o filme periapical Ultra-speed DF-54, da Kodak. As imagens digitais exibiram melhores resultados quanto à visibilidade das limas K nº 15, em relação aos filmes radiográficos periapicais, destacando-se a imagem digital digora negativa.

Em 2003, Oliveira *et al.* compararam *in vitro* a fidelidade da odontometria nas imagens radiográficas digital e convencional. Utilizaram 50 incisivos inferiores que foram radiografados e radiovisiografados e apresentavam abertura coronária, borda incisal regularizada e limas endodônticas introduzidas 2mm aquém do forame apical. Foram comparadas a medida real do dente e o recuo real (2mm) do instrumento (grupo controle) com as medidas na película radiográfica e na tela do Radiovisiography<sup>®</sup> (RVG). Os dados foram submetidos à análise de variância, não havendo diferença entre a medida dos dentes nos três grupos (controle, raios X e RVG). Entretanto, houve diferença estatística significativa na medida entre a ponta do instrumento e o ápice radicular. Porém, essa variação (0,3mm) não interfere na prática endodôntica. Concluíram que ambas as técnicas constituem métodos fiéis para a determinação da odontometria.

Em 2004, Cotti; Campisi relataram que as radiografias em endodontia são importantes para o estudo e controle de lesões periapicais. Com o avanço no desenvolvimento de sistemas na radiologia tradicional novas e mais aprimoradas técnicas de imagem estão constantemente sob investigação. A tomografia computadorizada, ressonância magnética e ecotomografia foram introduzidos nos

últimos anos para o campo da endodontia, e podem ter vantagens sobre as técnicas convencionais pela quantidade de informações detalhadas que fornecem sobre casos específicos. Essa pesquisa revisa estas novas técnicas de imaginologia no que diz respeito a seu eventual papel no diagnóstico e tratamento de lesões periapicais.

A radiologia digital tem sido amplamente difundida na odontologia, especialmente em endodontia. O sucesso desse tratamento depende das medidas lineares obtidas a partir de radiografias tomadas durante a odontometria, e do seguimento do comprimento de trabalho determinado até a obturação final. Kawauchi *et al.* (2004) compararam a precisão das medidas lineares obtidas em radiografias convencionais com as imagens digitais indiretas avaliadas pelo programa Digora<sup>®</sup> 1.5, durante as diferentes fases do tratamento endodôntico, e avaliaram as ferramentas disponíveis neste programa. Foram analisadas 160 radiografias de dentes unirradiculares, dos arquivos da disciplina de Radiologia do Departamento de Estomatologia, da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP, dividida em 4 grupos: odontometria, prova do cone, comprobatória e obturação final. As análises das radiografias convencionais e das imagens digitalizadas foram realizadas por cinco examinadores previamente calibrados. Constatou-se alto índice de concordância inter e intra-examinadores, por meio do coeficiente de concordância geral de Kendall e pelo índice de correlação. Os resultados relacionados às medidas lineares, submetidos à Análise de Variância a dois critérios e ao teste de Tukey, revelaram: uma diminuição estatisticamente significativa das medidas obtidas pelo método digital em relação à convencional ( $p < 0,05$ ) e houve diferença estatisticamente significativa entre a odontometria e a obturação final do tratamento endodôntico. Para a interpretação da imagem digitalizada, houve uma melhor performance estatisticamente significativa com a ferramenta de ajuste de brilho e contraste do programa Digora<sup>®</sup> 1.5, analisado pelo teste de Friedman. Os resultados obtidos nesse estudo demonstraram que a imagem digitalizada proporcionou medidas lineares menores do que as realizadas pelo método convencional, contudo, não determinou se essa diminuição corresponde a uma maior precisão do sistema e, portanto, maiores benefícios clínicos.

Pace; Habitante, em 2005, realizaram trabalho com o objetivo de comparar a visualização de limas de fino calibre usando as radiografias digital e convencional. Foram utilizados quarenta dentes molares superiores inseridos em alvéolos de

crânio seco, com limas Maillefer tipo K de calibre nºs 06, 08, 10 e 15, em canais méso-vestibulares, mensurados de 0,5mm além ápice a 1,5mm aquém do ápice com intervalos de 0,5mm. Cinco avaliadores observaram se as limas estavam no limite, aquém ou além do forame em radiografias convencionais com filme Insight® (Kodak), (Eastman Kodak, Rochester, NY, USA) e sistema digital RVG® (Trophy). Diante dos resultados obtidos concluíram que nos dois sistemas foi possível em 60% dos casos avaliados visualizar as limas nº 06. Para as demais limas (nºs 08, 10 e 15) a visualização foi superior em ambos os sistemas radiográficos, chegando a 82% de acertos para as limas nº 15 no sistema convencional. As diferenças encontradas entre os resultados dos dois sistemas estudados o radiográfico convencional utilizando filme Insight® do grupo F da Kodak e digital (RVG®-Trophy) de última geração, não foram estatisticamente significativas, segundo o teste t-Student.

Em estudo realizado por Sarmento *et al.*, em 2005, relataram que o diagnóstico radiográfico de lesões periapicais nem sempre é fácil. Com o advento das imagens digitalizadas algumas tarefas de diagnóstico foram aprimoradas. Esse trabalho teve o objetivo de avaliar a precisão de radiografias convencionais e imagens digitalizadas, oriundas de filmes de diferentes sensibilidades (Insight® (Kodak), Ultra-speed® (Kodak) e M2 Comfort® (Agfa)), na detecção de lesões periapicais artificialmente produzidas. Radiografias periapicais foram padronizadas antes e após a confecção de um defeito ósseo periapical em mandíbulas humanas secas. As radiografias foram digitalizadas (1200 dpi e 8 bits) e salvas no formato bmp. A interpretação das imagens foram realizadas por um avaliador, sendo que as radiografias convencionais foram examinadas no negatoscópio e as imagens digitalizadas no vídeo. No vídeo, duas diferentes análises foram realizadas: a primeira havendo a possibilidade de aplicar a ferramenta "ampliação da imagem", e a segunda, na qual poderia se utilizar o recurso de "alteração de brilho e contraste" e "inversão da imagem". Os resultados foram plotados curvas ROC para cada modalidade de imagem e para cada sensibilidade de filme. Concluíram que o filme ultra-speed® foi o que ofereceu a maior taxa de acerto, seguido pelo filme M2 Comfort® e que a avaliação no vídeo foi sempre superior à avaliação das radiografias convencionais no negatoscópio.

Melo *et al.* (2006) realizaram um trabalho para averiguar a influência da variação do posicionamento do filme radiográfico em relação ao eixo dentário, na determinação do comprimento de dentes, através do método digital indireto.

Inicialmente, foram realizadas as mensurações do comprimento de 60 dentes humanos através de um paquímetro. Os dentes foram então radiografados com filme Dentus M2 Confort®, da AGFA, em duas posições: A) com seu longo eixo perpendicular ao comprimento do filme e B) com seu longo eixo paralelo ao comprimento do filme radiográfico; e obtidas as medidas radiográficas de cada amostra por meio dos métodos radiográficos convencional e digitalizado. Os resultados foram comparados estatisticamente através do teste de t-Student, com nível de significância de 0,5%. Os resultados revelaram que as diferenças entre as medidas obtidas nas duas posições do filme em relação ao eixo dentário não foram significantes a 0,5 por cento, para todos os grupos dentários. A diferença máxima entre as medidas obtidas do dente na radiografia foi de 0,28mm e no sistema Digora® foi de 0,32mm, diferença essa observada no grupo da raiz disto-vestibular dos molares superiores para a radiografia e da raiz vestibular do pré-molar superior para o sistema Digora®. Tais diferenças são consideradas clinicamente insignificantes, pois são menores do que 0,5mm.

Gomez Agreda *et al.*, em 2007, compararam dois sistemas digitais diretos, com a radiografia periapical convencional e com a medida real avaliada por um paquímetro digital, analisando os resultados quanto ao grau de fidelidade das mensurações. Foram utilizados vinte dentes hígidos unirradiculares permanentes nos quais foi realizada a mensuração com um paquímetro digital. Posteriormente foram incluídos em cera utilidade nº 7, radiografados utilizando as técnicas periapicais convencionais e digitais. Para a incidência radiográfica, o aparelho utilizado foi o 765 DC® (Gendex®-II-USA), com 65 kVp, 7mA, 30cm de distância foco-filme, 0,02s e 0,16s de tempo de exposição para o digital e convencional respectivamente. Os aparelhos digitais diretos utilizados foram: o RVG® (Trophy,Vallée- França) e o Visualix® (Gendex® II USA). A mensuração dos elementos dentários foi realizada mediante a própria ferramenta de medida dos aparelhos digitais. Para a técnica convencional, a mensuração foi realizada mediante um paquímetro digital. Para os valores obtidos, foi realizado o teste Tuckey e o teste t pareado com correção de Bonferroni. Os resultados demonstraram possuir diferenças estatisticamente significantes. Concluíram que os sistemas digitais diretos e o método convencional são confiáveis na utilização das mensurações.

Em estudo *in vitro* realizado por Athar *et al.* (2008), foi avaliada a precisão do receptor de imagem Schick<sup>®</sup> wireless em comparação com outros dois tipos de receptores para a medição digital do limite das imagens radiográficas pertinente ao tratamento endodôntico. Utilizaram no estudo quatorze mandíbulas de cadáveres humanos com molares retidos. Foi introduzida no canal uma lima endodôntica fina (nº 10) para mostrar a distância do ápice à cúspide do dente e duas imagens foram feitas com três diferentes receptores: armazenagem em placas de fósforo DenOptix<sup>®</sup>, sensor (conectado) Gendex BDCM<sup>®</sup>, e sensor Schick CDR<sup>®</sup> (wireless). Seis avaliadores analisaram as imagens para a identificação do ápice radiográfico do dente e a ponta de uma lima endodôntica (nº 10). O índice de confiança do avaliador também foi analisado. As análises das medidas revelaram diferenças significativas e variação para os principais tipos de receptores da imagem, ocorrendo erro de identificação das estruturas de interesse, apresentando-se significativamente maior para o armazenamento nas placas de fósforo Denoptix<sup>®</sup>, e menor erro foi observado no sensor CDR<sup>®</sup> Schick. Os autores concluíram que o sensor sem fio Schick CDR<sup>®</sup> pode ser preferível a outros sensores sólidos, porque não há ligação do cabo entre o sensor e o computador. Novos testes com este sensor para outras tarefas de diagnóstico são recomendados, bem como avaliação de aceitação pelos pacientes.

### 3 OBJETIVOS

Este trabalho teve o objetivo de:

- comparar, qualitativamente, radiografias convencionais com as digitais, com e sem manuseio das ferramentas do programa do Digora® 2.5;
- avaliar a precisão *in vivo* de um modelo de localizador foraminal eletrônico;
- analisar os resultados comparando a eficiência das medidas obtidas pelo localizador foraminal eletrônico com as das radiografias digitais, da ponta do instrumento ao ápice radiográfico, através das ferramentas do Digora® 2.5.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1. Material

Foram usados os materiais abaixo:

- spray congelante (Endo-Frost<sup>®</sup>, Roeko, Alemanha);
- antiséptico (Periogard<sup>®</sup>, Colgate, Brasil);
- anestésico local Mepivacaína 2% com epinefrina 1:100.000 (DFL<sup>®</sup>, Brasil);
- isolamento absoluto;
- pontas diamantadas para alta rotação 1011, 1012 ou 1013 HL (KG SORENSEN<sup>®</sup>, Brasil);
- brocas tronco-cônicas sem extremidade cortante, em alta rotação, Endo-Z e brocas de Gates glidden (DENTSPLY MAILLEFER<sup>®</sup>, Suíça);
- solução de hipoclorito de sódio a 2,5%;
- sonda endodôntica;
- régua endodôntica milimetrada;
- paquímetro digital (BLACK BULL<sup>®</sup>, USA);
- lima tipo K nº 10 ou 15 (DENTSPLY MAILLEFER<sup>®</sup>, Suíça);
- limas rotatórias de níquel titânio Orifice Shaper, nº 1 e 2, (DENTSPLY MAILLEFER<sup>®</sup>, Suíça);
- localizador foraminal eletrônico (JOYPEX 5<sup>®</sup>, DENJOY, China)
- super bonder (HENKEL<sup>®</sup>, Brasil);
- resina composta fotopolimerizável flow (FGM<sup>®</sup>, Brasil);
- solução fisiológica;
- álcool etanol ascendente (10%, 30%, 50%, 70%, 80%, 90% e 100%);
- estufa;
- microscópio eletrônico de varredura (MEV) JSM – 6380LV (JEOL<sup>®</sup>, Japão);
- cuba ultrassônica;
- lupa estereoscópica binocular (CARL ZEISS, Alemanha);
- software SEM Control User Interface Version 7.06 Copyright © 2004. (JEOL TECHNICS LTD., Japão);
- aparelho de raios X Marca Dabi-Atlante modelo Spectro<sup>®</sup> 70 X, Classe I, Tipo B, corrente tubo 8 mA, voltagem tubo 70 kVp com número de série 000146;
- placa de fósforo fotoestimulável;

- computador - Intel (R) Core (TM) 2 Duo, CPU E8500 @ 3.16 GHz 3.17 GHz, 1,93 GB de RAM;
- posicionadores de radiografias periapicais do paralelismo (RINN da XCP® Instruments Dentsply);
- Digora® fmx, software 2.5.(Soredex Orion Corporation, Helsink, Finlândia).

## **4.2 Método**

Para o desenvolvimento desta pesquisa foi elaborado o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A) que foi obtido junto aos pacientes, após a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa/CEP/UFMS, protocolo 1615 de 04 de março de 2010 (Anexo A).

### **4.2.1 Seleção da amostra**

Foram selecionados seis pacientes, triados na clínica de periodontia da Faculdade de Odontologia Professor Albino Coimbra Filho (FAODO-UFMS), que possuíam dentes com indicação prévia de extração, por motivos periodontais, conforme os critérios de inclusão e exclusão na avaliação desta pesquisa. Do total de pacientes selecionou-se dezenove canais, desses, 6 foram excluídos, 3 por fratura do terço apical radicular durante a exodontia e 3 por erros durante o preparo da amostra. Sendo assim, 13 canais de 12 dentes humanos foram selecionados.

#### **4.2.1.1 Critérios de inclusão nas amostras**

Os pacientes incluídos nas amostras foram os que possuíam dentes do segundo molar ao incisivo central, do lado direito e esquerdo na maxila e mandíbula, com indicação prévia de extração por motivos periodontais, para serem utilizados no experimento.

Os pacientes primeiramente foram submetidos à anamnese e exame clínico. Depois realizou-se o exame radiográfico para a visualização do comprimento aparente do dente, obtendo as medidas com uma régua endodôntica milimetrada, desta forma, obteve-se o comprimento de trabalho provisório. Com o exame radiográfico observou-se, também, as formas e tamanhos das raízes e se elas eram retas, integras e com os ápices totalmente formados. Posteriormente foram aplicados testes de sensibilidade pulpar (teste térmico a frio, com spray congelante), de percussão vertical e horizontal, de inspeção de cáries e restaurações fraturadas,

de comprometimento periodontal, lesão de furca e mobilidade dental para avaliação. Esses dentes na maioria apresentaram vitalidade pulpar, sendo apenas um com necrose conforme metodologia utilizada por (PEREIRA, 2009; CHITA, 2010).

#### 4.2.1.2 Critérios de exclusão nas amostras

Foram excluídos os pacientes cujos dentes apresentaram situações que inviabilizariam o experimento, avaliados pela radiografia de diagnóstico e exame clínico. Os dentes que encontravam-se comprometidos devido a perfurações do assoalho, dilacerações, tratamento endodôntico prévio, rarefações ósseas laterais e periapicais, linhas de fratura, presença de objetos estranhos ou fragmentos de instrumentos fraturados no interior do canal radicular, calcificações e a não formação completa do ápice radicular.

#### 4.2.3 Seleção da técnica radiográfica convencional e digital

Após a seleção dos dentes da amostra, realizou-se as técnicas radiográficas convencional e digital, intra oral periapical do paralelismo, utilizando-se um aparelho posicionador de filme radiográfico (RINN da XCP®, Instruments Dentsply), para padronização da técnica. Essas radiografias permitiram a avaliação da distância do comprimento da ponta do instrumento ao ápice radiográfico. As imagens selecionadas foram as que apresentaram um padrão técnico obedecendo ao Programa de Controle de Qualidade (PCQ) em radiologia odontológica, ou seja, as que possuíam um grau mínimo de distorção, grau médio de contraste e o máximo grau de nitidez, para que fosse possível avaliar as imagens e sugerir um diagnóstico radiográfico.

#### 4.2.4 Medida eletrônica

Foi realizado o procedimento de antisepsia do campo operatório, os dentes foram anestesiados pelo uso do anestésico mepivacaína 2% com epinefrina 1:100.000 (DFL®, Brasil). Após este procedimento, os dentes foram isolados com dique de borracha e qualquer restauração metálica presente foi removida durante o procedimento de abertura coronária.

No acesso coronário, com irrigação constante, foram utilizadas pontas diamantadas para alta rotação 1011, 1012 ou 1013 HL (KG SORENSEN®, Brasil), já, na remoção do teto da câmara pulpar, foram utilizadas brocas tronco-cônicas sem

extremidade cortante Endo-Z, em alta rotação. Após este procedimento irrigou-se com solução de hipoclorito de sódio a 2,5%, depois foi realizada uma análise visual do conteúdo do interior da câmara pulpar no sentido de classificar o caso, entre polpa viva e necrose pulpar. Foram classificados como vitais os dentes com cavidades pulpares apresentando sangramento abundante, cor vermelho vivo e histórico positivo aos testes de sensibilidade pulpar, anteriormente realizados, e os dentes que apresentaram cavidades pulpares com conteúdo necrótico, exsudato, adicionado ao histórico negativo aos testes de sensibilidade pulpar, foram classificados como necrosados. Após a localização da(s) entrada(s) do canal(is) utilizando uma sonda endodôntica, foi executado o cateterismo inicial com lima tipo K número 10 ou 15 (DENTSPLY MAILLEFER®, Suíça), até aproximadamente 4mm aquém do comprimento provisório de trabalho, estabelecido pela medição do comprimento da imagem do dente na radiografia digital inicial. Em todos os casos, previamente à medida eletrônica, foi realizado o preparo dos terços cervical e médio com limas rotatórias de níquel e titânio de grande conicidade Orifice Shaper (DENTSPLY MAILLEFER®, Suíça), nº 1 e 2, de forma que se conseguisse a limpeza e modelagem desse comprometimento de forma progressiva (Crow-Down), até que se atingisse aproximadamente 4mm aquém do comprimento provisório de trabalho. Nos casos de polpa viva ou necrosada, o excedente de sangramento ou de hipoclorito de sódio a 2,5% no interior da câmara pulpar, foi aspirado para a realização da medida de trabalho.

O localizador foraminal eletrônico JOYPEX® 5 (DENJOY, China) foi instalado (Figura 1) posicionando-se o eletrodo da mucosa na comissura labial e o eletrodo da lima no intermediário do instrumento que foi introduzido no interior do canal radicular.

Na mensuração eletrônica propriamente dita foi utilizada uma lima do tipo K (DENTSPLY MAILLEFER®, Suíça) que melhor se adaptava ao diâmetro anatômico do canal radicular e foi introduzida em direção ao ápice radicular, até que o visor do aparelho mostre a indicação 0.1, conforme a sequência descrita por (VARDASCA DE OLIVEIRA *et al.*, 2010).

- a) ligar o Aparelho;
- b) conectar o eletrodo (pólo colgante) na comissura labial do paciente;
- c) inserir o instrumento no interior do canal radicular, certificando-se que o mesmo se ajusta às paredes do canal até o comprimento provisório de trabalho;

d) conectar o outro eletrodo à lima (porta lima);

e) introduzir continuamente no sentido apical a lima, girando-a suavemente no sentido horário ou com movimentos oscilatórios, e na medida em que a lima se aproxima do ápice, a representação numérica vai decrescendo. Esta movimentação terá a exata velocidade da penetração do instrumento no interior do canal, rumo ao forame apical;

f) prosseguir com o instrumento em direção apical, da marcação na posição de 3.5 até a posição de 0.1 um bip intermitente é acionado pelo aparelho, da posição 0.1mm correspondente à saída foraminal (FO), este bip torna-se acelerado, porém, ainda intermitente, entretanto, quando na posição OUT torna-se contínuo;

g) obtida a medida no ponto 0.1 (saída foraminal), estabilizar o cursor em área previamente escolhida, retirar o instrumento e recuar 1mm para o estabelecimento do CRT (comprimento real de trabalho).

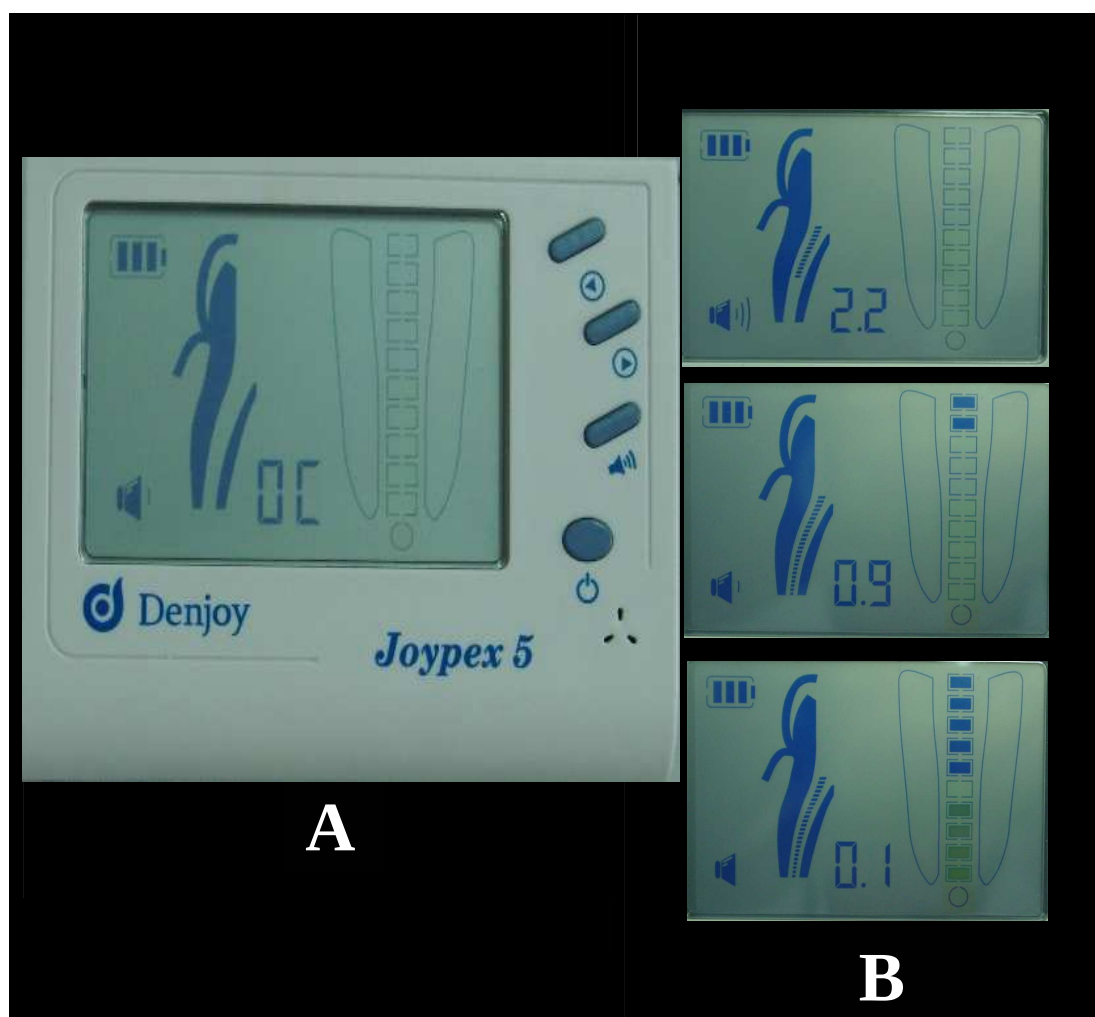


Figura1- A) detalhes do localizador foraminal JOYPEX<sup>®</sup> 5,(DENJOY, China), em B) display do aparelho mostrando a seqüência de leitura até a localização do forame apical.

#### 4.2.5 Fixação e exodontia

Previamente à leitura foi realizado um desgaste prévio com broca diamantada cilíndrica 1090 (KG Sorensen, Brasil) nos casos de cúspides inclinadas ou superfície incisal irregular para dar melhor estabilidade ao cursor. Após a leitura do localizador (Figura 1), a lima foi removida e medida em um paquímetro digital (BLACK BULL<sup>®</sup>, USA), da medida obtida subtraiu-se 1mm e o instrumento em posição correspondente a 1mm do forame apical foi fixado utilizando-se cola líquida de presa rápida (super bonder, HENKEL<sup>®</sup>, Brasil) e resina composta fotopolimerizável fluída (FGM<sup>®</sup>, Brasil), colocada em volta do intermediário da lima através de uma seringa de inserção apropriada. Após suficiente inserção de resina composta, a lima foi seccionada na altura do intermediário (oclusal/incisal), utilizando-se uma ponta diamantada cone invertido em alta rotação. Em seguida removeu-se o isolamento absoluto e realizou-se a radiografia convencional e digital intra-oral periapical do paralelismo utilizando o posicionador (RINN da XCP<sup>®</sup> Instruments Dentsply) para observar a ponta do instrumento ao ápice radicular radiográfico. Após a realização das radiografias os dentes foram extraídos, limpos e desinfetados em sua superfície externa com solução de hipoclorito de sódio a 2,5% por 10 minutos e armazenados individualmente em solução fisiológica, para depois serem preparados para obtenção das medidas no microscópio eletrônico de varredura.

#### 4.2.6 Aferição *in vitro* das medidas obtidas no MEV

Primeiramente identificou-se visualmente a saída do forame apical inserindo a ponta de uma lima tipo K n° 08 ou 10 (DENTSPLY MAILLEFER<sup>®</sup>, Suíça) em sua porção externa, assim poderia ser feita a escolha adequada da face a ser desgastada. Os últimos 5mm da parede dentinária de uma das faces externas escolhidas da raiz foram removidas, desgastou-se a face com broca diamantada 1013 e/ou 2200 (KG SORENSEN<sup>®</sup>, Brasil) e quando uma fina camada de dentina foi percebida entre o desgaste executado e a ponta do instrumento fixado, removeu-se o remanescente utilizando-se uma lâmina de bisturi n° 15, objetivando visualizar a ponta do instrumento e a continuidade do canal até o forame apical (Figura 2).

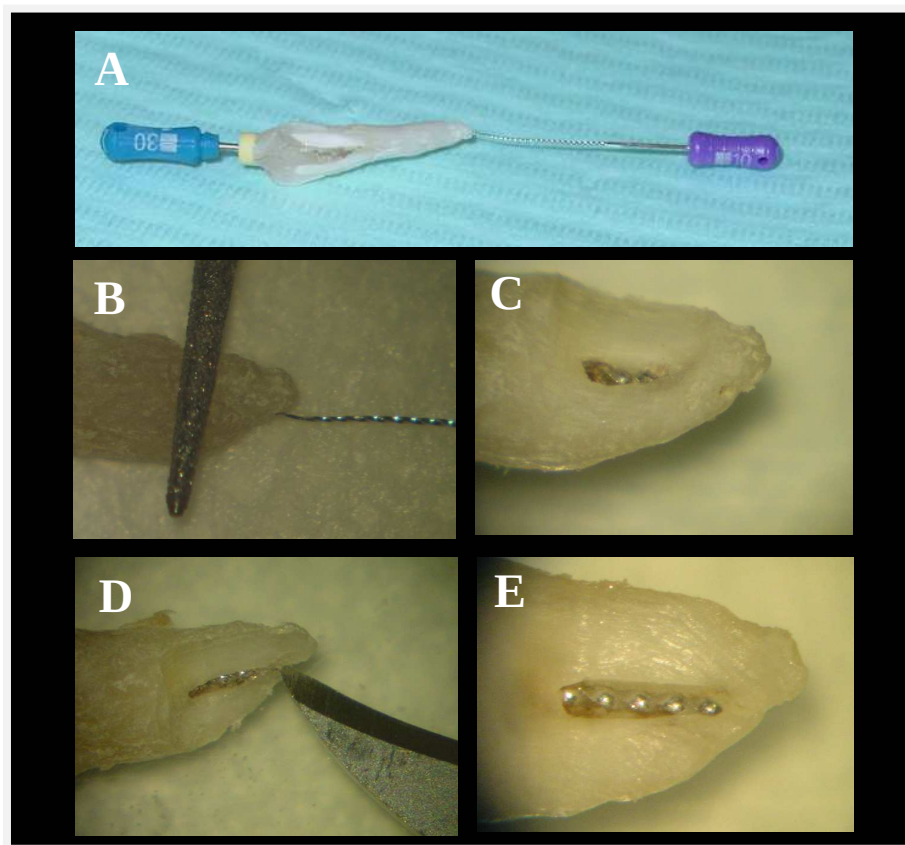


Figura 2 - Sequência de preparo dos espécimes. A) Localização do forame apical; B e C) desgaste da superfície radicular apical; D) acabamento com lâmina de bisturi; E) ponta do instrumento e real saída foraminal visualizados.

Para a visualização da distância entre a ponta da lima e o forame utilizou-se microscópio eletrônico de varredura (MEV) JSM – 6380LV (JEOL<sup>®</sup>, Japão), no aumento de 30, 40 ou 50 vezes. As amostras passaram por etapas de limpeza, onde se imergiu os espécimes por 2 minutos em cuba ultrassônica com hipoclorito de sódio a 2,5%, para remover resíduos que poderiam interferir na análise prévia do MEV, após seguiu-se a desidratação em bateria de álcool etanol ascendente (10%, 30%, 50%, 70%, 80%, 90% e 100%), permanecendo imersas durante 15 minutos em cada concentração e as amostras foram colocadas na estufa a 60°C por 30 minutos para secagem completa.

Sob magnificação de 20 vezes, utilizando lupa estereoscópica binocular (Carl Zeiss, Alemanha), fez-se a colagem das amostras no suporte apropriado para o microscópio, depois foi realizada a metalização das mesmas para possibilitar a leitura e mensuração dos espécimes. Fotografias foram capturadas no aumento de 30, 40 ou 50 vezes e os espécimes submetidos a aferição das distâncias relativas a ponta da lima - real saída foraminal (comprimento real de trabalho) e forame apical -

ápice anatômico. Para isso, foi utilizado o software SEM Control User Interface Version 7.06 Copyright © 2004 (JEOL TECHNICS LTD., Japão) (Figura 3).

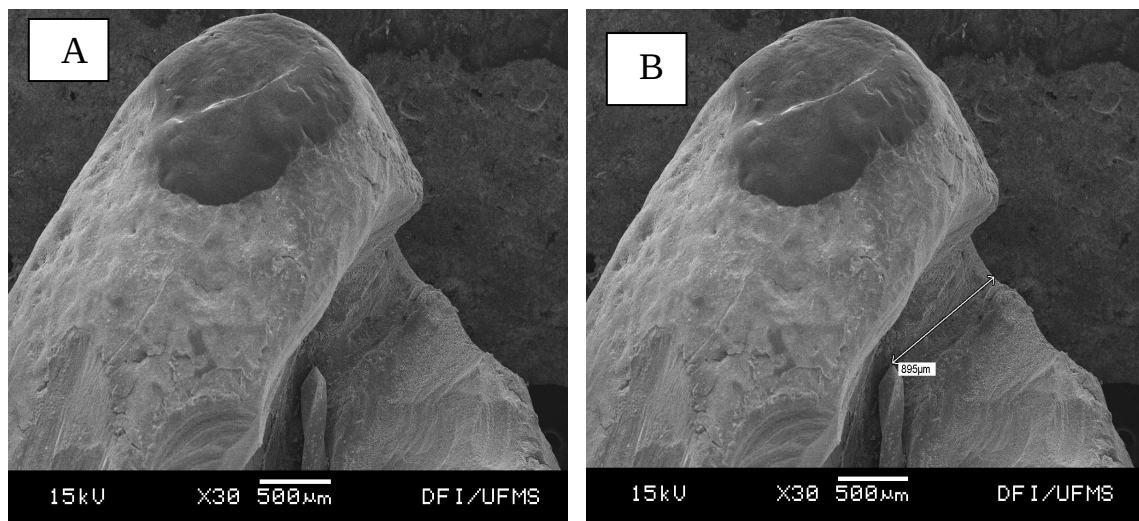


Figura 3 - Distância relativa ao comprimento da ponta do instrumento a real saída foraminal no MEV. A) fotografia capturada da região apical; B) linha que foi traçada com o mouse da ponta do instrumento a saída foraminal mais próxima do canal radicular para mensuração.

#### 4.2.7 Tomada radiográfica convencional e digital

Após a seleção do dente, antes de qualquer procedimento, foi realizada a primeira tomada radiográfica intraoral do paralelismo, com filme radiográfico (Insigth<sup>®</sup>, Kodak) e depois foi realizada uma segunda com a placa ótica de fósforo ativado para sua leitura através do sistema digital Digora<sup>®</sup> 2.5 (Soredex Orion Corporation, Helsink, Finland) (Figura 4), com a finalidade de se obter o comprimento aparente do dente e realizar a odontometria, procedimento este para cada dente selecionado. Após a realização da medida eletrônica com o localizador foraminal e fixação do instrumento como descrito no sub item da medida eletrônica, novas radiografias com a lima no interior do canal foram obtidas.



Figura 4 - Leitor a laser da placa de fósforo fotoativado Digora® (Soredex).

Na técnica radiográfica, para manter padronizada a posição da placa de fósforo ativado em todas as radiografias obtidas e, assim obter imagens radiográficas sempre na mesma posição, utilizou-se o posicionador de radiografias periapicais para a técnica do paralelismo (RINN da XCP® Instruments Dentsply (Figura 5 e 6).



Figura 5 - Posicionador de radiografia do tipo RINN –  
Fonte: Fabinjet.

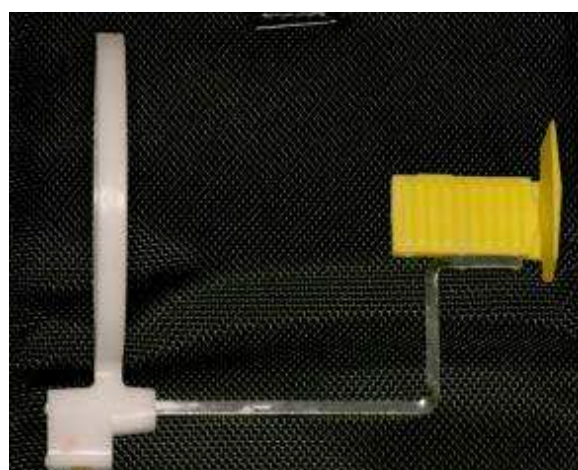


Figura 6 - Posicionador montado para tomadas radiográficas de pré-molares.

A sensibilização da placa ótica (Figura 7) foi realizada com auxílio do aparelho de raios X Dabi Atlante Spectro 70X®, 50/60Hz, 0.95KVA (Figura 8). Para cada dente foram realizadas duas tomadas radiográficas digitais, uma antes e outra

após a odontometria. A segunda radiografia digital foi para observar-se da ponta do instrumento ao ápice radicular, utilizou-se tempo de exposição de 0,2 segundos.



Figura 7 - Placas de fósforo foto estimulável  
invólucro opaco a luz e impermeável



Figura 8 - Aparelho de raios X Spectro  
70X de frente.

Decorrido a leitura da placa ótica pelo leitor do aparelho Digora<sup>®</sup> 2.5, as imagens foram transportadas no software e salvas no HD do computador, em arquivo apropriado e, após a verificação do sucesso das tomadas radiográficas, o dente foi extraído e mantido em solução de soro fisiológico até o momento da aferição “*in vitro*” da medida obtida.

#### 4.2.8 Análise das medidas radiográficas inter examinadores

Após a coleta dos dados da pesquisa todas as imagens radiográficas foram analisadas por 03 examinadores, sendo 01 especialista em endodontia e 02 radiologistas. Antes do início da manipulação das imagens radiográficas digitais, os examinadores foram treinados quanto à maneira da utilização do software do Digora<sup>®</sup> 2.5, e suas ferramentas, podendo manusear quando necessário o brilho, o contraste, os tons de cinza, posição 3D e a régua para as medições de comprimento (Figuras 9 e 10).

A primeira variável analisada foi a comparação inter examinadores para verificação da melhor qualidade das imagens obtidas, numerando os scores em: 1) radiografia de péssima qualidade, 2) qualidade ruim, 3) boa qualidade e 4) excelente qualidade.

As radiografias convencionais foram colocadas em um negatoscópio com máscara e a sala em penumbra, na sequência as imagens das radiografias digitais foram expostas no monitor do computador sem o manuseio, uma segunda comparação com a convencional foi realizada com o manuseio das ferramentas do software do Digora® 2.5 para alteração das imagens e uma melhor visualização do ápice dental radiográfico e ponta do instrumento.

Em uma segunda fase, através da avaliação inter examinadores, utilizou-se as imagens digitais com manuseio das ferramentas do software do Digora® 2.5, para as medições da ponta do instrumento (PI) ao ápice radicular radiográfico (ARR), com a finalidade de comparar com as medidas obtidas com o localizador foraminal.

Nesta fase cada examinador realizou três medidas na imagem radiográfica, na mesma raiz e no final foi feita a média aritmética (PI) ao (ARR) e, assim, subsequentemente nas demais raízes avaliadas. No final foi realizada uma média aritmética da média obtida inter examinadores para a tabulação estatística.



Figura 9 - Digora (brilho e contraste)

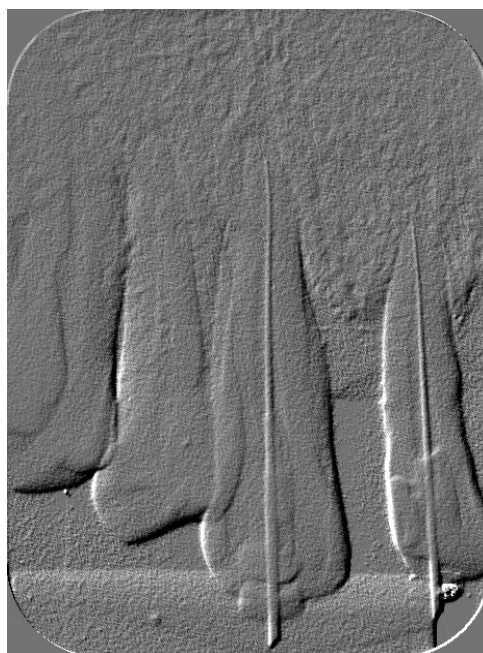


Figura 10 - Digora (relevô/3D)

Para assegurar a uniformidade de interpretação, compreensão e aplicação dos critérios para classificação, os examinadores não participaram da fase experimental do trabalho.

#### 4.2.9 Análise estatística

Após a obtenção das avaliações, as mesmas foram cruzadas com os dados colhidos “*in vitro*” dos dentes extraídos e os resultados submetidos à análise de variância (ANOVA), da bivariada, os testes estatísticos do t de Student, Qui-Quadrado e depois foi utilizado a análise multivariada através de uma análise de correspondência múltipla.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Comparação entre as medidas das imagens

Para a comparação entre médias das três medidas determinadas pelos três observadores (fator), inicialmente, efetuou-se o teste de Levene para verificar a homogeneidade entre as variâncias das medidas, Tabela 1.

Tabela 1 - Teste de homogeneidade das variâncias das três medidas

| Medidas | Levene Statistic | df1 | df2 | P     |
|---------|------------------|-----|-----|-------|
| 01      | 0,024            | 2   | 35  | 0,976 |
| 02      | 0,037            | 2   | 35  | 0,963 |
| 03      | 0,146            | 2   | 35  | 0,864 |

Na Tabela 2 estão apresentados os resultados da Análise de Variância (ANOVA), de um fator, onde aparecem as somas dos quadrados e a média dos quadrados, bem como o parâmetro F e o parâmetro p na última coluna.

Tabela 2 - Tabela de Análise de Variância (ANOVA), de um fator das medidas 01, 02 e 03, dos três observadores

| Medidas |                | Sum of Squares | DF | Mean Square | F     | P     |
|---------|----------------|----------------|----|-------------|-------|-------|
| 01:     | Between Groups | 1,270          | 2  | 0,635       | 1,903 | 0,164 |
|         | Within Groups  | 11,678         | 35 | 0,334       |       |       |
|         | Total          | 12,948         | 37 |             |       |       |
| 02:     | Between Groups | 1,151          | 2  | 0,575       | 1,556 | 0,225 |
|         | Within Groups  | 12,943         | 35 | 0,370       |       |       |
|         | Total          | 14,094         | 37 |             |       |       |
| 03:     | Between Groups | 1,149          | 2  | 0,575       | 1,687 | 0,200 |
|         | Within Groups  | 11,920         | 35 | 0,341       |       |       |
|         | Total          | 13,070         | 37 |             |       |       |

O teste de Bonferroni “à posteriori” (pos hoc) foi aplicado para o cálculo das diferenças entre as médias das medidas relativas aos observadores 01, 02 e 03 e, porventura, se algumas delas fosse significativa seria destacada em Mean Difference (I – J), segunda coluna da Tabela 3.

Tabela 3 - Comparações múltiplas de Bonferroni

| Dependent  |                 |                 | Mean Difference |            | p     | 95% Confidence Interval |             |
|------------|-----------------|-----------------|-----------------|------------|-------|-------------------------|-------------|
| Variable   | (I) OBSERVADOR: | (J) OBSERVADOR: | (I-J)           | Std. Error |       | Lower Bound             | Upper Bound |
| MEDIDA 01: | OBSERVADOR 01   | OBSERVADOR 02   | -0,24481        | 0,23124    | 0,891 | -0,8263                 | 0,3367      |
|            |                 | OBSERVADOR 03   | -0,45096        | 0,23124    | 0,178 | -1,0324                 | 0,1305      |
|            | OBSERVADOR 02   | OBSERVADOR 01   | 0,24481         | 0,23124    | 0,891 | -0,3367                 | 0,8263      |
|            |                 | OBSERVADOR 03   | -0,20615        | 0,22657    | 1,000 | -0,7759                 | 0,3636      |
|            | OBSERVADOR 03   | OBSERVADOR 01   | 0,45096         | 0,23124    | 0,178 | -0,1305                 | 1,0324      |
|            |                 | OBSERVADOR 02   | 0,20615         | 0,22657    | 1,000 | -0,3636                 | 0,7759      |
| MEDIDA 02: | OBSERVADOR 01   | OBSERVADOR 02   | -0,19603        | 0,24344    | 1,000 | -0,8082                 | 0,4161      |
|            |                 | OBSERVADOR 03   | -0,42833        | 0,24344    | 0,262 | -1,0405                 | 0,1838      |
|            | OBSERVADOR 02   | OBSERVADOR 01   | 0,19603         | 0,24344    | 1,000 | -0,4161                 | 0,8082      |
|            |                 | OBSERVADOR 03   | -0,23231        | 0,23852    | 1,000 | -0,8321                 | 0,3675      |
|            | OBSERVADOR 03   | OBSERVADOR 01   | 0,42833         | 0,24344    | 0,262 | -0,1838                 | 1,0405      |
|            |                 | OBSERVADOR 02   | 0,23231         | 0,23852    | 1,000 | -0,3675                 | 0,8321      |
| MEDIDA 03: | OBSERVADOR 01   | OBSERVADOR 02   | -0,16865        | 0,23362    | 1,000 | -0,7561                 | 0,4188      |
|            |                 | OBSERVADOR 03   | -0,42481        | 0,23362    | 0,233 | -1,0123                 | 0,1626      |
|            | OBSERVADOR 02   | OBSERVADOR 01   | 0,16865         | 0,23362    | 1,000 | -0,4188                 | 0,7561      |
|            |                 | OBSERVADOR 03   | -0,25615        | 0,22890    | 0,812 | -0,8317                 | 0,3194      |
|            | OBSERVADOR 03   | OBSERVADOR 01   | 0,42481         | 0,23362    | 0,233 | -0,1626                 | 1,0123      |
|            |                 | OBSERVADOR 02   | 0,25615         | 0,22890    | 0,812 | -0,3194                 | 0,8317      |

Na Tabela 4 estão os resultados da análise pelo teste t de *Student* na comparação das médias das medidas dos três observadores com aquelas obtidas pela microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Tabela 4 - Comparação das médias das medidas dos três observadores(1) com a medida da microscopia eletrônica de varredura (2)

|                              | - 1 -             | - 2 -  |
|------------------------------|-------------------|--------|
| Tamanho =                    | 13                | 13     |
| Média =                      | 1.3831            | 1.4824 |
| Variância =                  | 0.3781            | 0.2543 |
|                              | Homocedasticidade | ---    |
| Variância =                  | 0.3162            | ---    |
| t =                          | -0.4503           | ---    |
| Graus de liberdade =         | 24                | ---    |
| p (unilateral) =             | 0.3283            | ---    |
| p (bilateral) =              | 0.6566            | ---    |
| Poder (0.05)                 | 0.1138            | ---    |
| Poder (0.01)                 | 0.0038            | ---    |
| Diferença entre as médias =  | -0.0993           | ---    |
| IC 95% (Dif. entre médias) = | -0.5545 a 0.3559  | ---    |
| IC 99% (Dif. entre médias) = | -0.7162 a 0.5176  | ---    |

## 5.2 Relatório das imagens

Tabela 5 - Escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem convencional (ponta do instrumento + ápice)

| Imagem convencional | Frequência | %     |
|---------------------|------------|-------|
| Péssima qualidade   | 0          | 0.0%  |
| Qualidade ruim      | 1          | 2.8%  |
| Boa qualidade       | 18         | 50.0% |
| Excelente qualidade | 17         | 47.2% |
| TOTAL               | 36         | 100%  |

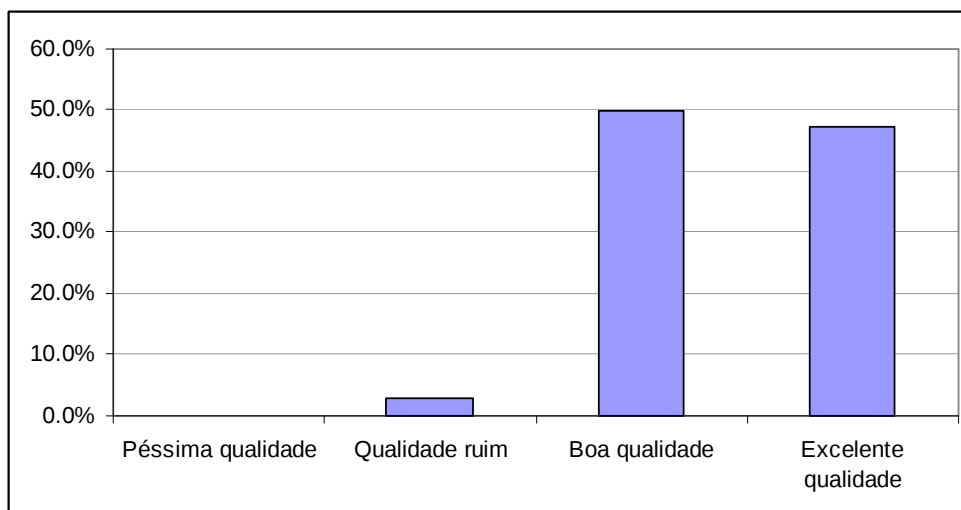


Figura 11 - Escores atribuídos pelos observadores sobre a Imagem Convencional (ponta do instrumento + ápice).

Tabela 6 - Escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem digital (ponta do instrumento + ápice)

| imagem digital      | Frequência | %     |
|---------------------|------------|-------|
| Péssima qualidade   | 0          | 0.0%  |
| Qualidade ruim      | 4          | 11.1% |
| Boa qualidade       | 19         | 52.8% |
| Excelente qualidade | 13         | 36.1% |
| TOTAL               | 36         | 100%  |

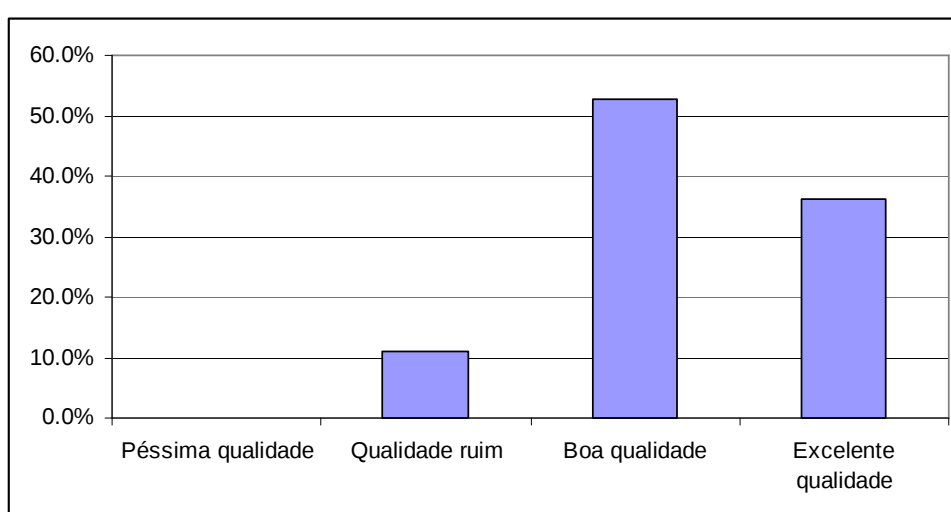


Figura 12 - Escores atribuídos pelos observadores sobre a Imagem digital (ponta do instrumento + ápice).

Tabela 7 – Escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem digital (ponta do instrumento + ápice), com manuseio das imagens

| Imagem digital com manuseio | Frequência | %           |
|-----------------------------|------------|-------------|
| Péssima qualidade           | 0          | 0.0%        |
| Qualidade ruim              | 2          | 5.6%        |
| Boa qualidade               | 12         | 33.3%       |
| Excelente qualidade         | 22         | 61.1%       |
| <b>TOTAL</b>                | <b>36</b>  | <b>100%</b> |

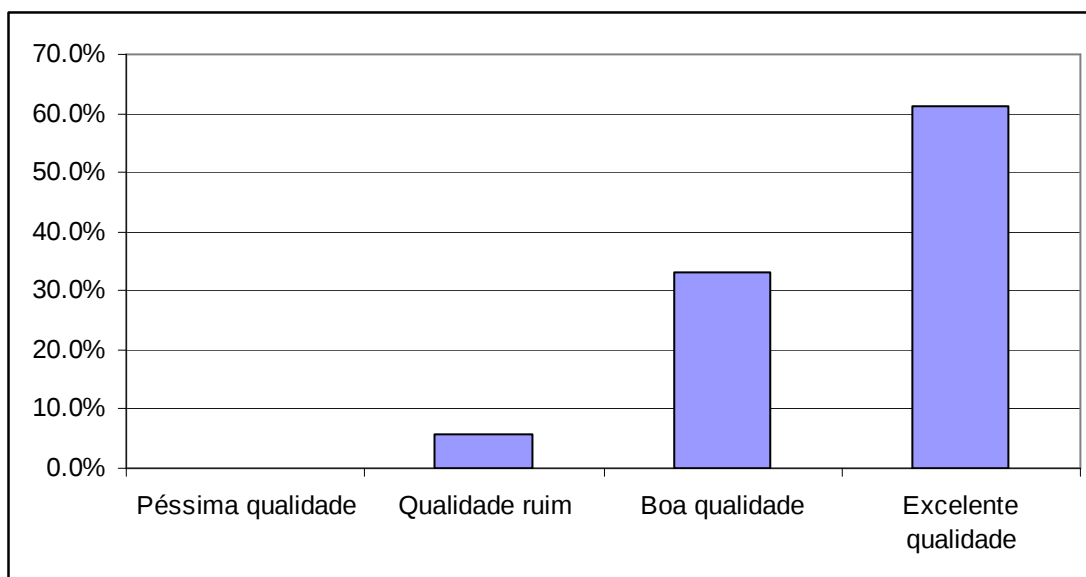


Figura 13 - Escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem digital com manuseio das imagens.

#### ANÁLISE BIVARIADA

Neste item foram realizados alguns cruzamentos de informações que julgou-se importante para verificar a associação entre as variáveis escolhidas.

Nas tabelas a seguir estão mostradas, quando significativa, as células que apresentam frequências acima do esperado (azul), e (vermelha) quando as frequências estão abaixo do esperado.

Tabela 8 - Resultados do cruzamento das variáveis “observador” e “imagem convencional” (ponta do instrumento + ápice), mostrando as células com dependência significativas

| observador/imagem convencional | qualidade ruim | qualidade boa | qualidade excelente | TOTAL |
|--------------------------------|----------------|---------------|---------------------|-------|
| OBSERVADOR 01                  | 0.0%           | 8.3%          | 91.7%               | 100%  |
| OBSERVADOR 02                  | 0.0%           | 50.0%         | 50.0%               | 100%  |
| OBSERVADOR 03                  | 8.3%           | 91.7%         | 0.0%                | 100%  |
| TOTAL                          | 2.8%           | 50.0%         | 47.2%               | 100%  |

Tabela 9 - Resultados do cruzamento das variáveis “observador” e “manuseio da imagem digital” (ponta do instrumento + ápice), mostrando as células com dependência significativas

| observador/manuseio da imagem digital | qualidade ruim | qualidade boa | qualidade excelente | TOTAL |
|---------------------------------------|----------------|---------------|---------------------|-------|
| OBSERVADOR 01                         | 0.0%           | 58.3%         | 41.7%               | 100%  |
| OBSERVADOR 02                         | 0.0%           | 33.3%         | 66.7%               | 100%  |
| OBSERVADOR 03                         | 33.3%          | 66.7%         | 0.0%                | 100%  |
| TOTAL                                 | 11.1%          | 52.8%         | 36.1%               | 100%  |

Tabela 10 - Resultados do cruzamento das variáveis “observador” e “imagem digital”, (ponta do instrumento + ápice), mostrando as células com dependência significativas

| observador/imagem digital | qualidade ruim | qualidade boa | qualidade excelente | TOTAL |
|---------------------------|----------------|---------------|---------------------|-------|
| OBSERVADOR 01             | 0.0%           | 16.7%         | 83.3%               | 100%  |
| OBSERVADOR 02             | 0.0%           | 8.3%          | 91.7%               | 100%  |
| OBSERVADOR 03             | 16.7%          | 75.0%         | 8.3%                | 100%  |
| TOTAL                     | 5.6%           | 33.3%         | 61.1%               | 100%  |

## ANÁLISE MULTIVARIADA

A fim de descobrir a existência de ligação verdadeira entre a variável dependente (explicada) e a independente (explicativa), ou ambas as variáveis com uma terceira, foi realizada uma Análise de Correspondência Múltipla.

A análise do gráfico fatorial (Figura 14), é baseada nas distâncias entre as variáveis, quanto menor a distância, mais associadas estão as variáveis.

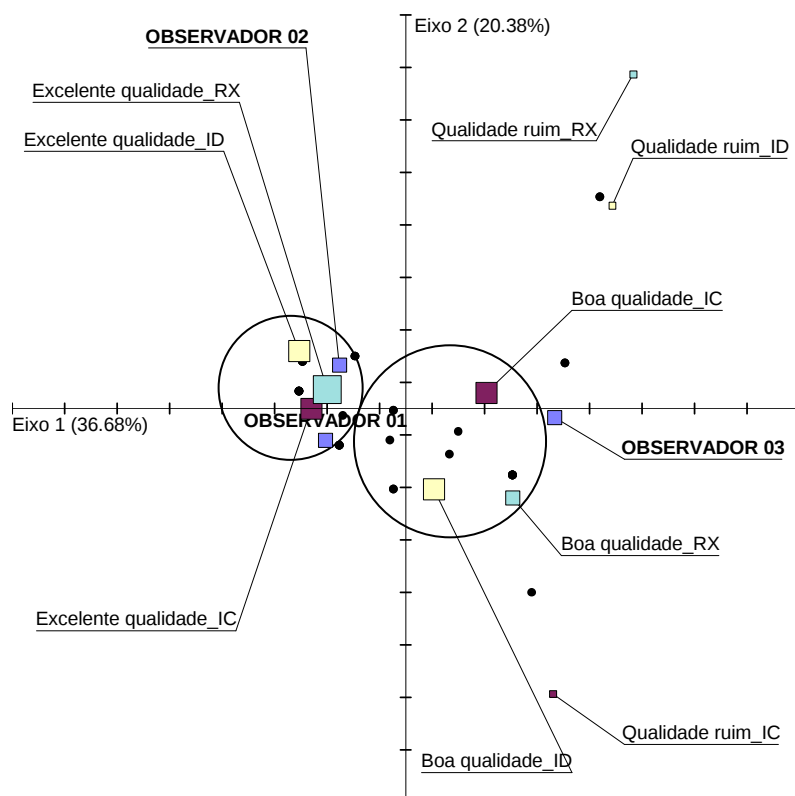


Figura 14 - Gráfico fatorial da variável dependente (ou explicada) a “observador” e como variáveis independentes (explicativas): Imagem convencional, imagem digital e manuseio das imagens, mostrando dois agrupamentos (clusters) formados.

### 5.3 Aspectos metodológicos

#### 5.3.1 Análise estatística

Na análise dos dados foram utilizadas abordagens qualitativas com o objetivo de compreender o fenômeno estudado, e abordagens quantitativas, cujo objetivo é a explicação dos resultados observáveis. Para auxiliar na análise univariada dos dados quantitativos foram utilizados os softwares *Statistical Package for Social Sciences* – SPSS, versão 13.0 e *SPHINX 5.0*. Durante esta fase foram estruturadas as análises para que pudessem responder aos objetivos geral e específicos desta pesquisa.

Após a análise univariada (elaboração de tabelas e gráficos de uma única variável), procedeu-se a uma análise bivariada (cruzamento de variáveis), sobre a qualidade das imagens sentidas por três observadores.

Em cada análise bivariada foi realizado um teste, denominado de Qui-quadrado para a verificação da interdependência entre as variáveis, com nível de significância, indicada pelo valor de  $p$ . Assim, quando  $p \leq 0,05$  diz-se que existe uma dependência significativa entre as variáveis; quando  $p \leq 0,01$  diz-se que essa dependência é muito significativa e, quando  $p > 0,05$ , diz-se que a dependência não é significativa, ou seja, que não existe dependência entre as variáveis.

Pela natureza da pesquisa realizada, optou-se, na discussão da mesma, pela utilização da Análise de Correspondência Múltipla que é um método que tem por objetivo analisar toda a informação contida em uma tabela de contingência, representando, graficamente, a estrutura dessa tabela e produzindo estatísticas complementares de controle (não havendo necessidade de assumir modelos e nem distribuições fundamentais). Isso é obtido através da representação simultânea das categorias (linhas e colunas) de uma tabela de contingência sobre um gráfico (denominado de mapa de perfis), em dimensão reduzida, na forma de pontos.

A Análise de Correspondência Múltipla é uma técnica estatística exploratória utilizada para verificar associações ou similaridades entre variáveis qualitativas ou variáveis contínuas categorizadas. A relação entre as categorias das variáveis é investigada sem que se precise designar uma estrutura causal nem assumir *a priori* uma distribuição de probabilidades, sendo apropriada no estudo de dados populacionais no sentido de uma técnica não inferencial. É útil no estudo de percepções que podem estar associados a determinadas características que se deseja analisar, bem como permite identificar grupos que possuem as mesmas percepções.

Por meio de representação gráfica, as posições das categorias de cada variável no plano multidimensional podem ser interpretadas como associações. Para obter planos que representem a configuração das categorias das variáveis no espaço, calcula-se um conjunto de eixos fatoriais, cada um maximizando uma parcela da variabilidade dos dados. O conjunto desses eixos define o espaço multidimensional e, usualmente, pode-se utilizar uma dimensão perceptível para analisar a posição dos pontos no espaço. Neste trabalho de pesquisa foram adotados dois eixos (horizontal e vertical).

A Análise de Correspondência Múltipla permite descobrir a existência de ligação verdadeira entre a variável dependente (explicada) e a independente (explicativa), ou ambas as variáveis com uma terceira. Com essa análise foi possível

identificar se a explicação da variável dependente estaria relacionada a outros fatores, os quais estariam ocultos se analisados de forma isolada ou utilizando apenas a análise bivariada (cruzamento de variáveis). A técnica de Análise de Correspondência Múltipla utilizada neste trabalho é a de Análise Fatorial por meio do processo de Rotação Ortogonal Varimax, o que viabiliza a interpretação dos dados de diversas variáveis simultaneamente.

A análise do gráfico fatorial é baseada nas distâncias euclidianas entre as variáveis. Quanto menor a distância, mais associadas estão as variáveis. Os tamanhos dos retângulos representam as frequências das variáveis, assim, quanto maior o retângulo maior é a frequência. Cada variável é representada por um retângulo colorido. Círculos são colocados para identificar os “clusters” das variáveis associadas.

Foi realizada, também, a Análise de Variância para a comparação das médias das três medidas dos três observadores sobre o comprimento desde a ponta do instrumento (PI) ao ápice radicular radiográfico (APR) - (imagem digital com manuseio das ferramentas). Foi calculado o valor de  $p$  para a determinação, quando for o caso, das diferenças significativas entre as médias. O teste “a posteriori” de Bonferroni também foi aplicado para o cálculo das diferenças entre as médias das medidas dos três observadores, mostrando, quando pertinente, as diferenças significativas.

Para que se pudesse aplicar o teste de Análise de Variância, verificou-se a existência de homogeneidade das variâncias das medidas, procedendo-se o teste de Levene. Para a comparação das médias das medidas dos três observadores com aquelas obtidas pela microscopia eletrônica de varredura (MEV), aplicou-se o teste  $t$  de *Student*, útil para a comparação de duas amostras com número pequeno de elementos ( $n < 30$ ).

## 6 DISCUSSÃO

Na terapia endodôntica os métodos radiográficos na odontometria ainda são os mais utilizados e difundidos aos clínicos, entretanto, inúmeros estudos demonstram que é difícil obter radiografias sem distorções (OLSON *et al.*, 1991; WILLIAMS *et al.*, 2006). Em 1987 Abbot, destacou que devido às variações morfológicas do sistema dos canais radiculares as radiografias podem ser imprecisas, e o fato de nem sempre o forame apical corresponder ao ápice radiográfico pode levar a erros durante a interpretação radiográfica do observador.

Em estudos de odontometria, os métodos adotados para mensurar distâncias geralmente são paquímetros ou programas de imagens (RAMOS; BERNARDINELLI, 1994; IBARROLA *et al.*, 1999; RAMOS; BERNARDINELLI, 2005). Nesta pesquisa, onde estamos medindo distâncias pequenas, a fim de avaliar a precisão de um aparelho que trabalha em décimos de milímetros, nos pareceu oportuno a escolha de uma ferramenta para avaliação que representasse, no presente, qualidade exata na mensuração, resultando em medidas confiáveis que não comprometessem o resultado, a opção foi pela mensuração do Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), devido esse equipamento apresentar poder de magnificação, com elevada qualidade da imagem, proporcionando alta nitidez, profundidade de foco (imagem com aparência tridimensional) e dispondo de programas específicos de precisão para aferição de unidades de medida (PEREIRA, 2009; CHITA, 2010).

O número de 13 canais avaliados neste estudo foi em função de ser uma amostra que apresentou dados suficientes para a análise estatística, e encontramos grande parte dos trabalhos em conformidade ao assunto com aproximadamente o número da amostra (SHABAHANG *et al.*, 1996; VAJRABHAYA; TEPMONGKOL, 1997; PILOT; PITTS, 1997; DUNLAP *et al.*, 1998; PAGAVINO *et al.*, 1998; PEREIRA, 2009; CHITA, 2010).

O diagnóstico por imagem é parte fundamental da prática odontológica, vem sofrendo transformações e aprimoramentos, apesar do valor da radiografia no diagnóstico, muito se tem falado por causa dos efeitos nocivos da radiação, padrão de qualidade, tempo de espera para diagnóstico e principalmente da questão ambiental.

Durante a tomada radiográfica em que o paciente é submetido a radiação, o filme radiográfico utilizado é o principal responsável pela redução da dose de radiação. Utilizando-se filmes mais sensíveis, conseqüentemente, o profissional reduzirá o tempo de exposição e a quantidade de radiação produzida pelo aparelho, diminuindo na mesma proporção os efeitos biológicos nocivos ao paciente ou a si mesmo. (RAMALHO *et al.*, 1999; SHEAFFER *et al.*, 2002; OLIVEIRA *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2006).

Com o advento da informática que encontra-se hoje em desenvolvimento e a utilização dessa tecnologia aplicada à radiologia odontológica, as imagens digitais podem ser consideradas uma das áreas de maior desenvolvimento de sua aplicação na área da saúde. Essa tecnologia encontra-se disponível no mercado, com custo cada vez menor, através de programas que acompanham determinados aparelhos e outros que são autorizados gratuitamente, devendo apenas o profissional baixar o programa diretamente da internet. Com esse recurso pode-se avaliar as diversas áreas da imagem radiográfica, em toda extensão, produzidas digitalmente, transformando os dados numéricos da imagem original analógica em pequenos quadrados, denominados *pixel*, e a cada um deles está associado um número que representa a cor da imagem e sua posição na matriz, formando um conjunto de números que são analisados e armazenados na memória de um computador. As imagens digitais estão associadas ao desenvolvimento dos equipamentos de informática, nos últimos anos, em especial da capacidade do processamento e armazenamento de dados cada vez maiores (WATANABE *et al.*, 1994; MC DONNEL, 1995; ALMEIDA *et al.*, 2000; ALPÖZ *et al.*, 2007; BOSCOLO *et al.*, 2007).

A radiografia odontológica convencional está sendo surpreendida por uma revolução no campo da radiologia digital. Nos últimos anos, a ênfase vem sendo dada à radiografia digital direta e indireta, envolvendo a conversão da imagem de um filme radiográfico convencional em uma imagem digital. Este estágio tem sido útil na pesquisa e desenvolvimento da radiografia digital nos diversos setores da radiologia odontológica, colocando em evidência as vantagens e desvantagens dos sistemas de obtenção de imagens diretas em relação às indiretas e aos filmes convencionais. Estas imagens podem ser manipuladas, intensificadas, armazenadas e exportadas para informação e outros propósitos, fazendo delas uso em grande potencial, além dos benefícios clínicos diretos e diagnósticos. Na imagem digital a luz é transmitida para uma imagem previamente registrada ou um feixe de raios X é

convertido dentro de um sinal eletrônico, primeiro em análogo e na forma digital. Através do computador as amostras das imagens são controladas a aquisição, armazenamento e recuperação. Existem dois tipos de sistemas de imagem digital, o Sens-A-Ray (Regan Medical Systems AB, Sunsvall, Suécia) e a Radiovisiografia ou RVG (Trophy Radiologie, Vincennes, França), unidades usadas para radiografias intrabuciais. Neste processo, a imagem digital pode ser em um ou vários formatos: uma radiografia, uma fotografia em preto e branco de uma radiografia, ou um slide de 35mm. A imagem é, então, escaneada para dentro de um computador, processada e mostrada num monitor. Uma vez a imagem digitalizada, mesmo direta ou indiretamente, pode ser armazenada, manipulada e produzida dentro de um ou de vários meios: disco rígido, CD ROM, dispositivo de carga acoplado (CCD), fotografia ou slide 35 mm. Na Odontologia, a imagem digital indireta é usada em análise cefalométrica. Como resultado, a qualidade completa da imagem digital não pode ser maior do que aquela fornecida pela radiografia. Mas, a grande vantagem ainda é atribuída à grande redução da exposição à radiação do paciente, do pessoal auxiliar e dos profissionais sem perda de qualidade de imagem. Citaram ainda a grande capacidade de manipulação da imagem, baseada nos requisitos diagnósticos para cada área, mesmo em imagens subexpostas (WATANABE *et al.*, 1994; BOURGEOIS *et al.*, 1995; WENZEL; GRÖNDAHL, 1995; MATHEUS *et al.*).

Para a imagem radiográfica de um filme convencional pode ser convertida para um sinal digital. A imagem é dividida dentro de uma matriz por pixels em tamanho uniforme. Cada qual é assinalado por uma escala de valores cinza baseado na densidade óptica e este valor é armazenado no computador. O tamanho da matriz e a escala cinza podem ser escolhidos pelo operador, baseados no diagnóstico do trabalho conduzido. O tamanho da matriz e a variação da escala cinza são 256 x 256 ou 512 x 512 pixels ou 256 níveis de cinza. Uma vez a imagem estando no computador, várias operações podem ser feitas dependendo do programa. Uma das operações mais usadas é a comparação de imagens chamadas de subtração digital. O computador pode comparar duas imagens pixel por pixel e mostrar a diferença de densidade na nova imagem. Na radiografia digital na qual utilizaram uma placa óptica contendo fósforo foto estimulado para a aquisição da imagem radiográfica clássica, com a função dos sistemas de auto leitor, a confiabilidade na reprodução da imagem, a quantidade de exposição de radiação a qualidade física da imagem foram observadas, comparando as radiografias

convencionais com as das placas de imagem lidas pelo sistema Digora (fósforo foto estimulado) intrabucais para avaliar a capacidade de diagnosticar lesões periapicais. Concluíram que o tamanho do pixel do Digora apresenta resolução espacial suficiente para detecção das lesões periapicais (BROOKS; MILES, 1993; COWEN *et al.*, 1993; LUOSTARINEN *et al.*, 1995).

Em estudos realizados por Ellwood *et al.*, 1997; Oliveira *et al.*; 2000; Cruz *et al.*, 2004; Mupparapu; Arora, 2004; Sarmento *et al.*, 2004, relataram sobre o novo sistema Digora, que utiliza uma placa de imagem para obter a radiografia digital direta por um processo conhecido como foto estimulação fósforo-luminescente e que a cobertura da placa de imagem tem a propriedade similar às placas intensificadoras dos sistemas convencionais, não emitindo toda a energia de radiação captada em forma de luz, que fica armazenada dentro da placa óptica, e a energia estimulada pode ser liberada por foto estimulação a laser. A placa de imagem pode ser lida quando introduzida na leitora e conectada a um computador, onde uma varredura a laser da superfície e da quantidade de luz emitida das diferentes partes da placa de imagem, torna-se detectável e o sinal gerado pelo detector converte-se em imagem digital. A placa possui a espessura de 1,7mm e a área ativada da placa maior tem 30x40mm, representada por 416 x 560 pixels, promovendo uma resolução espacial de 71 x 71 micrometros. Como cada pixel pode ter 256 tons de cinza (8 bits), trabalhos anteriores demonstraram uma resolução limite entre 6,3 e 7,1 pares de linhas/mm. A redução da dosagem dos raios X é de 50 a 80% quando comparada ao filme convencional e com captura direta de imagem na forma digitalizada, sendo desnecessária a manipulação indireta dos filmes convencionais computadorizados. No sistema digora temos a vantagem de utilizar uma placa óptica similar ao do filme radiográfico convencional, sendo de fundamental importância para especialidades odontológicas e tem acontecido um passo mais rápido nos campos de ortodontia, cirurgia oral, endodontia, radiologia e periodontia, nas quais a exibição da imagem, abrangendo uma área maior, se faz necessária. Essas placas ópticas podem ser adaptadas em qualquer região da cavidade bucal, permitindo o uso de suporte posicionador. Concluíram que comparativamente aos filmes convencionais, os sistemas digitais apresentam maior sensibilidade aos raios X, chegando a uma redução da dose de exposição de 50% ou mais, dependendo da área a ser radiografada.

Na endodontia, para realização da odontometria ainda são utilizados pelos clínicos e especialistas os métodos radiográficos com filmes, para a localização da região do ápice radicular, apesar de autores como (OLSON *et al.*, 1991; WILLIAMS *et al.*, 2006), relataram a dificuldade de obter radiografias sem distorção de imagem.

Nos estudos realizados quanto ao fator de distorção da placa óptica do sistema de imagem digital do Digora<sup>®</sup>, foram avaliadas as distorções das imagens radiográficas ocorridas durante a determinação do comprimento de trabalho na endodontia, utilizando a técnica radiográfica intra bucal do paralelismo. Relataram que mundialmente não se contesta que, independentemente da técnica, para se obter sucesso no tratamento endodôntico e um dos procedimentos de suma importância é a determinação do comprimento do trabalho, mesmo sabendo que podia ocorrer subjetivamente erros de medição (VALE *et al.*, 1998; ARAUJO FILHO *et al.*, 1999; ARAÚJO GOMES, 1999; SHEAFFER *et al.*, 2002).

Reforçando ainda mais o problema das variações morfológicas da região apical, foram constatados através dos trabalhos de Dummer *et al.*, 1984; Morfis *et al.*, 1994; Soares *et al.*, 2005, a incrível inconstância nas medidas correspondentes à distância forame apical e ápice anatômico com valores discrepantes, variando de 0 a 3,8mm, sendo o ápice anatômico uma estrutura visível aos raios X, este somente em duas dimensões, nos parece certo afirmar que o exame radiográfico não consegue indicar, ou ao menos sugerir o ponto exato correspondente ao forame apical.

Blaskovic-Subat (1992) ressaltou que o clínico deveria considerar o desvio do forame durante o tratamento endodôntico, pois a radiografia não detectava esse desvio. Confirmando esses dados, Machado; Pesce (1981), analisando regiões apicais sob magnificação de radiografias de obturações coincidentes com o vértice apical (fim do ápice anatômico visto nos raios X), encontraram 98,3% dos espécimes com a obturação ultrapassando o forame. Em trabalho com metodologia semelhante, Rosa Neto *et al.* (2001) encontraram 100% dos casos com sobre obturações. Isso se tornava ainda mais crítico quando se trata de dentes com polpa necrosada portadores de lesões periapicais visíveis radiograficamente, pois de acordo com Ferlini Filho (1999), as radiografias convencionais não eram recursos adequados no diagnóstico de reabsorções radiculares apicais em estágios iniciais e esse problema acentua-se quando a lise radicular está presente na face vestibular ou palatina da raiz envolvida. Sendo assim, diante de um tratamento que necessita de precisão para que o sucesso seja alcançado, a radiografia não deveria ser fator

isolado e conclusivo na determinação do limite de instrumentação e obturação dos canais radiculares.

Alguns estudos obtiveram índices satisfatórios (OLSON *et al.*, 1991; SOARES *et al.*, 2005), outros índices desfavoráveis (MACHADO; PESCE, 1981; ROSA NETO *et al.*, 2001) da precisão e confiabilidade pelo método radiográfico de odontometria. Isso pode ser explicado a partir da metodologia utilizada, pois quando analisamos os experimentos *in vitro*, encontramos facilidade de posicionamento da película radiográfica, e da obtenção de uma correta angulação, por isso, os experimentos realizados em dentes extraídos, cadáveres e crânios secos obtêm porcentagem maior de resultados satisfatórios (RAMOS; BRAMANTE, 2005).

Para avaliar a precisão e confiabilidade do método eletrônico, foram executados *in vivo*, estudos. Nessas investigações selecionaram pacientes com dentes indicados para extração por motivos periodontais ou ortodônticos. Essa metodologia parece ser a que oferece resultados mais próximos do que acontece clinicamente, pois proporciona a visualização direta do estabelecimento do limite apical determinado pelo método eletrônico, em relação à posição real do forame apical (BRAMANTE; BERBET, 1974; ARORA; GULABIVALA, 1995; SHABAHANG *et al.*, 1996; VAJRABHAYA; TEPMONGKOL, 1997; PILOT; PITTS, 1997; DUNLAP *et al.*, 1998; PAGAVINO *et al.*, 1998; WILLIAMS *et al.*, 2006; WRBAS *et al.*, 2007; RAMOS; BRAMANTE, 2005; PEREIRA 2009; CHITA 2010).

De acordo com os resultados encontrados por Ibarrola *et al.*, 1999, que avaliaram o localizador Root<sup>®</sup> ZX, o preparo dos terços cervical e médio das raízes foi realizado previamente à medição, devido os valores obtidos pelo aparelho com a técnica de instrumentação progressiva encontraram-se muito mais próximos do comprimento real de trabalho, fato esse provavelmente devido ao instrumento poder tocar mais paredes na região apical, fazendo de maneira mais efetiva a leitura da impedância da região.

Conforme estudos de Teixeira; Figueiredo em 2004 para eliminar riscos de desconforto para o paciente, havia necessidade do emprego de uma corrente elétrica alternada muito baixa, aproximadamente 2 microamperes, e por isso que, para o funcionamento adequado dos localizadores foraminais eletrônicos do tipo frequência-dependente (3ª geração), tem a necessidade da presença de substâncias eletrolíticas no interior do canal radicular. Devido a esse fato e respaldado na literatura pertinente (KOBAYASHI; SUDA, 1994; ARORA; GULABILAVA, 1995;

MEAREZ; STEIMAN, 2002) a qual relata não haver influência da solução irrigadora utilizada que, na maioria das vezes foi o hipoclorito de sódio em diferentes concentrações, a irrigação dos canais foi realizada com hipoclorito de sódio a 2,5%, independente do estado pulpar, tomando-se somente o cuidado de remover o excesso de líquido da câmara pulpar, conforme recomendações de Ramos; Bramante (2005), do *modus operandi* para os localizadores foraminais eletrônicos de terceira geração. Dunlap *et al.* (1998), Arora; Gulabivala (1995) também removeram o excedente de solução irrigadora da câmara pulpar antes da medição. De acordo com os pesquisadores, esse procedimento evita que a solução irrigadora entre em contato com o meio externo a cavidade pulpar, promovendo um desvio na passagem de corrente elétrica, levando ao erro de leitura do aparelho.

Nesta pesquisa foram executadas as medidas do forame apical, utilizando a demarcação do visor do aparelho Joypex® 5 correspondente a “FO”, para então com o auxílio de paquímetro digital, medirmos a lima de leitura e recuarmos 1mm, foi executada pois segundo Ramos; Bramante (2005) a parede do canal radicular, no terço apical, tornar-se menos espessa, diminuindo sua capacidade de isolamento elétrico, e depois foi realizada em seqüência a fixação do instrumento que melhor se ajustasse nessa medida do canal radicular. A presença da constrição apical delimita o isolamento elétrico parcial do canal radicular em relação ao tecido periodontal, e sua continuidade com os demais tecidos bucais. Esse limite norteia a leitura dos aparelhos de medição eletrônica no interior do canal radicular, proporcionando uma variação sensível de impedância. Essa variação é traduzida pela diminuição dos valores da escala do visor do aparelho. Nos casos de ápice incompleto, reabsorção apical avançada ou sobreinstrumentação, a constrição apical pode estar comprometida ou ausente, alterando a conformação elétrica do canal radicular.

Ao analisar os resultados do experimento, notamos que os dados referentes aos apresentados pelas leituras do aparelho Joypex® 5 em relação a medida hipotética de 1mm, não representaram diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados são concordantes com os trabalhos de (KOBAYASHI; SUDA, 1994; NGUYEN *et al.*, 1996; SHABAHANG *et al.*, 1996; VAJRABHAYA; TEPMONGKOL, 1997; DUNLAP *et al.*, 1998; PAGAVINO *et al.*, 1998; WRBAS *et al.*, 2007; PEREIRA, 2009; CHITA, 2010) os quais testaram também aparelhos de 3ª geração. O aparelho apresentou média na amostragem de 0.87 mm e desvio padrão  $\pm 0,42$ mm. Segundo as condições biológicas pulpares e a localização média da constrição apical, o

aparelho comportou-se dentro de um limite clínico aceitável de determinação do comprimento de trabalho.

O reconhecimento clínico e radiográfico da constrição apical é praticamente impossível e diante disso, o clínico tem como referência, no exame radiográfico, a imagem apical para se basear na determinação do comprimento real de trabalho. Sabendo que anatomicamente, existe uma grande variabilidade na distância entre o ápice radiográfico, forame apical, tendo sido demonstrado que essas diferenças representam mais regra do que exceção (DUMMER *et al.*, 1984; BLASKOVIC-SUBAT *et al.*, 1992; MORFIS *et al.*, 1994; RADAN;PRICE, 2004) e que grande parte das escolas de Odontologia no Brasil recorrem aos ensinamentos do método radiográfico da prova e erro de Ingle (subtração de 1mm do ápice visto nos raios X) para determinação do comprimento real de trabalho, nessa investigação também se propôs a avaliar, na amostra dos dentes submetidos a leitura pelo localizador, a distância do ápice anatômico ao forame apical.

Respeitando os princípios biológicos da preservação dos tecidos periapicais, autores determinaram a necessidade de um limite apical que não cause dano tecidual, favorecendo o reparo e ou regeneração dessa área, e vários trabalhos demonstraram que os limites de instrumentação e obturações devem estar limitados à região da constrição apical, onde geralmente também se localiza o limite CDC (RICUCCI; LANGE LAND, 1998).

A constrição apical apresenta uma grande variação da sua distância média dentro do espaço de 1mm aquém do forame apical: 0,52 a 0,66mm (GREEN, 1956), 0,99mm (DUMMER *et al.*, 1984), 1,2mm (HASSANIEN *et al.*, 2008), podendo diferir bastante da localização do limite CDC. Segundo Hassanien *et al.* (2008) a constrição apical estava sempre localizada no sentido mais coronário em relação ao limite CDC.

Ao analisar os resultados do experimento, notamos que nos testes estatísticos, referentes aos dados na comparação entre as medidas das imagens, determinadas pelos três observadores através do teste de Levene para verificar a homogeneidade entre as variâncias das medidas conforme a Tabela 1, concluímos que as variâncias das medidas 01, 02 e 03 podem ser consideradas homogêneas, pois foi encontrado o valor de  $p > 0,05$  para as três medidas e devido a existência de homogeneidade das medidas procedeu-se a Análise de Variância (ANOVA), de um fator (observador), levando-se em conta as hipóteses:  $H_0$ : As médias das três

medidas 01, 02 e 03, dos três observadores são iguais;  $H_1$ : Pelo menos uma das médias encontradas foi diferente das demais.

Na Tabela 2 estão apresentados os resultados da Análise de Variância (ANOVA), de um fator, onde aparecem as somas dos quadrados e a média dos quadrados, bem como o parâmetro F e o parâmetro p na última coluna. Se  $p > 0,05$  as médias podem ser consideradas iguais, enquanto que, se  $p < 0,05$  as médias podem ser consideradas diferentes, pois existem diferenças significativas entre as mesmas. Como  $p > 0,05$  não se tem argumentos para rejeitar a hipótese nula  $H_0$ , isto é, pode-se considerar que as médias são realmente iguais.

O teste de Bonferroni “à posteriori” (pos hoc) foi aplicado para o cálculo das diferenças entre as médias das medidas relativas aos observadores 01, 02 e 03 e, porventura, se algumas delas fosse significativa.

Na Tabela 4 estão os resultados da análise pelo teste t de *Student* na comparação das médias das medidas dos três observadores com aquelas obtidas pela microscopia eletrônica de varredura (MEV), com as seguintes hipóteses:  $H_0$ : As médias das medidas dos três observadores são iguais à média obtida pelo MEV;  $H_1$ : Pelo menos uma das médias das medidas dos observadores é diferente da medida obtida pelo MEV. Observa-se nesta tabela que o valor de p (bilateral) = 0,6566 > 0,05, podemos afirmar que não se tem argumentos para rejeitar a hipótese nula, isto é, pode-se considerar que as médias das medidas dos observadores são iguais à média das medidas obtida pelo microscopia eletrônica de varredura (MEV). Analisando esses resultados, isso ocorreu porque os espécimes analisados provavelmente apresentavam uma pequena distância ápice forame, pois o localizador faz a leitura a partir do forame apical e a odontometria radiográfica a partir do ápice e se essas estruturas anatômicas estão localizadas muito próximas, o comprimento real do dente a partir do forame apical ou ápice se torna muito semelhante.

As análises dos relatórios das imagens dizem respeito aos escores atribuídos por cada um dos observadores aos três tipos de imagens distintos, tomadas de cada um dos pacientes. Os escores variaram de 1 = péssima qualidade até 5 = excelente qualidade. Na Tabela 5 tem-se os resultados obtidos pelos escores atribuídos (frequência e porcentagem), à imagem convencional (ponta do instrumento + ápice). A média aritmética dos escores obtida foi de 3.44, com desvio-padrão = 0.56 e correspondente coeficiente de variação de 16,3%, indicando uma

média dispersão entre os escores atribuídos. Considerando que até 15% tem-se uma baixa dispersão, o resultando acima pode ser considerado muito próximo de bom. Esses dados mostram que a classificação da imagem dependeu do observador. Tal fato pode ser elucidado pela experiência de cada um na análise e interpretação dessas imagens, pois como descrito foram utilizados dois profissionais da especialidade da radiologia e um endodontista. Como o endodontista está diretamente ligado a visualização da estrutura anatômica ápice, se esta não estiver com boa nitidez, é provável que a imagem poderia ter sido qualificada em escore menor. O radiologista já visualiza a imagem como um todo.

Na Tabela 6 temos os resultados obtidos pelos escores atribuídos (frequência e porcentagem), à imagem digital (ponta do instrumento + ápice). A média aritmética dos escores foi de 3,25, com desvio-padrão = 0,65 e correspondente coeficiente de variação de 20,6 indicando uma média dispersão entre os escores atribuídos. Considerando que até 15% tem-se uma baixa dispersão, o resultando acima pode ser considerado muito próximo de bom.

Na Tabela 7 temos os resultados obtidos pelos escores atribuídos pelos observadores sobre a imagem digital (ponta do instrumento + ápice), com manuseio das imagens e a média aritmética dos escores foi de 3,56, com desvio-padrão = 0,61 e correspondente coeficiente de variação de 17,3%, indicando uma média dispersão entre os escores atribuídos. Considerando que até 15% tem-se uma baixa dispersão, o resultando acima pode ser considerado muito próximo de bom.

Ao considerarmos as Tabelas 5, 6 e 7, o resultado de todas foram considerados muito próximo do bom, devido a estes fatores foi realizado a ANÁLISE BIVARIADA realizando alguns cruzamentos de informações que julgou-se importante para verificar a associação entre as variáveis escolhidas. Para verificar a dependência entre as variáveis cruzadas, aplicou-se o teste do Qui-quadrado, com a verificação do valor de  $p$ . Se  $p > 0,05$  não existe dependência significativa entre as variáveis; se  $0,01 < p \leq 0,05$ , existe dependência significativa entre as variáveis; se  $p \leq 0,01$  a dependência é altamente significativa.

Nas tabelas 8, 9 e 10 a seguir estão mostradas quando significativa, as células que apresentam frequências acima do esperado (azul), e (vermelha) quando as frequências estão abaixo do esperado.

Na Tabela 8 estão apresentados os resultados do cruzamento entre as variáveis “observador” com a variável “imagem convencional”. Observa-se nesta

tabela que a dependência entre as variáveis é altamente significativa ( $p=0$ ), podendo-se observar que o observador 01 classificou quase todas as imagens como de excelente qualidade (91,7%), frequência muito acima da esperada, que era de 47,2%. Consequentemente, como boa qualidade ficou em 8,3%, muito abaixo da esperada, que era de 50%. Já o observador 03 não classificou nenhuma imagem como de excelente qualidade, com 0,0%, frequência muito abaixo da esperada (47,2%), e como de boa qualidade, 91,7%, bem acima da esperada (50%). As imagens foram classificadas pelo observador 02 dentro das porcentagens esperadas (50%). Concluiu-se, então, que a classificação da imagem dependeu do observador, que pode estar ligado à experiência de cada um nas análises e interpretação dessa imagem. A dependência é muito significativa.  $\text{Qui}^2=21.04$ ,  $\text{gl}=4$ ,  $p=0$ .

Na Tabela 9 estão apresentados os resultados do cruzamento entre as variáveis “observador” com a variável “manuseio das imagens digital”. Observa-se nesta tabela que a dependência entre as variáveis é, também, altamente significativa ( $p=0$ ), podendo-se observar que o observador 02 classificou como imagens de excelente qualidade 66,7%, frequência muito acima da esperada, que era de 36,1%. As outras classificações ficaram dentro da normalidade. Já o Observador 03 não classificou nenhuma imagem como de excelente qualidade, com 0,0%, frequência muito abaixo da esperada (36,1%), e como de imagem de péssima qualidade, 33,3%, bem acima do esperado (11,1%). O observador 01 classificou a imagem digital dentro das porcentagens esperadas. Concluiu-se, então, que a classificação da imagem dependeu do observador, que pode estar ligado à experiência de cada um na nas análises e interpretação dessa imagem. A dependência é muito significativa.  $\text{Qui}^2=16.91$ ,  $\text{gl}=4$ ,  $p=0$ .

Na Tabela 10 estão apresentados os resultados do cruzamento entre as variáveis “observador” com a variável “imagem digital”. Observa-se nesta tabela que a dependência entre as variáveis é altamente significativa ( $p=0$ ), podendo-se observar que o observador 02 classificou como imagens de excelente qualidade 66,7%, frequência muito acima da esperada, que era de 36,1%. As outras classificações ficaram dentro da normalidade. Já o observador 03 não classificou nenhuma imagem como de excelente qualidade, com 0,0%, frequência muito abaixo da esperada (36,1%), e como de imagem de péssima qualidade, 33,3%, bem acima do esperado (11,1%). O observador 01 classificou a imagem digital dentro das porcentagens esperadas. Concluiu-se, então, que a classificação da imagem

dependeu do observador, que pode estar ligado à experiência de cada um nas análises e interpretação dessa imagem. Neste item a dependência é muito significativa.  $Qui^2=21.77$ ,  $gl=4$ ,  $p=0$ .

A Análise Multivariada foi realizada a fim de descobrir a existência de ligação verdadeira entre a variável dependente (explicada) e a independente (explicativa), ou ambas as variáveis com uma terceira, foi realizada uma Análise de Correspondência Múltipla. Com essa análise foi possível identificar se a explicação da variável dependente estaria relacionada a outros fatores os quais estariam ocultos se analisados de forma isolada ou utilizando apenas a análise bivariada (cruzamento de variáveis). A técnica de Análise de Correspondência Múltipla utilizada neste trabalho é a de Análise Fatorial por meio do processo de Rotação Ortogonal Varimax, o que viabiliza a interpretação dos dados de diversas variáveis simultaneamente.

A análise do gráfico fatorial (Figura 14) é baseada nas distâncias entre as variáveis, quanto menor a distância, mais associadas estão as variáveis. Os tamanhos dos retângulos representam as frequências das variáveis, quanto maior o retângulo maior é a frequência. Cada variável é representada por um retângulo colorido. Os círculos foram colocados para identificar os “clusters” das variáveis associadas. As porcentagens nos eixos 01 e 02 representam a variância explicadas pelos respectivos eixos através de uma rotação varimax. Esse conjunto, representa em torno de 57% da variação (soma das variações dos dois eixos), o que é classificado como muito bom. Nota-se que os observadores 01 e 02, círculo menor, classificam as imagens como excelentes: imagem convencional, imagem digital e manuseio das imagens. Já o observador 03 classifica as imagens como de boa qualidade e algumas de qualidade ruim.

Através da literatura revisada e dos dados obtidos, os quais mostraram-se semelhantes para as imagens convencional e digital, fica claro que o sistema digital, oferecendo novas informações, inclusive com a possibilidade de manipular as imagens devendo ser incorporado a sua utilização na clínica odontológica, pois apresenta entre outras, a grande vantagem de diminuir a exposição a radiação ionizante, com igual e futura potencial possibilidade de aumentar a eficácia diagnóstica, permitindo determinar mensurações lineares por meio do seu software (SILVA, *et al.*, 2000; OLIVEIRA, *et al.*, 2003; CRUZ, *et al.*, 2004; KAWAUCHI, *et al.*, 2004; BOSCOLO, *et al.*, 2007; GIUSTI, 2007).

Com relação ao método eletrônico de odontometria, notamos que os testes estatísticos, referentes aos dados apresentados pelas leituras do aparelho Joypex 5<sup>®</sup> em relação a medida hipotética de 1mm, não representaram diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados são concordantes com os trabalhos de (KOBAYASHI; SUDA, 1994; NGUYEN *et al.*, 1996; SHABAHANG *et al.*, 1996; VAJRABHAYA; TEPMONGKOL, 1997; DUNLAP *et al.*, 1998; PAGAVINO *et al.*, 1998; WRBAS *et al.*, 2007; PEREIRA, 2009) os quais testaram também aparelhos de 3<sup>a</sup> geração.

O aparelho apresentou média na amostragem de 0.87 mm e desvio padrão  $\pm 0,42$ mm. Segundo as condições biológicas pulpare e a localização média da constrição apical, o aparelho comportou-se dentro de um limite clínico aceitável de determinação do comprimento de trabalho.

A variação dos valores das medidas nos espécimes pode ser elucidada pela complexa anatomia do canal radicular no seu terço apical. Kobayashi (1995) salientou que, nos casos onde há presença de canais laterais amplos, as medidas poderão ser influenciadas, demarcando um comprimento de trabalho mais curto. Essa afirmação vem ao encontro dos resultados de Ardesbna *et al.* (2008), que investigaram a relação entre impedância radicular e anatomia apical em dentes humanos e demonstraram que os valores de impedância encontrados em canais com um único forame foram significantemente maiores quando comparados aos de anatomia complexa (vários forames) e diante disso, descrevem que o aparelho interpreta o aumento da capacitância do terço apical do canal, gerando leituras mais curtas. Quando analisamos o trabalho de Wrbas *et al.* (2007), verificamos que ocorreu elevada taxa de discrepância nas medidas do mesmo dente para os dois localizadores estudados e isso pode ser explicado através do trabalho de Al-Bulushi *et al.* (2008), que avaliaram também a impedância radicular descrevendo os efeitos da sua variação após o preparo químico-mecânico e também pós remoção do material obturador no retratamento. Os autores ressaltaram que após a instrumentação, pelo fato da dentina se tornar menos espessa a impedância diminui, mas relataram também que a presença de *smear layer*, de restos dentinários, ou materiais obturadores residuais no retratamento podem obliterar os túbulos dentinários e suas ramificações no terço apical, contribuindo para o aumento da impedância, diminuindo a condutividade elétrica do canal.

A constrição apical apresenta variação da sua distância média dentro do espaço de 1 mm aquém do forame apical: 0,52 a 0,66mm (GREEN, 1956), 1,2mm (HASSANIEN *et al.*, 2008). Respeitando os princípios biológicos da preservação dos tecidos periapicais, determinaram a necessidade de um limite apical que não cause dano tecidual, favorecendo o reparo e ou regeneração dessa área demonstrando que os limites de instrumentação e obturações devem estar limitados à região da constrição apical (RICUCCI; LANGELAND, 1998).

Através da literatura revisada e dos dados obtidos, fica claro a importância de se utilizar os localizadores foraminais, complementado pelo método radiográfico na terapia endodôntica, enaltecendo a importância do estabelecimento de um correto limite apical de instrumentação e obturação, que respeite o espaço biológico delimitado pelos tecidos apicais.

## 7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos é lícito concluir que:

- Quando analisadas qualitativamente, radiografias convencionais com as digitais, com e sem manuseio das ferramentas do programa do Digora® 2.5 não foram encontradas diferenças significativas em relação à qualidade das imagens.

- O localizador foraminal eletrônico Joypex® 5 mostrou-se preciso e confiável no estabelecimento de um correto limite de trabalho no tratamento endodôntico.

- A eficiência das medidas obtidas pelo localizador foraminal e radiografias digitais foram semelhantes. O que mostrou a eficiência de ambos os métodos de odontometria.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

Abbott P. Clinical evaluation of an electronic root canal measuring device. Aust Dent J. 1987;32(1):17-21.

Akdeniz BG, Gröndahl HG. Degradation of storage phosphor images due to scanning delay. Dentomaxillofac Radiol. 2006; 35(2):74-7.

Al-Bulushi A, Levinkind M, Flanagan M, Ng YL, Gulabivala K. Effect of canal preparation and residual root filling material on root impedance. Int Endod J. 2008; 41: 892-904.

Almeida SM, Oliveira AEF, Paganini GA, Haiter Neto F, Bóscolo FN. Avaliação da qualidade das imagens digitais adquiridas com diferentes resoluções em um sistema de armazenamento de fósforo. Pesqui Odontol Brás. 2000;14(3):262-7.

Alpöz E, Soğur E, Baksi, Akdeniz BG. Perceptibility curve test for digital radiographs before and after application of various image processing algorithms. Dentomaxillofac Radiol. 2007;36(8):490-4.

Araujo EAF, Gomes APM. Avaliação das distorções radiográficas na determinação do comprimento de trabalho em endodontia. Rev Odontol UNICID. 1999;11(2):95-104.

Araujo Filho WR, Clasen NF, Silva CS, Aun CE. Radiografia digital direta x radiografia convencional na obtenção da odontometria: uma comparação "*in vitro*". Rev Bras Odontol. 1999;56(6):323-6.

Ardeshtna SM, Flanagan M, Ng YL, Gulabivala K. An investigation into the relationship between apical root Impedance and canal anatomy [abstracts British Endodontic Society Spring Scientific Meeting 2008]. Int Endod J. 2008.

<sup>1</sup> De acordo com International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Style) – Grupo Vancouver, 1979.

Arora RK, Gulabivala K. An in vivo evaluation of the Endex and RCM Mark II electronic apex locators in root canals with different contents. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1995;79 (4): 497-503.

Athar A, Angelopoulos C, Katz JO, Williams KB, Spencer P. Radiographic endodontic working length estimation: comparison of three digital image receptors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo.* 2008;106(1):604-8.

Aun CE, Clasen NF, Menin MLF. Radiografia digital direta: aplicabilidade em endodontia clínica. *Rev Odontol UNICID.* 1999;11(2):119-30.

Aun CE, Araujo Filho WR, Clasen NF, Carneiro JAND. Avaliação da precisão da radiografia digital direta na determinação do comprimento de trabalho “*in vitro*” *Rev Odontol UNICID.* 2000;12(1):7-13.

Benn DK. Automatic analysis of radiographic images: Theoretical considerations. *Dentomaxillofac Radiol.* 1991;19(2):187-92.

Berti AS, Souza PHC, Westphalen FH, Tolazzi AL, Ignácio SA. Estudo radiográfico da densidade óssea relativa da região retromolar em pixels e milímetros equivalentes de alumínio. *Rev Fac Odontol Porto Alegre.* 2006;47(1):30-3.

Berkhout W, Sanderink GCH, Van Der Stelpt PF. A comparison of digital and film radiography in Dutch dental practices assessed by questionnaire. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002;31(2):93-9.

Blaskovic-Subat V, Marici B, Sutalo J. Asymmetry of the root canal foramen. *Int Endod J.* 1992;3:158-64.

Borg E, Attaelmann A, Gröndahl H. Image plate systems differ in physical performance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo.* 2000; 89(1):118-24.

Boscolo FN *et al.* Estudo clínico comparativo da qualidade de imagem de três sistemas radiográficos digitais, filme E-speed e filme digitalizado. *Pesquisa Odontol Brás.* 2001; 15(4):327-33.

Boscolo FN, Haiter Neto F, Oliveira AEF, Tosta E. Análise da influência do tamanho do pixel, resolução e MTF dos sistemas radiográficos digitais na qualidade da imagem. *Rev ABRO.* 2007;8(2):114-20.

Bourgeois M, Sikorski P, Wood RE. Educational use of indirect digital radiographic imaging *J Canad Dent Ass.* 1995; 61(11): 968-70.

Brägger U. *et al.* Image processing for the evaluation of dental implants. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992;21(2):208-12.

Bramante CM, Berbet A. A critical evaluation of some methods of determining tooth length. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1974;37(1) 463-73.

Brooks SL, Miles DA. Advances in diagnostic imaging in dentistry. *Dent Clin N Amer.* 1993;37(1):91-111.

Castilho JCM, Moraes LC, Costa NP, Dotto GN. Radiologia digital - histórico e evolução. *Rev Odonto Ciênc.* 2003;18(41):279-84.

Costa C, Davidowicz H, Ortolani Faltin CLF, Saraceni CHC. Avaliação das densidades das estruturas dentárias obtidas de imagens radiográficas digitalizadas, utilizando-se a escala de níveis de cinza. *Rev Inst Ciênc Saúde.* 2003;21(3):317-22.

Chita JJ. Precisão e confiabilidade de um novo localizador foraminal eletrônico – estudo *in vivo*. [Tese Doutorado] Campo Grande. Universidade Federal de Mato Grosso do Sul; 2010.

Cotti E, Campisi G. Advanced radiographic techniques for the detection of lesions in bone. *Endodontic Topic.* 2004;7(1):52-72.

Cowen AR, Workman A, Price JS. Physical aspects of photostimulable phosphor computed radiography. *Brit J Radiol*. 1993;66(784):332-45.

Christie WH, Peikoff MD, Hawrish CE. Clinical observations on a newly designed electronic apex locator. *J Canad Dent Ass*. 1993;59(9):765-72.

Cruz GA, Moraes LC, Médici Filho E, Castilho JCM. Utilização de radiografia digital em Odontologia. *Rev Ass Bras Odont Nac*. 2004;12(5):283-6.

Cunha FS, Silva AE, Larentis N, Fontanella VRC. Desempenho diagnóstico de radiografias pariapicais em perdas ósseas digitalmente simuladas na região apical. *RFO UPF*. 2005;10(1):88-93.

Davidowicz H, Moura AAM, Custódio AFG, Morelli CG. A radiografia digital na endodontia. *Rev Ass Bras Odont Nac*. 2001;9(5):310-4.

Dummer PMH, McGinn JH, Rees DG. The position and topography of the apical constriction and apical foramen. *Int Endod J*. 1984; 17:192-8.

Dunlap C, Remeikis NA, BeGole EA, Rauschenberger CR. An in vivo evaluation of an electronic apex locator that uses the ratio method in vital and necrotic canals. *J Endod*. 1998; 24(1):48-50.

Ellwood R, Davies RM, Worthington HV. Evaluation of a dental subtraction radiography system. *J Periodont Res*. 1997;32(2):241-8.

Falcão AF, Sarmiento VA, Rubira IRF. Valor legal das imagens radiográficas digitais e digitalizadas. *Rev Ciênc Méd Biol-UFB*. 2003;2(2):263-8.

Farman AG, Olender KF, Scarfe WC, Farman TT, Green DB. In vivo comparison of visualix-2 and ektaspeed plus in the assessment of periradicular lesion dimensions, *Oral Surg*. 1998; 85(2):203-9.

Ferlini Filho. Estudo radiográfico e microscópico das reabsorções radiculares na presença de periodontites apicais crônicas (microscopia óptica e de varredura). [Tese Doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 1999.

Ferreira CM, Fröner IC, Bernardineli N. Utilização de duas técnicas alternativas para localização do forame apical em endodontia: avaliação clínica e radiográfica. Rev Odontol Univ São Paulo. 1998;12(3):241-6.

Fouad AF, Reid LC. Effect of using electronic apex locators on selected endodontic treatment parameters. J Endod. 2000;26(6):364-7.

Freitas P, Yaedú RYF, Rubira Bullen IRF, Escarpinati M, Vieira MC, Schiabel H, Lauris JR. Reproducibility of pixel values for two photostimulable phosphor plates in consecutive standardized scannings Braz Oral Res. 2006;20(3):207-13.

Girondi JR. Validação das ferramentas de calibragem de medidas em três sistemas de radiografia digital. 102 p. [Tese Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia; 2005.

Giusti EC, Fernandes KPS, Lage Marques JL. Medidas eletrônica e radiográfica digital na odontometria: análise *in vivo*. RGO. 2007;55(3):239-46.

Goldberg F, Marroquín BB, Frajlich S, Dreyer C. "*In vitro*" evaluation of the ability of three apex locators to determine the working length during retreatment. J Endod. 2005;31(9):676-8.

Gomez Agreda C, Moraes MEL, Manhães Júnior LRC, Moraes LC, Medici Filho E, Melo Castilho J C. Confiabilidad de dos aparatos digitales en relación a la veracidad de las mediciones. Acta Odontol Venez. 2007;45(1):79-82.

Gordon MPJ, Chandler NP. Electronic apex locators. Int Endod J. 2004;37:425-37.

Green D. A stereomicroscopic study of apices of 400 maxillary and mandibular anterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1956; 9:1224-32.

Gröndahl HG. Digital radiology in dental diagnosis: a critical view. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992;(21):198-202.

Haite Neto F, Oliveira AE, Tuji FM, Rocha AS. Estágio atual da radiografia digital. *Rev Assoc Bras Rad Odontol.* 2000;1(3):1-6.

Hassanien EE, Hashem A, Chalfin H. Histomorphometric Study of the root apex of mandibular premolar teeth: An attempt to correlate working length measured with electronic and radiograph methods to various anatomic positions in the apical portion of the canal. *J Endod.* 2008; 34(4):408-12.

Ibarrola JL, Chapman BL, Howard JH, Knowles KI, Ludlow MO. Effect of preflaring on Root ZX apex locators. *J Endod.* 1999; 25: 625–26.

Kawauchi N, Bullen IRFR, Chinellato LEM. Evaluation of the linear measurements by conventional radiographs and indirect digital images in the endodontic treatment. *J Appl Oral SCI.* 2004;12(4):330-6.

Kim E, Marmo M, Lee CY, Oh NS, Kim II-K. An in vivo comparison of working length determination by only root-ZX apex locator versus combining root-ZX apex locator with radiographs using a new impression technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo.* 2008;105:79-83.

Kobayashi C. Eletronic canal length measurement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1995;79(2):226-31.

Kobayashi C, Suda H. New electronic canal measuring device based on the ratio method. *J Endod.* 1994; 20(3): 111-4.

Lambriandis T. Observer variations in radiographic evaluation of endodontic therapy. *Endod Dent Traumat.* 1985;1:235-41.

Leal ATS, Costa NP, Veeck EB, Sarmento VA. Avaliação de condutos radiculares obturados por diferentes técnicas, utilizando radiografias digitalizadas. *Rev Odonto Ciênc.* 2001;16(32):17-26.

Licks R, Fontanella VRC, Mahl CRW, Miguens Junior AS. Manipulação temporária de arquivos JPEG afeta a densidade óptica das imagens?. *Rev Fac Odontol Porto Alegre.* 2005;46(1):5-7.

Lopes SLPC, Cruz AD, Ferreira RI, Bóscolo FN, Almeida SM. Image quality in partially erased DenOptix® storage phosphor plates. *Braz Oral Res.* 2008; 22(1):78-83.

Luostarinen T *et al.* Comparison of intraoral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 1995;24(2)92-3.

MacDonald-Jankowski DS, Orpe EC. Some current legal issues that may affect oral and maxillofacial radiology: part 1. Basic principles in digital dental radiology. *J Can Dent Assoc.* 2007;73(5):409-14.

Machado MEL, Pesce HF. Estudo da região apical de dentes tratados endodonticamente até o vértice radiográfico da raiz. *Rev Paul Odontol.* 1981; 35(6): 534-7.

Machado AW, Souki BQ, Mazzieiro ET. Avaliação de quatro métodos de visualização de imagens digitais em odontologia. *Rev Odonto Ciênc.* 2006; 21(52):132-8.

Matheus RA, Oliveira AEF, Almeida SM, Haiter Neto F, Boscolo FN . Estudo comparativo de diferentes sistemas e recursos radiográficos digitais em mensurações endodônticas. *Rev Paul Odontol.* 2000;22(6):34-7.

Mc Donald NJ. The eletronic determination of working length. Dent Clin North Am. 1992; 36(2):293-307

Mc Donnel D. Digital dental imaging systems: a review. J Canad Dent Ass. 1995;61(11):962-4.

Mearez WA, Steiman HR. The Influence of Sodium Hypochlorite Irrigation on the Accuracy of the Root ZX Electronic Apex Locator. J Endod. 2002; 28(8): 595-8.

Melo A, Ferreira GS, D'Assunção FLC, Albuquerque DS. Avaliação da influência da mudança do posicionamento do filme periapical. Odontol Clin Cient. 2006;5(4):281-5.

Menin, MLF. Avaliação radiográfica da reparação óssea de lesões periapicais pós tratamento endodôntico, utilizando-se os métodos convencional e digital. 207p. [Tese Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia; 2000.

Mentes A, Gencoglu N, Turkey I. Canal length evaluation of curved canals by direct digital or conventional radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo. 2002;93:88-91.

Morfis A, Sylaras S N, Georgopoulou M, Kernani M, Prountzos F. Study of the apices of human permanent teeth with the use of a scanning electron microscope. Oral surg Oral Med Oral Pathol. 1994; 77 (2):172-6.

Mupparapu M; Arora S. Wireless networking for the dental office: current wireless standards and security protocols. J Contemp Dent Pract. 2004; 5(4):155-62.

Nguyen HQ, Kaufman AY, Komorowski RC, Friedman S. Electronic length measurement using small and large files in enlarged canals. Int Endod J 1996; 29 (6):359-64.

Oliveira AE, Pistóia GD, Chicarelli M, Beltrami M. Aspectos de relevante importância na seleção de um sistema radiográfico digital. RFO-UPF. 2000; 5(1):21-6.

Oliveira AEF, Matheus RA, Almeida SM, Haiter Neto F, Bóscolo FN. Estudo da eficiência de diferentes sistemas radiográficos nas mensurações endodônticas. Rev Pós Grad. 2001;8(1):29-34.

Oliveira SHG, Kalxzuk L, Salgado CSC, Valera MC, Araújo MAM, Miquilito JL. Técnicas radiográficas digital e convencional na determinação da odontometria. Rev Assoc Paul Cir Dent. 2003;57(2):106-10.

Olson AK, Goerig AC, Cavataio RE, Luciano J. The ability of the radiograph to determine the location of the apical foramen. Int Endod J. 1991;24(1):28-35.

Pace SRB, Habitante SM. Comparative analysis of the visualization of small files using digital and conventional radiography. J Appl Oral Sci. 2005;13(1):20-3.

Pagavino G, Pace R, Baccetti T. A sem study of “*in vitro*” accuracy of the Root ZX electronic apex locator. J. Endod. 1998;(24)6: 438-41.

Pereira KFS. Determinação *in vivo* da precisão e confiabilidade de um novo modelo de localizador foraminal eletrônico. [Tese Doutorado] Campo Grande. Universidade Federal de Mato Grosso do Sul; 2009.

Pilot TF, Pitts DL. Determination of impedance changes at varying frequencies in relation to root canal file position and irrigant. J Endod. 1997; 23: 719-24.

Pinto RHR, Rubira CMF. Radiografia digital. Rev Ciên Odontol. 2000;3(3):47-52.

Pratten D, McDonald NJ. Comparison of radiographic and eletronic working lengths. Journal of Endodontics. 1996; 22:173-6.

Radan E, Price C. Evaluation of digital and geometric unsharpness in dental radiographs using an endodontic file model. Pathol Oral Radiol Endod. 2002;93:208-14.

Ramalho LMP, Sarmiento VA, Spohr AM, Löff AS, Costa NP. Mensuração da densidade óptica de áreas de imagens radiográficas - comparação entre um sistema digital direto e um indireto. *Rev Odontol Univ Sto Amaro*. 1999;4(2):48-50.

Ramamurthy R, Canning CF, Scheetz JP, Farman AG. Time and motion study: a comparison of two photostimulable phosphor imaging systems used in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35(5):315-8.

Ramos CAS, Bernardinelli N. Influência do diâmetro do forame apical na precisão de leitura de um modelo de localizador apical eletrônico. *Rev Fac Odontol Bauru*. 1994;2(3):83-90.

Ramos CAS, Bramante CM. *Odontometria, fundamentos e técnicas*. São Paulo: Santos; 2005.

Ramos CAS, Bramante CM. Localizadores foraminais eletrônicos (terceira geração). *In: Leonardo MR, Leonardo RT. Endodontia: Conceitos biológicos e recursos tecnológicos* São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Ricucci D, Langeland L. Apical limit of root canal instrumentation and obturation: part 2 histologic study. *Int Endod J*. 1998;31(6):394-409.

Rosa Neto JJ, Esberard RM, Consolaro A. Estudo em microscopia eletrônica de varredura do ápice radicular e do limite apical de obturação em dentes portadores de lesão apical crônica – Dental Press [CD-ROM]. *Rev Dent Press*. 2001.

Rubira-Bullen IRF, Escarpinati MC, Schiabel H. Evaluation of noise in digitized radiographic images by means of histogram. *J Appl Oral Sci*. 2006;14(6):410-4.

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 Endod*. 2000;26(3):144-7.

Santos JCB. Análise comparativa, “*in vitro*”, da eficiência na odontometria de três localizadores apicais (Root Zx, Bingo 1020 e Novapex). [Tese Doutorado].

Piracicaba. Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2005.

Sarmiento VA, Ramalho LMP, Löf AS, Spohr AM, Costa NP. Avaliação da qualidade de obturação endodôntica através da digitalização direta de imagens. Rev Odonto Ciênc. 1998;13(26):139-55.

Sarmiento VA, Pinho CB, Rivas CC. Influência do tempo de exposição à radiação x e do tamanho de captura da radiografia na amplitude dinâmica de imagens digitalizadas. Rev. Odontol. UNESP. 2002;31(1):61-70.

Sarmiento VA, Carvalho ACR, Luz IM. Avaliação do ruído fotônico em imagens digitalizadas. Rev Fac Odontol Porto Alegre. 2004;45(1):23-8.

Sarmiento VA, Lamberti PLR, Mega Rocha JR, Gurgel CAS. Avaliação do emprego de ferramentas digitais na detecção radiográfica de lesão periapical artificialmente produzida, em radiografias obtidas de filmes de diferentes sensibilidades. Rev Odonto Ciênc. 2005;20(48):163-9.

Shabahang S, Goon WWY, Gluskin AH. An “*in vivo*” evaluation of Root ZX eletronic apex locator. J. Endod. 1996; 22(11): 616-8.

Sheaffer JC, Eleazer PD, Scheetz JP, Clark SJ, Farman AG. A comparison of D, E, and F speed conventional intraoral radiographic films in endodontic measurement. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo. 2002; 93:337-40.

Silva AHF, Clasen NF, Aun CE. Comparação entre radiografia digital direta e convencional na determinação da distância entre a ponta do instrumento endodôntico e o ápice dentário durante a odontometria. Rev Odontol UNICID. 2000;12(2):129-37.

Simon JHS. The apex: how critical is it? Gen Dent. 1994;42:330-4.

Soares JA, Silveira FF, Nunes E, Jham B, Borges EF. Análise *in vitro* da distância do forame principal ao extremo radiográfico dos dentes anteriores. Arq Odontol. 2005; 41(3): 215-25.

Teixeira LP, Figueiredo JAP. Odontometria. In Lopes HP, Siqueira Jr. JF. Endodontia: biologia e técnica. 2ª edição. São Paulo: Guanabara Koogan s.a. Editora; 2004. p. 307-322.

Teixeira RC, Rubira bullen IRF, Rubira CMF, Lauris JRP. Avaliação da reprodutibilidade do valor de pixel no sistema Digora®. Rev ABRO. 2007;8:86-93.

Vajrabhaya L, Tepmongkol P. Accuracy of apex locator. End Dental Traumatol. 1997; 13: 180-2.

Vale IS, Bramante AS, Bramante CM. Avaliação da influência do posicionamento da placa óptica do Digora em relação ao eixo dentário, na determinação da curvatura radicular. Rev Fac Odontol Bauru. 1998a;6(1):79-83.

Vale IS, Bramante AS, Bramante CM. Fator de distorção da placa ótica do sistema de imagem digital Digora. Rev Assoc Paul Cir Dent. 1998b;52(4):280-3.

Vale IS, Cubilla R, Bramante AS, Bramante CM. Determinação da curvatura radicular. RGO. 1998c; 46(4):187-90.

Vale IS, Bramante CM. Visibilidade de algumas limas endodônticas por meio do sistema de imagem digital Digora e de três filmes radiográficos periapicais. Rev Fac Odontol Bauru. 2002;10(1):29-33.

Van Der Stelt PF. Principles of digital imaging. Dent Clin N Am 2000;44(2):237- 48.  
Vardasca de Oliveira PT, Chita JJ, Silva PG, Vicente FS, Pereira KFS. Análise da precisão de dois localizadores foraminais de fabricação chinesa e o root ZX II. Pesq Bras Odontoped Clin Integr, 2010; 10(1):83-88.

Versiani MA, Santana BP, Caram CM, Pascon EA, Souza CJA, Biffi JCG. Ex vivo comparasion of the accuracy of Root ZXII to detect the apical constriction using different measures of reading. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo. 2009;108:41-5.

Watanabe P, Tanaka E, Fenyo-Pereira M, Panella J. Estado atual da arte da imagem digital em odontologia. Rev Assoc Paul Cir Dent. 1994;53(4):320-5.

Wenzel A. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. Tandlaegebladet. 1991;5(2):527-59.

Wenzel A, Gröndahl H G. Direct digital radiography in the dental office. Int Dent J. 1995;45(1):27-34.

Westphalen VPD, Moraes IG, Westphalen FH. Efficacy of conventional and digital radiographic imaging methods for diagnosis of simulated external root resorption. J Appl Oral SCI. 2004;12(2):108-12.

Williams CB, Joyce AP, Roberts SA. Comparison between in vivo radiographic working length determination and measurement after extraction. JOE. 2006; 32:624-7.

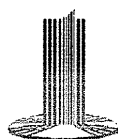
Wrbas KT, Ziegler A A, Altenburger MJ, Schirrmeister JF. In vivo comparison of working length determination with two electronic apex locators. I Endod J. 2007; 40: 133-8.

Yamaoka M, Yamashita Y, Saito T. Electrical root canal measuring instrument based on a new principle makes measurements possible in a wet root canals. Japão: Osada Product Information. 1989; (6).

Zamperini CA, Gonçalves M, Silva GPL, Guaglianoni DG. Avaliação de imagens radiográficas digitalizadas de lesões de furca em molares inferiores submetidas a diferentes níveis de compressão. Rev Odontol UNESP. 2005; (3):34.

Zenóbio MAF, Silva TA. Proteção radiológica em clínicas radiológicas. Rev ABRO. 2003;4 (1):20-3.

## ANEXO A



**Universidade Federal de Mato Grosso do Sul**  
**Comitê de Ética em Pesquisa /CEP/UFMS**

*Carta de Aprovação*

*A minha assinatura neste documento, atesta que o protocolo nº 1615 do Pesquisador Pedro Gregol intitulado "Avaliação comparativa in vivo da precisão de medidas lineares na odontometria, usando um modelo de localizador apical eletrônico em comparação a radiografia digital", e o seu Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, foram revisados por este comitê e aprovados em reunião ordinária no dia 4 de março de 2010, encontrando-se de acordo com as resoluções normativas do Ministério da Saúde.*

*Prof.  Odair Pimentel Martins*

*Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da UFMS*

*Campo Grande, 04 de março de 2010.*

Comitê de Ética da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul  
<http://www.propp.ufms.br/bioetica/cep/>  
[bioetica@propp.ufms.br](mailto:bioetica@propp.ufms.br)  
fone 0XX67 345-7187

## **APÊNDICE A**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa. É necessário decidir se quer participar ou não, assim como pedir autorização ao seu pai ou à sua mãe, ou ao responsável por você, desde que ele seja maior de idade. Por favor, não se apresse em tomar a decisão. Leia atentamente o texto abaixo, e pergunte ao responsável pelo estudo qualquer dúvida que surgir. Esta pesquisa está sendo conduzido pelo Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva (Orientador) e pelo aluno de Doutorado em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro Oeste, José de Camargo Borba Junior, ambos cirurgiões-dentistas.

#### **Porque a pesquisa está sendo feita?**

A finalidade desta pesquisa é avaliar a precisão e confiabilidade de um modelo de localizador apical eletrônico produzido no Brasil em comparação com imagem radiográfica digital obtida do comprimento do dente avaliado. Esse aparelho executa a medição do tamanho do dente para que possamos trabalhar com mais segurança nos tratamentos de canais radiculares e o grande benefício se ele realmente for preciso será a utilização da imagem digital diminuído a radiação ionizante durante o tratamento, com a menor quantidade de irradiação (biossegurança), além é claro de aumentar os índices de sucesso, uma vez que essa fase é considerada uma das mais difíceis do tratamento.

#### **Quem participará desta pesquisa?**

As pessoas estudadas devem ser pacientes que deverão utilizar aparelhos ortodônticos fixos, as quais encontra-se no seu planejamento a exodontia de dentes pré-molares, e os mesmos deverão ser medidos e realizada a tomada radiográfica digital antes de sua remoção.

#### **Quem não pode ou não deve participar deste estudo?**

Pessoas que não tenham a indicação prévia no tratamento ortodôntico da extração dos dentes pré-molares, ou pacientes que não fazem o uso do aparelho ortodôntico.

Exemplo: extrair para depois começar o tratamento

**O que serei solicitado a fazer?**

Antes da extração já indicada pelo seu ortodontista, faremos uma abertura na coroa do seu dente removeremos parcialmente o feixe nervoso (polpa) e mediremos com o aparelho localizador de ápice o tamanho do seu dente e realizaremos a tomada radiográfica digital. Basicamente usaremos aproximadamente 10 minutos a mais do que previsto para extração. Vale ressaltar que esse procedimento adicional da medida do canal não gera dor e nem pós-operatório dolorido na região.

**Quanto tempo estarei no estudo?**

Após a consulta inicial, o atendimento será realizado para a tomada radiográfica digital e medição do dente e extração e após uma semana você voltará para a remoção dos pontos dados na região e controle do procedimento realizado para verificação clínica (este procedimento é de rotina em pacientes que sofreram exodontia de dentes). Portanto, do aceite em participar até o fim do procedimento de exodontia, será um total de 03 consultas, num tempo total aproximado de sete dias.

**Quantas outras pessoas estarão participando deste estudo?**

Um grupo de aproximadamente 15 pessoas.

**Que prejuízos podem acontecer comigo se eu participar deste estudo?**

Nenhum, pois vários cuidados serão tomados para você não ser exposto desnecessariamente à pré e pós-operatório dolorosos, incluindo a medicação sistêmica analgésica e anti inflamatória que será fornecida pelos pesquisadores.

**Quem poderá ver os meus exames e saber que estou participando do estudo?**

Se você concordar em participar do estudo, seu nome e identidade serão mantidos em sigilo. A menos que requerido por lei, somente o pesquisador, a equipe do estudo e o Comitê de Ética que autoriza esta pesquisa terão acesso aos seus dados para verificar as informações do estudo.

**Quem devo chamar se tiver qualquer dúvida ou algum problema?**

Em caso de dúvidas ou problemas você pode ligar para Dr. Pedro Gregol da Silva (67) 3345 7385/9983 2276 ou Dr. José de Camargo Borba Jr no telefone (67) 3383 5910/8122 9802. Para perguntas sobre seus direitos como participante no estudo, chame o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFMS no telefone (67) 3345-3093 ramal 2299.

### **Eu posso me recusar a participar do estudo?**

Sua participação neste estudo é voluntária. Você pode escolher não fazer parte do estudo, não perderá qualquer benefício ao qual tem direito, não será proibido de participar de novos estudos. Caso concorde em participar, receberá uma via assinada deste termo de consentimento.

Declaro que li e entendi este formulário de consentimento e todas as minhas dúvidas foram esclarecidas, e que autorizo a participação voluntária neste estudo do menor ....., declarando ser seu responsável neste ato.

Responsável :

Nome :

Identidade :

Endereço :

Data...../...../.....

Assinatura :

Pesquisadores :

Nome : Dr. Pedro Gregol da Silva e José de Camargo Borba Jr

Assinatura : 1-

2-

Data : ...../...../.....

## APÊNDICE B

Tabela 1- Espécime, dente, condição pulpar e medida da distância ponta do instrumento (I) ao forame apical (FA) dos dentes analisados.

| Espécime | Dente  | Condição Pulpar | Distância em mm ( I-FA) |
|----------|--------|-----------------|-------------------------|
| 01       | 26- L  | Bio             | 0,81mm                  |
| 02       | 24-V   | Bio             | 0,89 mm                 |
| 03       | 25     | Bio             | 1,31mm                  |
| 04       | 45     | Bio             | 0,990mm                 |
| 05       | 42     | Bio             | 1,63mm                  |
| 06       | 15     | Bio             | 1,32mm                  |
| 07       | 26 – L | Bio             | 1,41mm                  |
| 09       | 27-L   | Bio             | 0,775mm                 |
| 11       | 11     | Bio             | 0,979mm                 |
| 12       | 31     | Bio             | 0,368mm                 |
| 13       | 31     | Bio             | 0,305mm                 |
| 17       | 24-L   | Bio             | 0,644mm                 |
| 18       | 24-V   | Bio             | 0,473mm                 |
| 19       | 13     | Necro           | 0,329mm                 |
| Média    |        |                 | 0,87mm                  |
| DP       |        |                 | ± 0,42                  |

V e L representam respectivamente raiz vestibular e raiz lingual.