

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM ESTOMATOLOGIA**

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES RESOLUÇÕES E
MODOS DE VISUALIZAÇÃO NA OBTENÇÃO DE MEDIDAS
LINEARES EM RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS DIGITALIZADAS**

CURITIBA

2005

LARISSA LORENA GALLASSINI, C. D.

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES RESOLUÇÕES E
MODOS DE VISUALIZAÇÃO NA OBTENÇÃO DE MEDIDAS
LINEARES EM RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS DIGITALIZADAS**

**Dissertação apresentada como requisito
parcial à obtenção do grau de Mestre em
Odontologia, Programa de Pós-Graduação
em Odontologia - Área de Concentração
em Estomatologia - Pontifícia Universidade
Católica do Paraná.**

**Orientador: Prof. Dr. Fernando Henrique
Westphalen**

CURITIBA

2005

*"O homem pode fazer planos mas,
só Deus sabe o caminho correto
para cada um"*

Provérbios 16:1

Tenho certeza que a conclusão deste trabalho é apenas mais uma etapa daquilo que Ele traçou para minha vida e confio em Sua sabedoria para me guiar em novos desafios.

Agradeço a Deus por tudo que já vivi e por aquilo que está por vir.

Obrigada Senhor!

A Deus,

Que me presenteou com uma vida cheia de oportunidades, com uma família maravilhosa e com os melhores amigos.

Aos meus pais, Aroldo e Marli, que desde cedo, com seu amor incondicional, ensinaram-me o real valor da educação e do conhecimento, sempre me incentivando a seguir e lutar pelos meus objetivos e não esmorecer nunca, mesmo quando os obstáculos parecerem imensos. Dedico também o meu eterno agradecimento.

À minha irmã Lenara, a qual sempre esteve presente com suas palavras de carinho, seu conforto e dedicação, nos momentos bons e maus, nas risadas e no choro, em qualquer lugar.

AGRADECIMENTOS

Ao coordenador do Programa de Pós-Graduação, Prof. Dr. Sérgio Vieira e ao reitor da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Dr. Ivo Clemente Juliato.

Agradeço especialmente ao coordenador do mestrado em Estomatologia e meu orientador, Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen, pela ajudar e orientação deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Paulo Henrique Couto Souza e ao Prof. Dr. Wilson Denis Benato Martins, pelas grandiosas contribuições pessoais neste trabalho.

Aos Profs. Antônio Adilson Soares de Lima, Edvaldo Antônio Ribeiro Rosa, Maria Ângela Naval Machado, Marina Oliveira Ribas, Beatriz França que me transmitiram muitos conhecimentos e me ajudaram em minha formação.

Ao Prof. Dr. Sérgio Ignácio, pela simpatia, dedicação, competência e paciência no ensino da bioestatística, e pelo grande auxílio neste trabalho.

Aos meus queridos amigos Acir José Dirschinabel, José Antônio, Magna Thielly, Ana Cláudia Koubik, Lúcia Ávila, Melissa Araújo, Luiza Foltran, Tatiana Mattioli, Ana Paula Ribeiro Braosi, pela força e apoio dedicados ao longo do curso, sempre com muito carinho e respeito.

Às secretárias Neide Borges, Flávia Roberta dos Reis, pela amizade, pelo carinho e por todo apoio oferecido.

A todos os Funcionários da Clínica Odontológica da PUCPR, especialmente ao Divonzir, ao Manuel González, o Manolo, à Fabiana, à Leonor, ao Cleomar, ao Allan, pelo auxílio na realização do trabalho e pelo apoio e assistência prestados, sempre com boa vontade.

A todos os meus familiares e amigos que sempre me encorajaram a alcançar o sucesso e compartilharam dos meus momentos de alegria e de tristeza.

A todos que, de uma maneira ou outra, contribuíram para a realização deste trabalho.

Muito obrigada.

SUMÁRIO

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	vii
LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS	ix
LISTA DE TABELAS DO APÊNDICE	x
RESUMO	xii
ABSTRACT	xiii
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL	4
2.2 RADIOGRAFIA PANORÂMICA DIGITAL	6
2.3 DIGITALIZAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS	9
2.4 FORMATOS DE ARQUIVOS DE IMAGENS	37
3 PROPOSIÇÃO	40
4 MATERIAL E MÉTODOS	41
4.1 OBTENÇÃO DAS RADIOGRAFIAS	41
4.2 MENSURAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS CONVENCIONAIS	41
4.3 DIGITALIZAÇÃO E ARQUIVAMENTO DAS IMAGENS	46
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	48
5 RESULTADOS	49
6 DISCUSSÃO	52
CONCLUSÃO	57
REFERÊNCIAS	58
APÊNDICE 1 - TABELAS DE HOMOGENEIDADE, NORMALIDADE E ANOVA	63
ANEXO 1 - CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DO APARELHO	
ORTHOPHOS PLUS/CD	68
ANEXO 2 - Autorização para o uso das radiografias da amostra	69
ANEXO 3 - Aprovação do estudo pelo Comitê de Ética em pesquisa da PUC PR	70

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

"	- Polegada
µm	- Micrômetro
ANOVA	- ANalysis Of VAriance (análise de variância)
<i>Bit</i>	- <i>Binary term</i>
<i>Byte</i>	- <i>Binary digit</i>
CCD	- <i>Charge Coupled Device</i> (Dispositivo de carga acoplada)
Cm	- Centímetros
<i>Dpi</i>	- <i>Dots per inch</i> (pontos por polegada)
JPEG	- <i>Joint Photographic Expert Group</i>
kVp	- Quilovoltagem pico
Lp/mm	- Pares de linhas por milímetros
Ltda	- Limitada
mA	- Miliamperagem
mm	- Milímetros
n	- Tamanho da amostra
<i>Pixel</i>	- <i>Picture element</i>
PSP	- <i>Photostimulable Phosphor Plate</i> (Placa armazenadora de fósforo)
s	- Segundo
TIFF	- <i>Tagged Image File Format</i>

LISTA DE FIGURAS

1 - MENSURAÇÃO HORIZONTAL DO FORAME MENTUAL.....	42
2 - MENSURAÇÃO VERTICAL DO FORAME MENTUAL.....	43
3 - MENSURAÇÃO HORIZONTAL DO SEIO MAXILAR.....	44
4 - MENSURAÇÃO VERTICAL DO SEIO MAXILAR.....	44
5 - PAQUÍMETRO DIGITAL.....	45
6 - MENSURAÇÃO HORIZONTAL NA PANORÂMICA CONVENCIONAL.....	45
7 - MENSURAÇÃO VERTICAL NA PANORÂMICA CONVENCIONAL.....	46
8 - SCANNER SEM SUA PARTE SUPERIOR E O NEGATOSCÓPIO.....	46
9 - NEGATOSCÓPIO POSICIONADO SOBRE O SCANNER.....	47

LISTA DE TABELAS

1 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL LIMITE HORIZONTAL DO FORAME MENTUAL PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS E CONVENCIONAIS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E APRESENTAÇÃO (n=20), PUCPR - 2004	50
2 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL LIMITE VERTICAL DO FORAME MENTUAL PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS E CONVENCIONAIS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E APRESENTAÇÃO (n=20), PUCPR - 2004	50
3 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL LIMITE HORIZONTAL DO SEIO MAXILAR PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS E CONVENCIONAIS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E APRESENTAÇÃO (n=20), PUCPR - 2004	51
4 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL LIMITE VERTICAL DO SEIO MAXILAR PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS E CONVENCIONAIS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E APRESENTAÇÃO (n=20), PUCPR - 2004	51

LISTA DE TABELAS DO APÊNDICE

A1 - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE HORIZONTAL DO FORAME MENTUAL - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO	64
A2 - ANÁLISE DA HOMOGENEIDADE DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE HORIZONTAL DO FORAME MENTUAL - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E A VISUALIZAÇÃO.....	64
A3 - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE VERTICAL DO FORAME MENTUAL - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO	64
A4 - ANÁLISE DA HOMOGENEIDADE DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE VERTICAL DO FORAME MENTUAL - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO.....	65
A5 - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE HORIZONTAL DO SEIO MAXILAR - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO	65
A6 - ANÁLISE DA HOMOGENEIDADE DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE HORIZONTAL DO SEIO MAXILAR - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO.....	65
A7 - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE VERTICAL DO SEIO MAXILAR - RADIOGRAFIA DIGITAL EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO	66
A8 - ANÁLISE DA HOMOGENEIDADE DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE VERTICAL DO SEIO MAXILAR - RADIOGRAFIA DIGITAL EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO	66
A9 - ANOVA A DOIS CRITÉRIOS DE CLASSIFICAÇÃO PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO, CONSIDERANDO LIMITES 1 E 2 PARA FORAME MENTUAL, PUCPR, 2004	66
A10 - ANOVA A DOIS CRITÉRIOS DE CLASSIFICAÇÃO PARA RADIOGRAFIA DIGITALIZADA, SEGUNDO RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO, CONSIDERANDO LIMITE 1 E LIMITE 2 PARA SEIO MAXILAR, PUCPR	67

A11 -ANOVA A UM CRITÉRIO DE CLASSIFICAÇÃO PARA COMPARAR RADIGRAFIAS DIGITALIZADAS NAS DIFERENTES FORMAS DE RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO COMPARANDO COM A RADIOGRAFIA CONVENCIONAL, PARA LIMITES 1 E 2 PARA FORAME MENTUAL, PUCPR, 2004.....	67
A12 -ANOVA A UM CRITÉRIO DE CLASSIFICAÇÃO PARA COMPARAR RADIGRAFIAS DIGITALIZADAS NAS DIFERENTES FORMAS DE RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO COMPARANDO COM A RADIOGRAFIA CONVENCIONAL, PARA LIMITES 1 E 2 PARA SEIO MAXILAR, PUCPR, 2004.....	67

RESUMO

GALLASSINI, Larissa Lorena – Análise da influência de diferentes resoluções e modos de visualização na obtenção de medidas lineares em radiografias panorâmicas digitalizadas. Orientador: Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen. Curitiba: PUCPR 2004, Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Estomatologia.

Os objetivos do presente estudo foram avaliar, pelas mensurações lineares do forame mental e do seio maxilar, a melhor resolução de escaneamento dentre as cinco resoluções utilizadas: 100, 150, 200, 300 e 400 *dpi* e, também, avaliar a apresentação das imagens em monitor nas seguintes formas: 100 *dpi* no monitor de vídeo, *Fit on Screen* e *Actual Pixel*. Selecionaram-se 20 radiografias panorâmicas com ausência de primeiro ou segundo pré-molares inferiores e de primeiro molar superior, nas quais, com um paquímetro digital, foram realizadas mensurações verticais e horizontais dos forames mentais e dos seios maxilares. Para este procedimento, utilizou-se um negatoscópio com máscara com as dimensões da radiografia. As radiografias convencionais foram digitalizadas em um *scanner* de mesa, salvas em formato TIFF e abertas no *software* Adobe *Photoshop* 7.0. Com a ferramenta régua eletrônica apropriada do programa Adobe *Photoshop*, foram realizadas as mesmas mensurações. O observador avaliou as imagens digitalizadas em um monitor de vídeo de 15 polegadas. Os resultados mostraram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as diferentes formas de resolução utilizadas e nem nas diferentes formas de visualização. As mensurações lineares, tanto nas radiografias digitalizadas quanto nas convencionais, mostraram valores muito próximos. Com os resultados obtidos, pôde-se concluir que as radiografias digitalizadas podem ser utilizadas para mensurações lineares de estruturas anatômicas; que resoluções menores podem ser utilizadas sem perda de informações e detalhes e, que o modo de apresentação das radiografias digitalizadas não interfere no resultado final.

Palavras-chaves: Radiografia dentária; Radiografia digitalizada; Radiografia panorâmica.

ABSTRACT

GALLASSINI, Larissa Lorena – Analysis of influence of differential resolution and ways of view on obtencial of linear mesuramets on digitalization panoramic radiograph. Orientation Professor: Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen. Curitiba: PUCPR 2004, Master Degree in Dentistry, Area of Estomatology Concentration.

The goals of this study were to evaluate, through linear measurement of the mental foramen and the maxillary sinus, the best scanning resolution among the five resolutions used: 100, 150, 200, 300 e 400 *dpi* and also evaluate the imaging on the screen on the following settings: 100 *dpi* in the video monitor, Fit on Screen and Actual Pixel. Twenty panoramic radiography without the presence of the first or the second inferior pre-molars were selected, in which with a precision digital caliper compass, vertical and horizontal measurements of the mental foramen and the maxillary sinus were made. In this procedure a negatoscopy with a mask in the dimensions of the radiography was used.

The conventional radiography were digitalized in a scanner, saved in TIFF format and opened with the Adobe Photoshop 7.0 software. With the adequate “tool” of Adobe Photoshop, the same measurements were performed. The observer evaluated the digitalized images on a video screen of 15 inches. The results showed that there were no statistically meaningful differences between the different resolution sets and neither in the visualization forms. The linear measurements, both in the digitalized radiography and the conventional ones showed very close values. With the given results, it was possible to conclude that the digitalized radiography can be used for linear measurements of anatomic structures; that the lesser resolutions can be used without information and detail loss and, the presentation form of the digitalized radiography do not interfere on the final result.

Key-words: Dental Radiography; Digital Radiography; Panoramic radiography.

1 INTRODUÇÃO

Em pouco mais de um século, desde o descobrimento dos raios X, muitas foram as evoluções pelas quais passaram os aparelhos produtores de raios X, que tornaram-se mais efetivos e precisos, bem como os filmes radiográficos, cujo detalhe e sensibilidade permitiram uma melhor qualidade de imagem e a redução dos efeitos biológicos da radiação para o paciente. Nos últimos tempos, com o surgimento da radiografia digital, houve uma verdadeira revolução na Radiologia, considerando-se a amplitude das possibilidades de evolução.

O primeiro sistema radiográfico digital lançado no mercado odontológico foi o RadioVisioGraphy (Trophy, Marne la Vallée, França), sendo que atualmente existem dois conceitos no que diz respeito aos fótons-deteciores destes sistemas: o dispositivo de carga acoplado (CCD - *Charge Coupled Device*) e a placa armazenadora de fósforo (PSP - *Photostimulable Phosphor Plate*).

Entre as vantagens da radiografia digital estão: (1) a possibilidade de manipulação da imagem para que as informações nela contidas tornem-se mais facilmente detectáveis, (2) a facilidade para mensurações e cálculos a respeito de dimensões e variações de densidade, (3) a eliminação da necessidade de câmara escura e do processamento químico, a segunda maior causa de repetição de radiografias convencionais, (4) a redução de até 80% da dose de radiação utilizada para a obtenção da imagem e, (5) a agilização dos processos de arquivamento, comparações, obtenção de cópias e transmissão à distância.

Uma das maiores desvantagens destes sistemas digitais, em países como o Brasil, é o alto custo dos equipamentos. Então, como alternativa para a utilização dos sistemas digitais, pode-se lançar mão de outras opções como alternativa para que a tecnologia digital seja utilizada.

A digitalização de radiografias é uma forma de se obter uma imagem digital na prática odontológica, como forma de transição da radiografia convencional para a

radiografia digital. Há várias maneiras de converter-se a imagem convencional para a imagem digital. A imagem digital pode ser obtida utilizando-se uma câmera fotográfica do tipo CCD, um *scanner a laser* ou um *scanner* de mesa. O *scanner* de mesa não é de alto custo, podendo ser usado para escaneamento de documentos no consultório odontológico.

Um dos maiores méritos das radiografias digitalizadas é a opção de ajuste do brilho e do contraste das imagens, para obtenção do máximo de informações necessárias para a elaboração do diagnóstico, permitindo que os observadores apresentem melhor desempenho na interpretação das imagens que foram realçadas do que em imagens convencionais. Também em casos de radiografias sub ou superexpostas pode-se, por meio da aplicação de ferramentas digitais, melhorando as condições de interpretação.

São vários os fatores que interagem na imagem digitalizada: o tipo de *scanner* utilizado, o tipo de resolução ajustado, o tamanho dos *pixels*, o tipo de monitor de vídeo e o modo (tamanho) de visualização e os *softwares* de edição de imagens.

Segundo Attaelmanan, Borg e Grondhal (2000) a capacidade de interpretação e visualização da imagem radiográfica depende da conversão (meio físico-digital) utilizada, sendo este processo um dos principais itens determinantes da qualidade final da imagem obtida.

Janhom *et al.* (2001) afirmaram que quando aumenta-se a resolução do *scanner* aumenta-se a visualização dos detalhes nas imagens. Entretanto, mais espaço no disco rígido é necessário para armazenar a imagem bem como maior tempo de escaneamento será necessário.

Poucos estudos investigaram a resolução apropriada de escaneamento de radiografias odontológicas para diferentes situações clínicas. Poucos também são os estudos relativos ao tamanho de visualização da imagem no monitor de vídeo e como os diferentes modos de exibição afetam o resultado final de investigações como, por exemplo, mensurações lineares de reparos anatômicos.

Os estudos sobre radiografias panorâmicas digitalizadas também são pouco encontrados na literatura. Como a radiografia panorâmica é um dos exames mais solicitados pelos Cirurgiões-Dentistas, propôs-se comparar os resultados de mensurações lineares do forame mental e do seio maxilar nas diferentes resoluções de escaneamento e nos diferentes modos de apresentação de radiografias panorâmicas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL

Khademi (1996) estudou a terminologia utilizada na tecnologia digital. A emulsão de um filme radiográfico é composta por um arranjo aleatório de cristais de prata. Um *pixel* é o equivalente digital do cristal de prata e significa um ponto na imagem. Cada *pixel* recebe uma determinada seqüência de 0 a 1, segundo a luminescência do sinal captado. A quantidade de informação presente em cada *pixel* depende do número de *bits* para cada *byte* (*binary term* – unidade de memória do computador). Assim, num sistema que opere com 8 *bits* por *byte*, cada *pixel* poderá ser representado por uma das duzentas e cinqüenta e seis possíveis combinações de 0 e 1 ($2^8=256$). O autor acrescenta que cada *pixel* na imagem digitalizada é representado por um número que corresponde ao seu tom de cinza, ou seu grau de escurecimento ou brilho. O número de níveis de cinza normalmente encontrado nos sistemas digitais é 256. O cinza mais escuro ou preto recebe o valor 0 e o mais claro ou branco, o valor 255. Esclarece, ainda, que cada *pixel* contém um tamanho, que é medido em micrômetro (μm) e que este tamanho determina o padrão de resolução espacial, sendo que quanto menor, tanto melhor será a resolução.

Embora normalmente os sistemas operem com 8 *bits*, existe a possibilidade de operarem com regimes de 12, 16 ou 32 *bits* para cada *byte*. Isso permite um maior alcance da faixa de valores de cinza, mas consome muita memória do computador para armazenar as informações (VERSTEEG; SANDERINK; van der STELT, 1997).

Quando imagens radiográficas são transcritas para a linguagem binária de computadores e podem ser exibidas no monitor, são denominadas imagens digitalizadas. Essa transferência de informações para o sistema digital pode acontecer por métodos diretos ou indiretos (SARMENTO *et al.*, 2000b).

Os métodos diretos utilizam sensores ou placas de captura que dispensam o filme radiográfico e seu processamento na câmara escura após a exposição aos raios X (SARMENTO *et al.*, 2000b).

Há dois sistemas que operam com o método direto. O primeiro sistema utiliza uma placa armazenadora de fósforo (PSP - *Photostimulable Phosphor Plate*). Há um detector semelhante a um filme radiográfico e que possui como receptor uma placa de fósforo reutilizável. Este receptor interage com os raios X, formando uma imagem latente, a qual deve ser processada num *scanner* específico a *laser* que capta a imagem e a transmite para o computador (FRIEDLAND, 1999; WATANABE *et al.*, 1999).

O segundo sistema utiliza um dispositivo de carga acoplada (CCD - *Charge Couple Device*), que é um sensor rígido composto por circuitos eletrônicos de alta tecnologia. Quando estes circuitos interagem com os raios X, *microchips* armazenam uma carga elétrica. A seguir, as cargas são eletronicamente removidas, resultando em um sinal analógico, que é convertido numa imagem digital, a qual é enviada via cabos para um computador e exibida em um monitor (FRIEDLAND, 1999; SARMENTO *et al.*, 2000a; SALES; COSTA; NASCIMENTO NETO, 2002).

O método indireto, também chamado de sistema híbrido, consiste em radiografias convencionais digitalizadas. A imagem radiográfica é obtida de maneira convencional e submetida a um processo de digitalização por meio de câmeras digitais ou pelo uso de *scanners*, sendo assim convertida em linguagem binária e então enviada para o computador (ATTAELEMANAN; BORG; GRÖNDAHL, 2000).

Vários sistemas digitais diretos foram lançados comercialmente. Todos apresentam vantagens e desvantagens, bem como aspectos concernentes às características das imagens e suas habilidades/deficiências (SALES; COSTA; NASCIMENTO NETO, 2002).

Dentre as principais vantagens dos sistemas de radiografias digitais, pode-se citar a eliminação do processamento químico das radiografias, uma significativa redução na exposição à radiação (quando comparada com a radiografia convencional), a capacidade de manipulação digital das imagens capturadas, o arquivamento da documentação do paciente em arquivos digitais, bem como o fato de facilitar a comunicação entre os profissionais (WATANABE *et al.*, 1999; SARMENTO *et al.*, 2000b; SALES; COSTA; NASCIMENTO NETO, 2002).

2.2 RADIOGRAFIA PANORÂMICA DIGITAL

A imagem digital foi primeiramente aplicada em Odontologia para radiografias intrabucais, o que gerou um avanço significativo nesta área. Assim, por este motivo e pelo fato de que a radiografia panorâmica é a técnica preferencial na clínica privada em decorrência de fornecer uma imagem adequada de todo o complexo maxilo-facial e mesmo de áreas adjacentes em um único filme e com pequena dose de radiação, a tecnologia digital poderia, também, trazer benefícios por eliminar erros de processamento e possibilitar a utilização de ferramentas auxiliares na interpretação das imagens (DOVE *et al.*, 1992).

Dentre os diversos estudos sobre os sistemas digitais panorâmicos encontrados na literatura, Gijbels *et al.* (2000) compararam a qualidade subjetiva da imagem em radiografias panorâmicas digitais diretas e em radiografias panorâmicas convencionais. Verificaram que as imagens obtidas em unidades convencionais foram melhores do que as obtidas com o sistema digital. Também utilizaram filtros para tratamento da imagem digital (suavização, nitidez e aprimoramento do contraste). Porém como as imagens digitais não foram mostradas em seus tamanhos originais, pois as suas resoluções excederiam as do monitor utilizado, os autores não puderam avaliar os reais efeitos dos filtros de tratamento da imagem. As imagens digitais também não foram mostradas em seus tamanhos completos com a possibilidade de rolagem na tela do monitor, porque isto faria com que a apreciação geral se tornasse difícil.

Schulze *et al.* (2000) avaliando a precisão de mensurações feitas em radiografias panorâmicas digitais no sistema Orthophos DS (Sirona, Bensheim, Alemanha) utilizando seu *software*, demonstraram que medidas verticais são menos reproduzíveis do que medidas horizontais. Realizaram mensurações de pinos metálicos e esferas fixadas em mandíbula seca e mostraram que a forma do objeto a ser medido determina precisão da mensuração. As medidas mais confiáveis foram as obtidas de objetos lineares no plano horizontal. Também foram escolhidos dois modos de exibição da imagem: 1:1 e 2:1 (magnificação de 2 x). O índice de confiança

foi menor no modo 2:1 em 75% das mensurações. Os autores recomendaram que mensurações digitais não deveriam ser realizadas em imagens ampliadas e que a utilização de mensurações digitais são suficientemente precisas para uso clínico.

Ramesch, Tyndall e Ludlow (2001) verificaram que a radiografia panorâmica convencional mostrou melhor performance na detecção da doença periodontal do que a imagem panorâmica digital obtida pelo sistema CCD Orthophos DS (Sirona, Bensheim, Alemanha). Porém, na detecção de cáries, não houve uma diferença significativa entre o filme panorâmico convencional e a imagem panorâmica digital.

Dannewitz *et al.* (2002) analisaram a qualidade da imagem associada à redução da dose de radiação no sistema digital panorâmico Orthophos DS (Sirona, Bensheim, Alemanha) e mostraram que, radiografias com redução da mA tiveram um escore inferior nos detalhes anatômicos porém não nos achados patológicos. Com isso não houve diferença na performance da interpretação. Para estes autores, é possível uma redução de aproximadamente 50% da dose sem afetar significativamente a qualidade da imagem.

Nas últimas décadas, sistemas para radiografias digitais panorâmicas foram desenvolvidos e, nos últimos anos, sistemas digitais baseados em receptores CCD e PSP para serem utilizados com aparelhos panorâmicos convencionais foram disponibilizados no mercado. Neste sentido, Benediktsdottir *et al.* (2003) compararam a imagem radiográfica de filmes panorâmicos convencionais e imagens de cinco sistemas digitais diferentes (três do tipo PSP e dois do tipo CCD) no estudo da posição e morfologia de terceiros molares inferiores antes da remoção cirúrgica e também da prevalência de anomalias dentárias e patologias e verificaram que a performance na interpretação foi igual para os cinco sistemas digitais panorâmicos avaliados e para filme panorâmico convencional.

Molander, Gröndahl e Ekestubbe (2004) demonstraram que a imagem de radiografias panorâmicas digitais é geralmente equivalente à imagem do filme panorâmico convencional para a maioria dos propósitos. Quando há diferenças, a imagem do filme convencional é superior à digital. Neste estudo, os autores compararam

a radiografia panorâmica convencional com dois sistemas PSP de panorâmica digital: o DenOptix (Dentsply/Gendex, Chicago, IL) e o Digora PCT (Soredex, Orion Corporation Ltd., Helsinki, *Finland*). A qualidade das imagens foi avaliada por meio de classificação visual utilizando uma escala visual descritora de cinco pontos nas estruturas anatômicas: bordas inferior e mesial do seio maxilar, nível ósseo periodontal, estruturas ósseas periapicais, osso trabecular, canal mandibular e forame mental. Citaram também que a diferença de imagens entre os dois sistemas digitais não foi estatisticamente significativa.

Benediktsdottir e Wenzel (2004) sugeriram que a comunicação eletrônica deveria ser um dos maiores benefícios da radiografia digital na Odontologia. Entretanto, há alguns problemas que deveriam ser considerados; primeiro, nem todos os cirurgiões dentistas possuem um computador ou tem acesso à *internet*; segundo, os fabricantes de sistemas digitais não aceitam a necessidade de padronização do formato para armazenamento da imagem; terceiro, uma boa qualidade da imagem num sistema pode ser deteriorada quando aberta em um *software* de outro sistema; quarto, a comunicação eletrônica de radiografias digitais pode levantar questões sobre a segurança dos dados do paciente. Frente a estes problemas, os autores comentaram a necessidade do uso de cópias impressas para a comunicação das imagens digitais entre os cirurgiões dentistas. Os autores compararam a precisão da imagem digital panorâmica exibida em monitor de vídeo de 19 polegadas com a impressão da imagem em papel brilhante (Kodak ink-jet *paper*, 219 mm x 297 mm) e em filme azul transparente (Kodak DMI *medical film*, 203 mm x 254 mm) para avaliar a posição e a morfologia de terceiros molares inferiores. Os sistemas panorâmicos digitais utilizados foram o Orthophos Plus (Sirona, Bensheim, Alemanha) com receptor tipo CCD e o sistema Digora (Soredex/Orion, Helsinki, Finlândia) com receptor tipo PSP. A variação dos observadores foi maior do que a variação entre os métodos. As imagens obtidas pelo papel brilhante e pelo filme transparente azul foram tão precisas quanto as imagens digitais originais exibidas em monitor de vídeo para a avaliação da posição e morfologia dos terceiros molares inferiores.

2.3 DIGITALIZAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS

A radiografia digital indireta é aquela obtida a partir da radiografia convencional, ou seja, os filmes radiográficos sofrem um processo de digitalização por meio de *scanners* ou câmeras de vídeo e suas imagens são transmitidas para um computador (ATTAELMANAN; BORG; GRÖNDAHL, 2000).

Independente da forma de obtenção da imagem digital (seja pelo método direto ou indireto), uma vez transferida para o computador, várias operações, ajustes, análises e modificações podem ser aplicadas, dependendo do editor de imagens utilizado (VANDRE; WEBBER, 1995).

Por meio de "ferramentas" disponíveis nos programas de edição de imagens, pode-se ampliá-las ou reduzi-las; ajustar brilho e contraste; obter dados quantitativos como medidas lineares, angulares e avaliações densitométricas; obter quantas cópias forem necessárias sem a necessidade de nova exposição do paciente e transmiti-las por linha telefônica ou *internet* (PRESTON, 1999; LAURIS; COSTA; BÓSCOLO, 2001).

Wenzel *et al.* (1991) realizaram um trabalho com o objetivo de comparar a precisão das radiografias com filmes convencionais, radiografias digitalizadas e a radiovisiografia (RGV), para detecção de cáries dentinárias de superfícies oclusais de dentes extraídos e não cavitados. O estudo consistiu de 81 terceiros molares irrompidos, sem cavitação da superfície oclusal visível macroscopicamente, os quais foram radiografados por cinco métodos diferentes e analisados por quatro observadores. Primeiramente foram realizadas radiografias convencionais com filme Ektaspeed e visualizadas em negatoscópio. Após, as radiografias foram digitalizadas em áreas de 3 X 3 cm com uma câmera de vídeo CCD em preto e branco. As imagens e as suas cópias foram processadas por um filtro *high-pass* para realce das bordas. No monitor de vídeo existia a opção de melhora do contraste de imagem. Estas duas séries foram estudadas com um intervalo de uma semana entre as duas. Outras radiografias foram feitas com o sistema RGV e avaliadas duas vezes com o intervalo

de um dia: a primeira com a facilidade de manipulação do contraste e a segunda com manipulação da saturação da densidade. O critério para pontuação de todos os tipos de radiografias foi dicotômico: a presença ou a ausência de cáries dentinárias. Após isto, os dentes foram seccionados e examinados em um microscópio para confirmação da presença ou não de cáries. Dois métodos de análise de variância foram usados para avaliar as diferenças das probabilidades entre os métodos e os observadores. Como resultados, encontrou-se que as médias das taxas para detecção de cáries em dentina foram maiores com o uso da radiografia digitalizada com a câmera, seguida de perto pelas radiografias feitas com o RVG, ambos com melhora do contraste, e da RVG com melhora da densidade. A detecção foi menor com as radiografias convencionais e com as digitalizadas manipuladas com filtro. Além disto, os resultados também indicaram que o aumento na precisão diagnóstica vista nas imagens digitais, comparadas com as radiografias convencionais, deveriam advir da manipulação do contraste e não do realce das bordas.

Ohki, Okano e Nakamura (1994) investigaram a precisão diagnóstica de radiografias intrabucais digitalizadas, para rever os efeitos dos procedimentos de digitalização, monitores de visualização e processamento de imagens, comparando três tipos de digitalizadores e três monitores de vídeo. Eles explicaram que um digitalizador de filmes radiográficos convertia a densidade do filme em níveis de cinza para o computador, sendo que os mais comuns os *scanners a laser*, de cilindro e câmera de vídeo. As imagens digitalizadas de radiografias intrabucais interproximais com filme *Ultraspeed* (Kodak) foram exibidas em três monitores de vídeo de 13, 16 e 17 polegadas (*APPLE RGB* e *IMLOGIX*). Os níveis de cinza na imagem digitalizada foram linearmente ajustados para a faixa entre 0 e 255. Os três tipos de monitores de vídeo foram comparados entre si para imagens digitalizadas com um tamanho de *pixel* de 50 μm e 100 μm e, 256 níveis de cinza. Dez cirurgiões dentistas (6 radiologistas, 2 especialistas em odontologia preventiva e 2 periodontistas) serviram como observadores das radiografias originais e das imagens digitalizadas. A análise estatística foi realizada por meio dos testes t-

pareado e ANOVA. O *scanner* cilíndrico mostrou uma maior precisão no diagnóstico que o *scanner a laser* e a câmera de TV, mas, apesar disto, não houve diferença significativa entre os 3 digitalizadores, bem como não houve diferença significativa entre as imagens de quaisquer dos monitores. Confirmou-se que os níveis de cinza poderiam ser reduzidos para 32 sem perda da precisão diagnóstica. Isto foi devido ao fato de que o olho humano consegue distinguir no máximo 50 tons de cinza diferentes. Concluiu-se que um monitor de vídeo desenhado para um computador pessoal fornece uma aceitável precisão diagnóstica e que nenhuma diferença significativa foi encontrada entre imagens digitalizadas com tamanho de *pixel* de 50 μm e 100 μm .

Moystad *et al.* (1994) compararam a precisão diagnóstica de observadores com e sem experiência clínica na avaliação de filmes intrabucais e suas imagens digitalizadas não manipuladas e estudaram o efeito do formato de exibição de monitores de vídeo na performance dos observadores. Oitenta e cinco imagens foram examinadas por 16 observadores (quatro professores de radiologia e 12 alunos) com quatro diferentes métodos: filme convencional (Ektaspeed - Kodak), monitores de 5, 9 e 17 polegadas. As imagens consistiam de lesões radiolúcidas e radiopacas que foram criadas na região de pré-molares e molares de três mandíbulas humanas secas. As imagens foram digitalizadas por uma vídeo-câmera preto e branca AVC-D7CE (Sony Corp.) com resolução horizontal de 560 linhas. As radiografias convencionais foram visualizadas em negatoscópio com lupa de magnificação de 2 X. Como resultados os autores encontraram que a interpretação das imagens digitalizadas nos monitores de 5 e 9 polegadas tiveram uma precisão diagnóstica comparável com a imagem original do filme convencional. Os observadores experientes tiveram uma performance significativamente melhor com o monitor de 5 polegadas quando comparado com os dois monitores maiores, sendo que a performance deles com o primeiro monitor foi igual àquela obtida com o filme convencional. Já os resultados obtidos pelos estudantes não mostraram diferença significativa em nenhuma das situações. Os professores demonstraram uma redução, e

os estudantes um aumento na variabilidade com as imagens digitais comparadas com o filme convencional. Os autores salientaram que utilizando lesões artificiais, estas apresentam limites com maior contraste do que as encontradas clinicamente. Isto poderia explicar porque a precisão diagnóstica não aumentou com a experiência dos observadores. Os autores concluíram que de acordo com os resultados encontrados, o formato dos monitores teve um impacto no diagnóstico radiográfico e sugeriram que mais pesquisas neste sentido deveriam ser realizadas.

Chen e Hollender (1995) pesquisaram as propriedades e a viabilidade de uso dos *scanners* de mesa com leitor de transparência para digitalização de radiografias panorâmicas convencionais. Para isto, foi utilizado um *scanner* de mesa Artix ArtiScan (EUA) com um programa de computador para edição de imagem Aldus Photostyler (EUA) para digitalização de uma imagem obtida com filme T-MAT G (Kodak). A imagem escalonada foi digitalizada em várias posições e com o scanner ajustado em 200 *dpi* e 8 *bits* (256 níveis de cinza). Os valores de *pixels* das imagens digitais resultantes foram analisados, bem como a imagem escalonada foi digitalizada por um densitômetro a *laser*, a fim de medir a densidade óptica das escalas do filme para comparação. Os resultados mostraram que utilizando os ajustes de digitalização pré-definidos, as imagens digitalizadas tiveram valores de *pixels* distribuídos em um alcance mais reduzido que o obtido com o filme. Diferentes valores de *pixel* foram obtidos quando as imagens escalonadas foram digitalizadas em diferentes posições e em diferentes tempos. Resultados reprodutíveis puderam ser obtidos quando as imagens eram digitalizadas na mesma área escolhida, sem mudar os ajustes do *scanner* e depois que este foi ligado por alguns minutos. Com estes resultados, os autores puderam concluir que quando se pretende digitalizar radiografias convencionais para fins diagnósticos e de acompanhamento radiográfico longitudinal com um *scanner* de mesa, os ajustes do *scanner* e a posição do filme devem ser cuidadosamente selecionados e padronizados antes de iniciar o trabalho.

Xie *et al.* (1996) avaliaram a possibilidade de medir-se com exatidão a dimensão vertical dos maxilares em radiografias panorâmicas digitalizadas. Cinco crânios secos foram utilizados. Obtiveram-se radiografias panorâmicas de cada

crânio em nove diferentes posições. Doze pontos para mensuração foram escolhidos, cinco na maxila (linha média, superfície distal do primeiro pré-molar e primeiro molar de ambos os lados) e sete na mandíbula (linha média, superfície distal do primeiro pré-molar e primeiro molar de ambos os lados, e margem inferior de ambos os forames mentuais). Na maxila três linhas de referência foram desenhadas: Lo, linha de união do ponto mais inferior de ambas as margens orbitárias; La, linha de união do ponto mais inferior de ambos os tubérculos articulares; e Lz, linha de união da margem mais inferior do processo zigomático da maxila. Três mensurações verticais foram então realizadas: A = distância entre Lo e a crista alveolar, B = distância de La até a crista alveolar, e C = distância de Lz até a crista alveolar. Na linha média, D (a distância da margem inferior da cavidade nasal até a crista alveolar) também foi registrada. Na mandíbula uma linha foi desenhada unindo o ponto mais abaixo do ângulo e base. As mensurações foram feitas perpendicularmente a esta linha na região posterior. As distâncias perpendiculares da crista alveolar para a base da mandíbula foram definidas como X e mensuradas a partir da superfície distal do primeiro pré-molar e primeiro molar. As distâncias perpendiculares da margem inferior do forame mental até a base da mandíbula foram definidas como Y. A técnica foi repetida para o lado oposto da mandíbula. A distância na linha média da crista alveolar até a base da mandíbula foi definida como Z. As radiografias foram digitalizadas com um *scanner* UC-1200 (Tailândia), sendo que a resolução utilizada para os procedimentos de análise foi 400 *dpi*. Como resultados os autores encontraram que o deslocamento sagital e a inclinação tiveram um ligeiro efeito nas mensurações da mandíbula. A inclinação sagital da cabeça teve o maior efeito em todas as mensurações feitas em B e em D. Os autores concluíram que a linha entre os tubérculos articulares é inapropriada como referência para mensurações em áreas próximas aos dentes. Citaram ainda que um discreto mau alinhamento da cabeça não afeta significativamente as mensurações verticais na mandíbula ou da parte posterior da maxila se as linhas de referências estiverem em um mesmo plano vertical do dentes.

Moystad *et al.* (1995) realizaram um estudo *in vitro* e avaliaram o efeito da ampliação de radiografias digitalizadas sobre a detecção de cáries proximais. Segundo os autores, pouca atenção estava sendo dada na literatura ao efeito da ampliação sobre o diagnóstico de imagens, sabendo-se que em Medicina, por exemplo, eram fatores interdependentes. Para a realização do estudo, os autores utilizaram 44 dentes, entre molares e pré-molares humanos extraídos com aparência ou com lesões cariosas, selecionados por inspeção visual e por radiografias prévias. Foram realizadas seis radiografias interproximais prévias e padronizadas feitas com filme *Ektaspeed* (Kodak). Cada radiografia era digitalizada com uma câmera de vídeo CCD e a seguir exibida em um monitor SVGA 17 polegadas, cuja resolução era de 800 x 600. Vinte e oito superfícies proximais foram selecionadas das radiografias interproximais digitalizadas e isoladas como regiões de interesse. As 28 imagens destas regiões foram ampliadas em 3, 6, 12, 18 e 30 vezes o tamanho original de uma interproximal. Todo o conjunto de imagens foi lido por 20 clínicos gerais, os quais eram instruídos a visualizar uma superfície proximal em cada imagem para detectar a presença ou a ausência de cárie e marcar em uma escala de cinco pontos. Os resultados mostraram que o padrão de respostas foi significativamente inferior nas maiores ampliações (18 e 30 vezes) se comparadas às menores (3, 6 e 12 vezes), enquanto que a menor ampliação (3 vezes) foi tida como muito pequena. Os autores salientaram que os operadores do sistema radiográfico podem optar pela ampliação a ser utilizada, diferentemente dos sistemas convencionais, onde a ampliação do filme é limitada a duas vezes. Não foi possível estabelecer um limite inferior de ampliação que não interferisse na precisão do diagnóstico. Um detalhe observado foi o de que os observadores preferiam ter imagens maiores para visualização, ao invés das menores, o que poderia indicar que a ampliação de 3 vezes poderia ser próxima do limite inferior aceitável para interpretação. Com os resultados, pôde-se concluir que a ampliação da imagem digital exerce uma grande influência no desempenho do observador na detecção de lesões cariosas, pois as duas maiores ampliações dificultaram o diagnóstico.

Versteeg *et al.* (1997) realizaram um estudo para comparar estimativas de distâncias da extremidade da lima endodôntica até o ápice radiográfico dos dentes em imagens radiográficas digitais e convencionais, com a finalidade de verificar a ocorrência de adaptação dos observadores a imagens maiores do que estão acostumados. Também foi incluída a experiência do observador para ver se isto afetava na estimativa da distância. Os autores salientaram que as dimensões das imagens digitais, quando exibidas em um monitor de vídeo, são maiores do que as imagens de filmes convencionais. O tamanho atual das imagens digitais depende do número de *pixels* por linha e coluna e da resolução do monitor. O número de *pixels* por milímetro determina a resolução espacial na imagem digital e, conseqüentemente, a magnificação dos detalhes na imagem. Por isso, o tamanho e a magnificação das imagens digitais são muito diferentes daquelas do filme convencional podendo variar entre tipos de imagens produzidas por diferentes sensores e aparelhos de aquisição da imagem. Neste estudo foi utilizado um molar e um pré-molar mandibular de cadáver humano e utilizada a lima endodôntica Kerr número 15. A lima foi posicionada em várias profundidades. Isto resultou em 14 distâncias arbitrárias entre a ponta da lima e o ápice radiográfico: o mínimo comprimento foi de 0,9 mm e o máximo foi de 5,8 mm. O filme utilizado foi o Ektaspeed (Kodak), e os sistemas digitais foram o Vixa (Gendex Dental Systems) e o Sens-A-Ray (Regam Medical Systems AB). As distâncias no filme convencional foram medidas com uma régua digital, e as distâncias nas imagens digitais foram medidas com uma régua eletrônica (Emago Dental Software, SODS). As imagens foram mostradas para seis estudantes de radiologia e seis radiologistas experientes. As imagens convencionais foram exibidas em negatoscópio e as imagens digitais foram exibidas em um monitor de alta resolução SuperVGA (NEC Multi Sync 3FG) de 14 polegadas, 1024 x 728 *pixels*, 256 cores com a aplicação de um *software* especial (Emago Dental *Software*). Isto resultou em uma imagem digital de dimensões de 75 X 95 mm (288 X 383 *pixels*) para o sistema Vixa, de 100 X 145 mm (385 X 576 *pixels*) para o sistema Sens-A-Ray e de 31 X 41 mm para o filme convencional. Foi pedido aos observadores para

estimar (sem a ajuda de réguas ou outros tipos de ferramentas) a distância da ponta da lima endodôntica até o ápice radiográfico, dentro de uma variação de um quarto de milímetro. Como resultados, os autores encontraram que não houve diferenças significativas do filme convencional e para o sistema Vixa, entretanto, a taxa de subestimação foi significativamente menor para as imagens do sistema Sens-A-Ray do que para o filme e para o sistema Vixa. Tanto estudantes quanto profissionais subestimaram as distâncias para as três modalidades de imagem, com os estudantes subestimando mais do que os profissionais. Os autores tinham como hipótese que, imagens maiores produziram uma estimativa pior devida à dimensão irreal das estruturas em imagens magnificadas. Entretanto, a estimativa de distância realizada no maior tipo de imagem (Sens-A-Ray) foi melhor do que a estimativa com os outros dois tipos de imagens menores (filme e sistema Vixa). Os autores concluíram que estimativa de distâncias em imagens digitais é comparável, ou até mesmo melhor, com àquelas de radiografias convencionais e que esta estimativa é facilitada pela experiência do observador. Por isso, concluiu-se que observadores não têm problemas em se adaptarem a imagens maiores do que eles estão acostumados.

Sinton *et al.* (1997) realizaram um estudo cujo propósito foi determinar se a presença de restaurações adicionais poderia influenciar no número de lesões cariosas detectáveis. Para a realização deste estudo, foram selecionadas 52 radiografias interproximais provenientes dos arquivos dos autores, das quais foram utilizadas somente quatro que estavam de acordo com os critérios estabelecidos previamente. Dois radiologistas experientes analisaram a localização e profundidade das lesões cariosas. As radiografias foram então digitalizadas com um *scanner* radiográfico de mesa (XRS Modelo 3CX, XRS Corporation, Torrance, Califórnia) e manipuladas com um programa de computador Adobe *Photoshop*, no ajuste de brilho e contraste, antes que fossem examinadas pelos radiologistas. De cada um das quatro imagens originais eram feitas cinco cópias, sendo que a primeira imagem era um espelho e a 3.^a, 4.^a e 5.^a cópias eram manipuladas para incluir restaurações adicionais na proximidade do dente com lesão, progressivamente até que a 5.^a

imagem parecesse ser de uma boca com grande número de restaurações. Em seguida, as séries eram fotografadas, e os filmes resultantes cortados e montados em cartelas padrões de filmes periapicais. Estas séries montadas eram exibidas, sob condições padronizadas, em uma ordem aleatória e visualizadas por seis cirurgiões-dentistas, aos quais pedia-se para marcar a presença ou não de cáries em cada imagem. Os resultados foram analisados por meio de três testes de variância e confirmaram que os examinadores não detectaram que as imagens se originaram de um pequeno grupo de radiografias. Houve uma pequena diferença entre os observadores, mas a presença de restaurações adicionais não pareceu alterar a habilidade em detectar cáries nas radiografias interproximais. Salientou-se a apresentação de um novo método de variação de parâmetros em uma mesma imagem para propósitos experimentais.

Chen e Chiang (1997) avaliaram as várias propriedades físicas de um *scanner* cilíndrico, cujas aplicações clínicas foram altamente recomendadas. Para realização deste estudo utilizou-se um densitômetro digital Victorren, obtendo-se assim uma imagem escalonada de 96 x 19 mm, com 10 escalas de igual extensão. Foram realizadas cinco varreduras unidimensionais com um *scanner* cilíndrico VXR-12, com escalas de 0,05 cm, as quais mostraram contornos de densidade óptica similar à imagem escalonada. Dos resultados de cinco varreduras, foi feita uma média e observou-se que o *scanner* capturou imagens em 4096 ou 256 níveis de cinza com resolução máxima cerca de 85 $\mu\text{m}/\text{pixel}$. Para realizar o escaneamento, um filme foi colocado no cilindro e a região de interesse foi definida. O filme foi girado sobre uma lâmpada fluorescente, cuja luz passou através do filme para um foco fixo (lentes) de abertura que focalizava a imagem para um arranjo de 5000 elementos de CCD, formando imagens digitais. No experimento, usou-se esse *scanner* para digitalizar a imagem do densitômetro, com 85 $\mu\text{m}/\text{pixel}$ e 8 níveis de cinza, além do programa de computador, para edição de imagem, *Paint Shop Pro*. Os ajustes predefinidos do *scanner* foram 10 msec de tempo de exposição e 0% de lâmpada auxiliar (que é a quantidade de luz extra usada durante um escaneamento,

comparada com a quantidade de luz usada para calibração). As imagens digitais obtidas pelo *scanner* cilíndrico VXR-12 apresentaram um alcance dinâmico similar ao filme radiográfico, ou seja, mais amplo do que do *scanner* de mesa ou do que o *scanner* de filme de 35 mm, o que é necessário quando um diagnóstico baseia-se no contraste da imagem, por exemplo, na detecção de cáries e de mudanças na massa óssea na região da crista interdentária. Observou-se também que o *scanner* de mesa era mais sensível aos ajustes de varredura, o que não foi observado no *scanner* de rolamento, que contém recursos de luz fixos, o foco e a abertura das lentes, além de vários outros fatores inerentes ao aparelho. Foi lembrado que na radiografia convencional, a imagem armazenada era a mesma que a imagem exibida, ao passo que na radiografia digital, a imagem exibida era representada pelos valores de luminescência (quantidade de luz emitida por uma fonte), mostrados pelos valores de *pixels*, além de serem afetadas pelo programa de computador, pelo equipamento e pelos ajustes de monitor, processo pelo qual a resolução das imagens digitais poderia ser diminuída. Os autores explicaram que, até o momento ainda não havia um padrão de resolução requerido para imagens digitais. No entanto, para alguns propósitos específicos de diagnósticos, a resolução máxima do digitalizador usado neste estudo (300 *dpi* ou 85 $\mu\text{m}/\text{pixel}$) poderia não ser suficiente.

Versteeg *et al.* (1998) analisaram o efeito da redução do tamanho da imagem digital no resultado diagnóstico. Os autores escreveram sobre a função da ferramenta *zoom* dos *softwares* gráficos que reduz ou amplia as imagens. No modo *zooming in*, os *pixels* são duplicados (magnificação 2:1, fator 2) ou triplicados (magnificação 3:1, fator 3), etc. No modo *zooming out* (magnificação 1:2, fator 0,5) a imagem é reduzida pela metade do seu tamanho omitindo uma linha sim outra não e uma coluna sim outra não. Se o tamanho da maior imagem é reduzido pela metade, cada *pixel* em ambas as direções horizontal e vertical são ignorados, produzindo uma nova e menor imagem. Esta nova imagem tem apenas um quarto do número original de *pixels*. Foram realizadas séries de imagens com o sistema Visualix III (Gendex Dental Systems, Milão, Itália) com limas endodônticas tamanho 10 e

tamanho 15 no canal radicular de molares e pré-molares, sendo 75 limas no ápice do canal e 75 limas 1,5 mm aquém do ápice. As imagens originais foram reduzidas pela metade. Para cada quatro *pixels*, o *pixel* acima e à esquerda é mantido e os outros três são apagados. A imagem resultante foi chamada de "imagem pela metade" – imagem reduzida e foi salva em um disco. Então esta imagem reduzida foi aumentada (*zooming in*), sendo chamada ZI imagem reduzida. Para observação três séries foram preparadas para serem visualizadas no *software* Emago/Advanced (Oral Diagnostic Systems, Amsterdam *The Netherlands*): (a) imagem original, (b) imagem reduzida pela metade, (c) ZI imagem reduzida. Sete radiologistas visualizaram as imagens, e as classificaram quanto a exata posição da ponta da lima endodôntica, através de uma escala de cinco pontos. Todas as imagens foram exibidas em um monitor SVGA de 15 polegadas (Digital, Digital Equipment, EUA), com resolução de 1024 X 768 *pixels*. Como resultados encontraram que houve diferença significativa entre as três modalidades de imagem para ambos os tamanhos de lima 10 ($p < 0,005$), e lima 15 ($p < 0,021$). Para a lima de tamanho 10, as imagens reduzidas pela metade foram significativamente piores do que as imagens de tamanho original e ZI imagens reduzidas; a diferença entre a imagem original e a ZI imagem reduzida não foi significativa ($p > 0,057$). Para a lima de tamanho 15, as imagens de tamanho original foram melhores do que as imagens reduzidas pela metade e as ZI imagens reduzidas ($p < 0,004$); a diferença entre as imagens reduzidas pela metade e ZI imagens reduzidas não foram significantes ($P > 0,482$). Os autores concluíram que redução no tamanho das imagens digitais pode causar menor detectabilidade tanto quanto perda da informação diagnóstica.

Eickholz *et al.* (1998) estudaram a validade da mensuração linear na perda óssea interproximal em radiografias utilizando uma lente de aumento com graduação de 0,1 mm e magnificação 10 X e utilizando um programa de análise por computador. Os autores desejavam comparar a validade dos dois métodos de mensuração e identificar os fatores que influenciariam a validade do método. Em 35 pacientes sofrendo de doença periodontal avançada foram realizadas 62 radiografias inter-

proximais pré-cirúrgicas padronizadas. No momento cirúrgico, para os 115 defeitos interproximais, as distâncias da junção cimento-esmalte (CEJ) até a crista alveolar (AC), e CEJ até o ponto mais apical do defeito ósseo (BD) foram medidas. Em todas as radiografias, distâncias lineares de CEJ para AC, e CEJ para BD foram estimadas utilizando a lente de aumento e o programa de análise por computador. Para digitalização, foi utilizada uma câmera de vídeo (WV-BD 400, Panasonic, Secaucus, N. J.) e o programa utilizado para mensuração de distâncias lineares foi o Linear-Measure (LMSRT, University of Florida, Gainesville, Flórida). Sob magnificação de 18 X, uma região de interesse (ROI) medindo 256 X 256 *pixels* foi selecionada. Os pontos de referência CEJ, AC e BD foram marcados na tela e, logo após, a imagem foi armazenada. A região de interesse, incluindo os pontos de referência, foi exibida em outra janela na tela. A seleção dos pontos de referência foi então repetida na imagem original. O programa calcula medidas de distâncias para a primeira e repetidas mensurações, a média de extensão e erros de mensuração. Para estimar a validade das mensurações feitas com a lente de aumento e com o programa de computador, as distâncias que foram medidas nas radiografias pré-cirúrgicas foram comparadas com os cálculos intracirúrgicos usado como padrão ouro. Como resultados os autores encontraram que ambas as técnicas analisadas subestimaram a perda óssea interproximal em comparação com as medidas intracirúrgicas. A subestimação com a mensuração com o programa de computador a perda óssea interproximal significativamente menor do que a com lente de aumento. A diferença entre o programa de computador e a avaliação intracirúrgica foi modulada por fatores de diferença na angulação vertical e horizontal e defeitos de profundidade. Os autores concluíram que uma projeção ortorrádial reduz erros na avaliação radiográfica da perda óssea e que o programa de computador utilizado subestimou a perda óssea em menor extensão do que a avaliação convencional por lente de aumento.

Ludlow e Abreu Júnior (1999) pesquisaram a influência do filme, do monitor do computador e do monitor de computador portátil (*laptop*) sobre a detecção de lesões cariosas. Para isto, os autores utilizaram radiografias de um estudo prévio de

detecção de cáries, que foram digitalizadas com uma câmera de vídeo, com 256 níveis de cinza e 8 *bits*, com uma matriz de *pixels* de 640 X 480, em uma resolução de 16 *pixels*/mm. As imagens foram salvas em formato TIFF, transferidas para um computador de mesa e para um *laptop*. As imagens do computador de mesa foram visualizadas em um monitor SVGA de 17 polegadas e do *laptop* em monitor SVGA de 11,5 polegadas, ambos com resolução de tela de 800 X 600 *pixels* e 16 *bits*. Desta forma, havia três modalidades de visualização: os filme convencionais, o monitor do computador de mesa e o monitor do *laptop*. Seis observadores analisaram as imagens e graduaram a presença ou ausência de cáries em esmalte e dentina para cada um dos monitores e para os filmes. As imagens digitalizadas foram manipuladas com o programa de computador *Image Tool* (UTHSCSA, Texas, USA) e, aos observadores, foi permitido modificar o contraste e o brilho das imagens. Em seguida, foi realizado um estudo histológico para confirmação das lesões. Como resultados observou-se que, apesar de não ter havido diferenças significativas da detecção de cáries proximais em esmalte e dentina para os diferentes modos de visualização, houve uma pequena tendência de mostrar melhores resultados com as imagens visualizadas nos monitores do que com os filmes convencionais. Os autores concluíram que os monitores de vídeos dos *laptops* (de matriz de cristal líquido ativo) também provêem qualidade diagnóstica para a detecção de cáries, comparáveis com os filmes convencionais e com o monitor dos computadores de mesa.

Francischone (1999) avaliou a perda óssea maxilar pela análise da radiografia panorâmica digitalizada, comparando com a densitometria óssea lombar e femural. Para isto foram selecionadas as densitometrias e as radiografias panorâmicas de 29 pacientes, 25 mulheres e 4 homens entre 39 e 77 anos de idade, com suspeita clínica de osteoporose. As radiografias panorâmicas foram digitalizadas em um *scanner* de mesa HP *Scanjet 4C/T* – Hewlett Packard com adaptador para transparências. As imagens escaneadas foram enviadas para um computador IBM com um monitor de 17 polegadas, o programa de edição de imagem Corel Photopaint 5.0 (Corel Corporations) foi usado para preparo das imagens e o *Digora for Windows 1.5.1* para

medidas lineares e de densidades radiográficas. As radiografias foram escaneadas com resolução de 300 *dpi* e salvas em formato TIFF. As avaliações densitométricas foram realizadas com dois densitômetros Lunar modelo DPX Alpha, na coluna lombar e no fêmur proximal direito. Como resultado o autor encontrou que os valores de quantidade óssea sistêmicos não apresentaram correlação forte com os achados maxilares. As melhores correlações encontradas foram entre espessura do córtex mandibular, índice panorâmico mandibular e densitometria óssea lombar. O autor concluiu que a tomada de medidas na radiografia panorâmica ainda é passível de erros, mesmo com o uso da radiografia digitalizada. O índice panorâmico mandibular e a espessura do córtex mandibular foram as variáveis com maiores coeficientes de correlação com osteoporose densitométrica. Mesmo não apresentando correlação forte, são grandes auxiliares no diagnóstico de osteoporose. Conclui ainda que apesar de discretas as correlações encontradas entre as medidas de densidades ósseas na radiografia digitalizada e as outras medidas, a manipulação da radiografia digitalizada tem condições de ser aprimorada, se tornando em um futuro próximo o método não invasivo de escolha na avaliação de perda óssea bucal.

Attaelmanan, Borg e Gröndahl (2000) determinaram os parâmetros de qualidade para as radiografias digitalizadas quanto a resolução e visualização. Para realização deste trabalho, foram usadas duas mandíbulas secas, as quais foram seccionadas em seis espécimes contendo um molar, dois pré-molares, um canino e um incisivo respectivamente. As arcadas foram colocadas em um aparelho mecânico para padronizar a geometria de projeção, e expostas atrás de um cilindro de polimetilmetacrilato com 2 cm de espessura, preenchido com água para simular tecido mole. A distância focal foi de 30 cm. As radiografias foram tomadas com filme periapical n.º 2 (Kodak) e expostas a 7 mA e 60 kV. As seis radiografias resultantes foram digitalizadas usando um *scanner* de mesa Arcus II (Agfa, Bélgica). Várias opções de ajustes do *scanner* eram possíveis, as quais poderiam determinar a qualidade e o tamanho da imagem digital resultante, e foram: ajuste da escala de cinza, resolução da imagem (em 200, 400 e 600 *dpi*) e curva de tonalidade, além de 8 *bits* ou 256

níveis de cinza. As radiografias foram digitalizadas com e sem máscara plástica. Foram obtidas ao todo, 36 imagens digitalizadas, as quais foram visualizadas em um monitor de 21 polegadas, e analisadas por sete radiologistas em uma sala escurecida, que deveriam classificar as imagens, quanto à sua qualidade, em uma escala de cinco pontos. O tamanho da tela do monitor variou entre quatro tamanhos possíveis: 640 X 480, 800 X 600, 1024 X 768 e 1152 X 864 *pixels*. A análise estatística foi realizada para determinar o grupo de imagens preferido pela maioria. Todos os observadores julgaram melhores as imagens com máscara opaca do que as sem máscara. Além disto, as imagens digitalizadas com 400 *dpi* e alta resolução do monitor foram julgadas com maior qualidade, seguidas pelas imagens de 200 *dpi* (visualizadas em monitor ajustado para 640 X 480 *pixels*) e por último as de 600 *dpi* (consideradas as piores imagens para visualização). Ao lado disto, as imagens digitais intrabucais deveriam ser mostradas em 256 níveis de cinza com a maior resolução do monitor possível. Houve uma concordância de que a otimização da qualidade da imagem digital exibida requereria uma otimização da qualidade do *scanner* e do monitor pela manipulação dos ajustes disponíveis nestes equipamentos.

O objetivo do trabalho de Janhom *et al.* (2001) foi estudar qual a resolução de imagem seria apropriada para a digitalização de radiografias interproximais utilizando um *scanner* de mesa, para a detecção da presença e profundidade de cáries. Para isto, os autores utilizaram 52 pré-molares e 48 molares montados em blocos e radiografados com filme convencionais (Ektaspeed Plus, Kodak), simulando uma projeção interproximal. Obtiveram ao todo 15 radiografias interproximais que foram digitalizadas com um *scanner* de mesa em três resoluções (150, 300 e 600 *dpi*), com curva gama ajustada em 2,2 e as imagens arquivadas em formato BMP. As imagens digitalizadas foram exibidas em um monitor de 17 polegadas SVGA, em uma ordem aleatória, para dez observadores que avaliaram 90 imagens (30 de cada resolução) quanto à presença ou não de cáries, graduando-as em uma escala de cinco pontos e, quanto à profundidade das cáries em uma escala de três pontos. Em

seguida, os dentes foram examinados histologicamente para confirmação, por dois examinadores, quanto à presença e profundidade de cáries, e os resultados foram comparados com as respostas dos examinadores. Todos os resultados foram comparados e submetidos a uma análise de variância ANOVA. Os resultados mostraram que a profundidade das lesões exerceu um efeito significativo na certeza do reconhecimento da lesão. Dos efeitos principais, a interação entre a resolução e a profundidade da lesão foi significativa, pois a confiança ou certeza na resposta dos observadores foi maior com o aumento da resolução. No entanto, não houve diferença significativa quando a resolução aumentou de 300 para 600 *dpi*. Os maiores erros na observação de superfícies íntegras foram obtidos com resolução de 150 *dpi* e na observação de cáries dentinárias com a resolução de 600 *dpi*. Os autores puderam concluir que quando radiografias proximais são digitalizadas com *scanner* de mesa, os melhores resultados são obtidos quando a resolução do *scanner* é ajustada em 300 *dpi*, pois, nesta resolução o tamanho do arquivo é manejável, sem perda significativa de informações necessárias à elaboração do diagnóstico de cárie.

Bóscolo *et al.* (2001a) estudaram dois sistemas digitais CCD, com um sistema PSP, com filme *E-speed* e com filmes digitalizados, e avaliaram a qualidade da imagem quando submetidas a diferentes kilovoltagens e tempos de exposição. Além disto, avaliaram comparativamente o alcance dinâmico e a sensibilidade destes sistemas. Para isto, os autores utilizaram os seguintes materiais: um sistema Sens-A-Ray 2000 (Reagam *Medical System*, Suécia), um sistema CDR (Schick Technologies Inc, NY, EUA), um sistema Digora (Soredex Orion Corporation, Helsink, Finlândia), filmes *E-speed* Kodak processados manualmente e radiografias digitalizadas com um *scanner* Hewlett Packard Scanjet (Hewlett Packard, Vancouver, WA, EUA) e manipuladas com um programa *Corel Photo Paint*. As imagens eram armazenadas em formato TIFF, sem compressão, com 8 *bits*, 600 *dpi* de resolução e um arquivo aproximado de 700 Kb. O monitor utilizado era um SVGA de 17 polegadas, configurado em 1024 X 768 *pixels* por polegada. Os cinco objetos analisados eram duas secções

de mandíbula e uma secção de maxila secas, um densitômetro de alumínio e um bloco de alumínio com seis orifícios com profundidades variando de 0,5 a 3 mm. As kilovoltagens utilizadas foram 50, 60 e 70 kVp e os tempos foram de 0,05, 0,08, 0,13, 0,2, 0,4, 0,8 e 2,0 s para cada kVp, em 21 grupos diferentes. Os tempos mais baixos foram usados para testar a sensibilidade do sistema e os mais altos para testar o alcance dinâmico, tudo com o auxílio de aparelhos específicos. A posição dos objetos foi sempre padronizada e cada um foi radiografado 21 vezes nos cinco sistemas, perfazendo 105 imagens de cada, totalizando 525 imagens. As imagens foram avaliadas por seis observadores (três radiologistas, dois clínicos gerais e um estudante veterano) totalizando 3150 avaliações. Os observadores foram treinados previamente para trabalharem com cada sistema, e as observações foram feitas com um sistema por dia para evitar fadiga visual. Foi permitido aos observadores manipularem o brilho e o contraste com ferramentas de manipulação. Os dados foram submetidos à ANOVA, completada pelo teste de Tukey. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significativas, com o sistema PSP produzindo o alcance dinâmico mais amplo, seguido pelos filmes digitalizados. O sistema CDR mostrou grande sensibilidade, seguido pelo sistema Digora. Os autores também afirmaram que as radiografias digitalizadas, além do maior alcance dinâmico, também apresentaram maior sensibilidade que os filmes convencionais, provavelmente devido à disponibilidade das ferramentas de manipulação digitais, o que permitiu que radiografias de baixa qualidade pudessem ser recuperadas. Entretanto, a despeito desses fatores, os autores relataram que os filme digitalizados dificilmente poderiam fazer parte da rotina odontológica, devido à dificuldade demonstrada na aquisição da imagem. Como conclusão, afirmou-se que, para avaliar a qualidade diagnóstica de qualquer sistema é necessário considerar a qualidade da imagem, o alcance dinâmico e a sensibilidade, como conceitos intimamente relacionados e que podem ter influências uns sobre os outros.

Bóscolo *et al.* (2001b), utilizando o mesmo material e métodos acima citados, avaliaram a qualidade de imagem daqueles sistemas, submetidos a diferentes fatores

de análise. Os autores comentaram que diante das opções de equipamentos já existentes, aliadas aos novos lançamentos e aprimoramentos que são continuamente colocados no mercado odontológico, fazem-se necessárias avaliações criteriosas destes sistemas, de modo que estas possam servir de esclarecimento a todos aqueles que desejam assimilar esta tecnologia no seu cotidiano de trabalho. Diferentemente do trabalho anterior destes autores, empregou-se neste estudo 50, 60, 70 kV com tempos de exposição de 0,08; 0,13; 0,2; 0,4 e 0,8 s, totalizando 15 grupos diferentes de exposição. Realizou-se a avaliação da dose de entrada do feixe de raios X com o objetivo de se analisar a relação de tempo de exposição *versus* dose e a consistência da dose utilizada. Para isto, utilizou-se a câmera de ionização Victorren 06-526 e o *timer* de raios X Victoreen 07-457 (Victorren Inc, Ohio, EUA) e ainda o "kVp meter" Unfors Inst. – 9002 (Unfors Instruments, Suíça). Cada um dos cinco objetos citados no trabalho anterior foram radiografados 15 vezes em cada sistema, totalizando para cada um 75 imagens. A análise radiográfica foi realizada por seis avaliadores, totalizando 2250 avaliações, que utilizaram um escala de zero a quatro para classificar as imagens quanto à possibilidade de diagnóstico. As imagens foram analisadas nos *softwares* inerentes aos seus sistemas e foi permitida a manipulação do brilho e contraste da imagem, respeitando-se assim a subjetividade do avaliador em trabalhar com imagens de maior ou menor densidade. Como resultados foi encontrado que o Sens-A-Ray foi o sistema que apresentou o mais baixo desempenho. Todos os sistemas, com exceção do Sens-A-Ray, ofereceram imagens em condições para diagnóstico em todos os objetos, salientando-se, entretanto, que o sistema Digora foi o sistema que apresentou o maior número de imagens em condições para diagnóstico, seguido em ordem decrescente pelo filme digitalizado, filme E-speed, CDR e Sens-A Ray. Frente os resultados encontrados, os autores concluíram que todos os sistemas estudados, excetuando o Sens-A-Ray, têm condições de oferecer imagens em condições ideais para interpretação, desde que respeitadas suas latitudes.

Ferreira Júnior (2001) analisou radiografias panorâmicas digitalizadas de 32 cistos ósseos traumáticos e 20 ceratocistos, com o objetivo de verificar possi-

bilidade de diagnóstico diferencial entre estes cistos pela análise: 1) do contorno das áreas radiolúcidas e 2) dos valores correspondentes aos tons de cinza dos *pixels* que formam a imagem do conteúdo dos cistos. As radiografias panorâmicas iniciais, de cada um dos casos, foram selecionadas segundo os critérios de ótima nitidez, densidade e contraste médios. Todas as radiografias panorâmicas foram digitalizadas em um *scanner* Scanjet 4C/T (Hewlett-Packard), com a utilização do *software* HP Deskscan II, no modo Foto Diferenciação B. e P., com a resolução de 300 *dpi* e gravadas em arquivos TIFF. Posteriormente, foi utilizado o editor de imagens Adobe Photoshop 5.0, as imagens foram convertidas para o formato JPEG e duplicadas, obtendo-se 2 cópias de cada imagem. Uma cópia teve o brilho e o contraste ajustados automaticamente e de forma padronizada, utilizando-se a ferramenta "automatic levels" do mesmo programa, que distribui os valores dos *pixels* de acordo com um padrão preestabelecido, de forma a utilizar todos os tons de cinza da escala entre 0 e 255. A segunda cópia não sofreu qualquer ajuste de brilho ou contraste. Para apresentação das imagens foram utilizados microcomputadores de mesa, com monitores de 14 polegadas com resolução de 1024 X 728 *pixels*. Seis examinadores foram solicitados para opinar sobre os limites das lesões, sobre a presença ou ausência de halo radiopaco e "scalloping" (contornos crenados). A imagem de cada lesão foi dividida em quatro segmentos (superior, inferior, anterior e posterior). Para a análise da densidade das áreas radiolúcidas foram utilizadas duas outras ferramentas do editor de imagem Adobe Photoshop 5.0, seleção elíptica com a opção tamanho fixo e histograma. Como resultado o autor encontrou: 1) o halo radiopaco é mais freqüente nos ceratocistos, principalmente no segmento posterior; 2) a presença de "scalloping" é mais comum no segmento superior dos cistos ósseos traumáticos e 3) existe uma diferença significativa entre as densidades das imagens radiográficas destas afecções. O autor concluiu que os seus achados, isoladamente, não definem o diagnóstico radiográfico de ceratocisto ou cisto ósseo traumático, mas somam-se a outros aspectos semiológicos para diagnóstico destas doenças.

Davidson *et al.* (2001) compararam a qualidade da imagem radiográfica de quatro equipamentos de digitalização e sua exibição em monitores de computador.

No estudo foram utilizados um *scanner* a laser, o Lumisys Lumiscan 75 (Lumisys Inc, EUA) e um *scanner* de mesa, o Hewlett-Packard (HP) Scanjet 6100C/T, com transparência adaptada, além de duas câmeras digitais: Kodak Digital Science DSC420m e Olympus Digital Câmera D-500L. No *scanner* Lumisys, os filmes foram escaneados com o programa Adobe PhotoShop 4.0 em uma resolução de 300 *dpi*, reajustados para deixar a imagem com 800 *pixels* no menor lado e salvos em formato TIFF. No *scanner* Hewlett Packard Scanjet, os filmes foram escaneados com o *software* do próprio *scanner* com resolução de 300 *dpi* e as imagens foram reajustadas para ficarem com 800 *pixels* no menor lado e salvas no formato TIFF. Tanto na câmera Kodak Digital Science quanto na Olympus Digital Camera as imagens foram reajustadas para ficarem com 800 *pixels* no menor lado, porém na primeira foram salvas em formato TIFF e na segunda em JPEG. Dez radiografias com imagens diagnósticas normais foram digitalizadas em cada um dos aparelhos e compunham-se de: tomografia computadorizada (TC) abdominal, TC da cabeça, TC do tórax, ressonância magnética (MR) da coluna dorsal, MR da pélvis, MR da cabeça, radiografia do tórax, radiografia da coluna cervical, angiograma da artéria aorta e ultrassom fetal. Houve duas formas de imagens: imagens não manipuladas e imagens manipuladas (utilizando a ferramenta histograma). Dez avaliadores radiologistas foram recrutados para analisar a qualidade geral das imagens e preencheram um formulário com escala de dez pontos, onde dez correspondia à melhor imagem. Neste estudo foi utilizado um monitor de 21 polegadas. Como resultados os autores encontraram que não houve diferença significativa na qualidade entre as imagens digitalizadas pelo *scanner* a laser, pelo *scanner* de mesa e pela câmera Kodak Digital Science. A qualidade da imagem digitalizada pela câmera Olympus Digital Camera foi menor do que os outros três aparelhos. Para a visualização das imagens em monitor de microcomputador o *scanner* de mesa produziu imagens de qualidade similar ao *scanner* a laser. Os autores concluíram que o *scanner* de mesa é o equipamento mais econômico comparado aos outros dois que também tiveram bons resultados.

Gitlin *et al.* (2002) estudaram as diferenças na precisão diagnóstica e na qualidade da imagem entre o filme convencional e a imagem digital produzida por

scanner de mesa. Para isto, os autores selecionaram 120 exames radiográficos da região do tórax, de extremidades e abdominal. Todos os casos tinham uma alta taxa de dificuldade diagnóstica. Os filmes foram digitalizados em um *scanner* Sierra Plus (Vidar Systems Corp.). Quatro radiologistas participaram do estudo interpretando cada um dos 120 casos, metade no filme original e metade no formato digital e fazendo a leitura das imagens apenas uma vez. Os dados coletados incluíam a percepção da qualidade da imagem, dificuldade diagnóstica e segurança na interpretação. Os resultados preliminares mostraram que não existe diferença significativa na precisão de interpretação dos filmes originais e das imagens digitalizadas. As diferenças notadas na percepção da qualidade das imagens entre os avaliadores não foram significativas. Os autores concluíram que a qualidade diagnóstica e o custo benefício são os fatores chaves na aceitação de filmes digitalizados e que os resultados preliminares deste estudo foram encorajadores oferecendo aos profissionais a opção para troca nos equipamentos a fim de se engajarem na tecnologia digital.

Schellingerhout *et al.* (2002) realizaram um estudo para determinar se a qualidade da informação existente na imagem digitalizada é equivalente a da imagem analógica para ser utilizada em forma de diapositivos para ensino. Onze grupos de imagens foram selecionados de um arquivo já existente e digitalizadas com um *scanner* modelo VXR-12 (Vidar Systems). As imagens foram escaneadas em alta resolução resultando em imagens com tamanho de 4000 X 3000 *pixels* e 8 *bits* de escala de cinza. Após isto, as imagens foram salvas em formato JPEG e visualizadas em um computador *Power Macintosh 7100/66A* (Apple Computer) com o *software* Adobe Photoshop 3.0 (Adobe, Califórnia), onde foi reduzido pela metade o número de *pixels* de cada imagem. Para cada uma destas imagens foram obtidos dois diapositivo de 35 mm utilizando o método fotográfico convencional e o equipamento *slide-maker*. Os diapositivos foram apresentados a radiologistas que preencheram um formulário sobre questões relativas à qualidade da imagem. Como resultados os autores verificaram que os diapositivos digitalizados que continham em média 416 kB de dados (o equivalente a 750 X 750 *pixels* com 8 *bits* de escala de

cinza) foram equivalente a 90% às imagens analógicas. Nos diapositivos com 830 kB (1,060 X 800 *pixels* com matriz de 8 *bits* de escala de cinza), 100% dos avaliadores não encontraram nenhuma diferença nas imagens digitalizadas em relação às analógicas. Os autores concluíram que as imagens digitais se tornam indistinguíveis das imagens analógicas se um suficiente conjunto de informações é mantido na imagem digital. Existiu uma relação definida entre a percepção da qualidade e a informação contida na imagem digital.

Shulze, Rosing e D'Hoedt (2002) compararam a qualidade da imagem visual de radiografias panorâmicas convencionais e digitalizadas. Os autores salientaram que a aplicação simples e os baixos custos tornaram os *scanners* de mesa os equipamentos de escolha nos consultórios odontológicos. O estudo realizado levou em consideração, ao invés dos parâmetros físicos do equipamento (brilho, contraste, resolução e densidade ótica), outros aspectos como as propriedades da imagem causadas pela interação complexa destes fatores como, por exemplo, a perceptibilidade de pequenas cavidades feitas com brocas. Este foi o objetivo do trabalho, ou seja, testar se a percepção destas cavidades seria igual nos filmes e nas radiografias digitalizadas. Para isto, os autores utilizaram uma cunha de alumínio puro contendo 100 lojas, nas quais 90 tinham cavidades rasas, e que foi exposta na unidade de radiografias panorâmicas. Duas imagens exibindo o mais amplo alcance de níveis de cinza, de acordo com o julgamento subjetivo de dois observadores, foram selecionadas para avaliação. Estes dois filmes panorâmicos foram digitalizados com 300 *dpi* e 8 *bits* num *scanner* de mesa e exportadas em formato de arquivo TIFF. As imagens foram visualizadas em um monitor de 17 polegadas com uma resolução de 1280 X 1024 *pixels*. Cinquenta observadores foram recrutados a analisar as imagens, sendo verificado se os mesmos percebiam ou não um ponto representando uma cavidade em cada célula da grade. Com base nos resultados, os autores observaram algumas falhas nas imagens obtidas com *scanner* de mesa, principalmente no processo de tradução das informações das imagens radiográficas contendo alto nível de densidade ótica. Segundo os autores, isto pode obstruir o processo de detecção de áreas com

diferentes contrastes em áreas enegrecidas como, por exemplo, a crista óssea interproximal. Como conclusão, demonstrou-se que houve uma perda significativa de sensibilidade, ou seja, houve perda de informação na imagem, principalmente em áreas enegrecidas, com alta densidade ótica. Apesar de ser estatisticamente significativa, a diferença real entre as modalidades de imagem foi relativamente pequena.

Hou *et al.* (2003) avaliaram radiografias com perda óssea alveolar em pacientes adultos com periodontite, utilizando uma análise radiográfica de escaneamento digital (DSRIA) e também determinaram a relação entre a perda óssea radiográfica e a idade, sexo tipo de dente e localização. Um total de 4262 dentes foi examinado para ver a perda óssea alveolar em 178 indivíduos (96 homens e 82 mulheres). As radiografias periapicais foram escaneadas em 1350 dpi e 256 cores de cinza. As superfícies mesial e distal dos dentes foram examinadas com magnificação 10 X e o computador utilizado foi um IBM com o *software* Adobe Photoshop 5.0. As mensurações foram executadas por um examinador principal e um estudante de pós-graduação. Como resultados os autores encontraram que a média de perda óssea tanto maxilar quanto mandibular dos dentes anteriores foi significativamente alta ($p < 0,001$ e $p < 0,01$, respectivamente) em homens comparados com mulheres utilizando o teste *t*. Os maiores valores de perda óssea alveolar em radiografias ocorreram mais comumente no primeiro molar superior (53,8% e 51,4% em mulheres e homens, respectivamente) e no incisivo central inferior (50,4% e 41,5% em homens e mulheres, respectivamente). A média de perda óssea alveolar em radiografias foi maior em homens do que em mulheres em ambas as arcadas, com exceção dos sítios dos molares. Como conclusão os autores relataram que o primeiro molar superior e o incisivo central inferior são os sítios de maior risco para a perda óssea alveolar.

Künzel *et al.* (2003) avaliaram, por meio de um teste de mensuração com um par de linhas padrão, a resolução disponível em três filmes intrabucais processados em diferentes temperaturas, bem como a influência da magnificação e a resolução executável depois da digitalização dos filmes intrabucais. Eles comentaram que a resolução de detecção de um sistema como, como por exemplo filmes para

raios X, pode ser avaliada por mensuração técnica com um par de linhas padrão e expressa como par de linhas por milímetro. Para detecção em um sistema digital, a resolução é facilmente avaliada porque ela é limitada a números de *pixels* na matriz do sensor. Ao contrário, a resolução de filme intrabucais é usualmente especificada pelos fabricantes como a resolução determinada pelo tamanho dos grânulos de cristais de prata no filme. Foram utilizados três filmes: o *Ektaspeed Plus* (Kodak), o Dentus M2 (Agfa-Gevaert) e o *Insight* (Kodak) que foram expostos embaixo de um teste de linhas padrão usando um gerador de raios X Oralix DC (Gendex Division). Após ter processado os filmes em duas diferentes máquinas, eles foram montados em molduras de diapositivos com a linha padrão na posição horizontal. Os diapositivos foram digitalizados perpendicularmente à grade em uma resolução de 600 *dpi* utilizando um *scanner* de diapositivo Sprintscan 4000 (Polaroid), salvos em formato JPEG com compressão de 85% (aproximadamente uma taxa de compressão 10:1) e visualizados no *software* Adobe Photoshop 5.0 (Adobe, Califórnia) com magnificação do monitor de 1:18. Quarenta observadores de idades entre 22 a 50 anos avaliaram cada filme com três diferentes métodos de visualização: a olho nu com o negatoscópio, no negatoscópio com uma lente de aumento chamada X-ray-viewer (Kentzler-Kaschner-Dental, Alemanha) e no monitor de vídeo de 17 polegadas com 18 X de magnificação. Os observadores tiveram que analisar a linha padrão para a mais alta resolução que eles poderiam perceber. Análise de variância foi aplicada na observação dos resultados. Os autores encontraram como resultados que a melhor detecção de resolução foi atingida pela digitalização, alcançando uma média acima de $16,51\text{p mm}^{-1}$. Com a lente de aumento a média foi de $13,31\text{p mm}^{-1}$, enquanto que apenas $11,71\text{p mm}^{-1}$ pôde ser visto a olho nu. Diferente dos outros tipos de filme a resolução do *Ektaspeed* depende do tipo de processamento quando são visualizadas imagens digitalizadas ou quando a visão é feita a olho nu. Houve uma tendência para estudantes acima de 29 anos de detectar em mais baixa resolução a olho nu, entretanto eles tiveram uma performance comparável aos estudantes abaixo de 29 anos quando foi utilizada a lente de aumento ou nas imagens digitalizadas. Os autores

concluíram que a resolução do filme é melhor quando da digitalização de radiografias e em segundo lugar quando do uso de lente de aumento. A magnificação com lentes é recomendada se a resolução é importante ou se a visão do observador é reduzida. Comparando com o filme *E-speed*, o *Insight* tem uma menor dependência nas condições de processamento.

Bassignani *et al.* (2003) estudaram o método mais simples para conversão de imagens analógicas para imagens digitais sem subsequente perda da precisão diagnóstica. Os autores haviam decidido converter para imagens digitais os arquivos de radiologia do instituto onde eles trabalhavam. Selecionaram aleatoriamente vinte radiografias de tórax demonstrando doença intersticial de pulmão e compararam com vinte radiografias controle de pacientes saudáveis. Utilizou-se um *scanner* de mesa com adaptador de transparência (Expression 836XL; Epson, Califórnia) para escaneamento das radiografias. Os mesmos filmes foram então digitalizados com um *scanner a laser* para qualidade de diagnóstico (Lumisys 75; Kodak, Nova York). Cada caso foi composto de uma radiografia original e uma imagem de cada *scanner*, num total de 120 imagens. Para as imagens do *scanner* de mesa foram primeiramente selecionadas as áreas de interesse (excluindo tecidos moles), realizando-se o escaneamento em uma resolução de 150 *dpi* numa escala de cinza de 12 *bits*, sendo as imagens salvas em formato TIFF e utilizado o *software* Adobe Photoshop 1.72 (Adobe Systems, Califórnia) no modo níveis automáticos. As imagens do scanner a laser foram escaneadas em 2048 *pixels* por linha, salvas no formato TIFF, enviadas para um sistema DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) e, após isto, enviadas novamente para os arquivos digitais do departamento onde os autores trabalhavam. Neste último caso também foi utilizado o *software* Adobe Photoshop 1.72 no modo níveis automáticos. As radiografias convencionais foram visualizadas em negatoscópio com uma máscara encobrendo as áreas de tecido mole e as imagens digitais foram visualizadas em um computador com processador Pentium III com monitor de vídeo de 1024 X 768 *pixels*. Foram selecionados três radiologistas com experiência em imagens do tórax para analisar as imagens e

responder a um questionário. Como resultados os autores encontraram que não houve diferença estatisticamente significativa na precisão diagnóstica entre o filme analógico e as imagens do *scanner* de mesa, mas houve diferença entre estes dois grupos e as imagens do *scanner a laser*. A precisão para as imagens convencionais foi de 97%, para as imagens do *scanner* de mesa foi de 94% e para as imagens do *scanner a laser* foi de 89%. Os autores concluíram que um *scanner* adaptado com leitor de transparência proporciona imagens para um diagnóstico preciso, sendo um modo simples e econômico para converter imagens convencionais para digitais.

Haak *et al.* (2003) estudaram a validade na detecção de cáries proximais em radiografias interproximais digitais exibidas em diferentes tamanhos de imagem em tela de monitor com tubo de raios catódicos (CRT) ou em um monitor de transistor de fino filme (TFT). Os autores salientaram que o diagnóstico de imagens digitais depende do tipo do meio de exibição e que o uso de monitores CRT é predominante nos consultórios odontológicos, embora muitos parâmetros de exibição, como taxa de luminescência e contraste, são mais favoráveis com monitores planos de cristal líquido. Estes fatores podem ser responsáveis por diferenças na percepção da escala de cinza para os observadores. Foram selecionados cinco observadores para analisar radiografias interproximais digitais que foram realizadas com o sistema digital direto Sidexis tipo CCD (Sirona, Alemanha). Os observadores tinham que indicar, em um escala de seis pontos, se havia presença de cárie e a profundidade da lesão. As imagens digitais foram avaliadas em dois tipos de monitores: um de 19 polegadas CRT (Nokia 446 XS, Finlândia) e um de 15 polegadas e do tipo TFT (PanaFlat LC 50 S, Alemanha). A resolução da tela foi ajustada em 1024 X 768 pixels e a cor foi ajustada para 16-bits. A área visível do monitor TFT foi de 23 X 30,6 cm², comparável à do monitor CRT que foi de 26,2 X 35 cm². As imagens foram exibidas na tela nos tamanhos 1:1, 1:2 e 1:7. No tamanho de 1:1 as imagens radiográficas preencheram toda a tela deixando apenas um espaço à esquerda para texto e para os ícones do sistema Sidexis, e no tamanho 1:7 uma extensão comparável com a das radiografias convencionais foi alcançado. Foi demonstrado que houve uma

significante influência na detecção de cáries proximais para o tamanho e validação do limites, enquanto que taxas de detecção para ambos os tipos de monitores não foi significativamente diferente. Uma significativa diminuição na acurácia foi demonstrada com o modo de exibição 1:7 em ambos os monitores ($p < 0,0001$), enquanto que nenhuma diferença significativa foi detectada nos modos 1:1 e 1:2 (I, $p = 0,96$; II, $p = 0,53$). Os autores concluíram que neste estudo, o tipo de monitor não influenciou na detecção de cáries proximais vistas em radiografias digitais. Tamanhos das imagens com o modo de exibição 1:1 e 1:2 resultaram em um melhor diagnóstico do que o modo 1:7.

Braosi (2003) avaliou a capacidade de detecção de lesões simuladas de reabsorção radicular externa em radiografias periapicais convencionais e digitalizadas e, também, se a aplicação de recursos de realce e melhora das imagens poderia facilitar a detecção destas lesões. Foram avaliadas 54 radiografias convencionais de incisivos inferiores, as quais foram realizadas após a confecção de cavidades de diâmetros diferentes, na superfície radicular, simulando reabsorção externa. As radiografias foram digitalizadas com um *scanner* de mesa (Genius) em uma resolução de 200 *dpi*, com os tons de cinza ajustados em 70%, sendo que as imagens foram salvas em formato TIFF e o *software* utilizado foi o *Image Tool*. Para o processamento das imagens foram consideradas três situações: a imagem original sem manipulação, a imagem otimizada e a imagem com a inversão dos níveis de cinza. Três observadores (radiologista, endodontista e clínico geral) analisaram os conjuntos radiográficos convencionais e digitalizados, com o uso de um negatoscópio e de um monitor de vídeo de quinze polegadas, respectivamente, quanto à presença ou à ausência de reabsorção radicular externa simulada, sendo os dados tabulados e analisados estatisticamente pelo teste "z" que calcula diferenças de proporções entre variáveis binomiais ($p = 0,05$). Os resultados mostraram que as radiografias digitalizadas foram semelhantes às radiografias convencionais na detecção de lesões simuladas de reabsorção radicular externa, com exceção das radiografias digitalizadas com inversão dos tons de cinza, as quais foram inferiores às demais radiografias

analisadas. Com os resultados obtidos, a autora concluiu que as radiografias digitalizadas podem auxiliar no processo de elaboração do diagnóstico, visto que foram semelhantes às radiografias convencionais na detecção de cavidades simuladas de reabsorção externa, principalmente quando o recurso de otimização (melhora do brilho e contraste da imagem) foi aplicado. A autora ainda comenta que o uso de *scanners* de mesa e de *softwares* adequados pode ser ferramentas valiosas no processo de digitalização de imagens, auxiliando no processo de diagnóstico, no dia a dia do consultório odontológico.

Pereira *et al.* (2004) realizaram um estudo para avaliar as radiografias da articulação temporomandibular em crianças na primeira dentição, obtidas pela radiografia convencional transcraniana, digitalização indireta, imagens digitalizadas utilizando ferramentas 3D e ajuste de brilho e contraste. Também a posição da cabeça da mandíbula foi determinada pela mensuração do espaço anterior, superior e posterior da articulação. O aparelho de raios X utilizado foi o GE-100 (General Electric Company, EUA) com um posicionador de cabeça da Accurad 200 (Denar Company, Califórnia). As radiografias foram digitalizadas utilizando um *scanner* de mesa Hewlett Packard 6390 (HP, EUA) com transparência e resolução de 75 *dpi*. O *software* utilizado foi o Adobe Photoshop 5.0 (Adobe Systems, Califórnia), as imagens foram salvas no formato JPEG contendo 238 X 238 *pixels* com tamanho na tela do monitor SVGA de 11 X 10 cm e 54 kB. Tanto as radiografias convencionais quanto as digitalizadas foram submetidas à análise subjetiva por quatro examinadores, que receberam uma calibração prévia. Todos os tipos de imagens foram avaliados para qualidade do diagnóstico por meio da aparência das estruturas ósseas das articulações temporomandibulares direita e esquerda (cabeça da mandíbula e fossa mandibular) e foi utilizada uma escala de três pontos. As radiografias convencionais foram visualizadas em negatoscópio e as digitalizadas no *software* Adobe Photoshop 5.0 utilizando as ferramentas ajuste do brilho, do contraste, 3D e de mensuração. Para mensuração das radiografias convencionais foi utilizado um compasso digital e um papel de acetato foi colocado sobre as radiografias e realizado o traçado da

cabeça da mandíbula e da fossa mandibular para as medidas. Como resultados os autores encontraram uma diferença significativa entre a radiografia convencional e as modalidades da radiografia digitalizada (convencional/digitalizada sem manipulação $p < 0,001$; convencional/3D $p < 0,001$; convencional/ajuste do brilho e contraste $p = 0,017$). A média das distâncias das regiões anteriores, superiores e posteriores foi de 2,2 mm. As radiografias convencionais e as digitalizadas com ajuste do brilho e do contraste mostraram maior qualidade de diagnóstico e o espaço posterior da articulação foi maior do que o anterior, demonstrando a posição anterior da cabeça da mandíbula. Os autores concluíram que as radiografias transcranianas convencionais e as digitalizadas com ajuste do brilho e do contraste mostraram melhor qualidade de imagem das estruturas da articulação temporomandibular na primeira dentição. E ainda, o espaço posterior da articulação foi maior do que o anterior, demonstrando uma posição condilar anterior nesse grupo de pacientes.

2.4 FORMATOS DE ARQUIVOS DE IMAGENS

Gürdal, Hildebolt e Akdeniz (2001) afirmaram que o sistema TIFF de arquivamento de imagens era amplamente aceito para melhor observação dos níveis de cinza, permitindo uma melhor permuta de imagens com outros programas de computador e sistemas digitais. No entanto, o problema encontrado com este formato de arquivamento era que, dependendo da resolução usada, este formato poderia requerer cerca de 100 a 1000 kilobytes da memória de um computador, o que poderia criar problemas durante a armazenagem e a transmissão dos dados. Por isto é que foram criados programas de compressão de imagens, sendo o mais comumente usado o JPEG, capaz de reduzir em até 95% o tamanho dos arquivos, mas com perda irreversível de dados. O objetivo deste trabalho foi verificar que variações poderiam ser introduzidas pela perda de dados resultante da compressão JPEG e/ou pelo uso de três programas de computador na análise sensitométrica dos tecidos duros bucais. Para isso, foi utilizado um densitômetro de alumínio que foi

radiografado com um filme oclusal, processado e digitalizado com um *scanner* de mesa, sob condições padronizadas (300 *dpi* e 256 níveis de cinza/ 8 *bits* de resolução), usando dois métodos simples para determinar o efeito de dois formatos de arquivo e de três programas de análise de imagem. Para um método, foi escolhida uma área de interesse, registraram-se os valores da escala de cinza dos *pixels* e arquivaram-se os dados em formato TIFF ou JPEG. Em seguida, eles compararam os valores resultantes da escala de cinza para a região de interesse selecionada, quando os arquivos eram abertos nos programas *Image Tool*, *Image J* e Digora. Para o segundo método, foram realizados os mesmos procedimentos básicos do primeiro método, exceto pela criação de uma radiografia simulada, na qual eles marcaram os valores da escala de cinza para cada *pixel*, e observaram que as escalas de cinza nos arquivos TIFF, abertas no *Image Tool* e no *Image J*, corresponderam identicamente à escala de cinza verdadeira. Quando os arquivos JPEG eram abertos no *Image Tool* e no *Image J*, os valores resultantes das escalas de cinza não eram verdadeiros. Com estes resultados, concluíram que, dependendo do tipo de detecção que se queira realizar, os erros apresentados pelos diferentes formatos de arquivo podem ou não afetar a análise radiométrica, pois a compressão de arquivo JPEG com perda de dados introduziu alterações potencialmente deletérias aos dados de radiodensidade.

Eraso *et al.* (2002) estudaram o impacto de uma ampla extensão de formatos de compressão JPEG na detecção de lesões periapicais utilizando a radiografia digital. Cinquenta radiografias periapicais digitais foram obtidas por um sistema do tipo CCD. Cada imagem foi submetida a taxas de compressão 2:1, 4:1, 8:1, 16:1, 32:1, 48:1 e 64:1, no formato JPEG. Uma raiz para cada imagem com compressão foi marcada para exame para que quatro avaliadores verificassem se havia ou não existência de lesão periapical. Três outros examinadores atribuíram um escore para imagens sem compressão, com um consenso para cada escore por sítio. O consenso foi utilizado como referência para a avaliação da compressão do formato JPEG no valor diagnóstico das imagens. A média de erro absoluto entre o consenso e os escores

dos examinadores foi computada para cada examinador, sítio e sessão de leitura. Como resultados os autores encontraram que todos os observadores indicaram que as taxas de compressão 48:1 e 64:1 havia um significativo diferença entre a média absoluta de erros entre as imagens sem compressão e com compressão ($p < 0,5$). Depois de converter a escala de 5 pontos para dois valores de diagnóstico, a precisão diagnóstica foi fortemente correlacionada com a taxa de compressão. Como conclusões os autores sugeriram como resultados deste estudo que altas taxas de compressão podem ter um impacto severo na qualidade do diagnóstico de lesões periapicais em radiografias digitais.

Koenig *et al.* (2004) testaram a hipótese de que não há diferença na detectabilidade nas lesões periapicais quimicamente induzidas utilizando as imagens sem compressão e com compressão (JPEG) na proporção 23:1 ou menos. As lesões periapicais quimicamente induzidas foram criadas colocando uma solução de 70% de ácido perclórico no ápice de dentes extraídos em 13 maxilares de cadáveres humanos. O ácido foi aplicado em sete períodos de tempos de 0 a 32 horas. Os dentes extraídos foram recolocados em seus alvéolos e imagens foram realizadas utilizando o sistema digital Schick CDR (Schick Technologies Inc., NY). Utilizando o formato de compressão JPEG, cinco taxas 2:1, 14:1, 23:1, 28:1 e 47:1 foram aplicados nas imagens, as quais foram visualizadas por três observadores que avaliaram a presença ou ausência de lesão nos três sítios, área mesial, área distal e ápice do dente, com uma escala de cinco pontos. Como resultados os autores encontraram que não houve diferença significativa ($p > 0,05$) entre imagem comprimida e imagem original para nenhum dos sítios com taxa de compressão 2:1, 23:1 e 28:1. Houve uma diferença significativa para a compressão com taxa de 47:1. Os autores concluíram que o formato de compressão JPEG não tem impacto sobre a detectabilidade de lesões periapicais artificiais em baixas e moderadas taxas de compressão.

3 PROPOSIÇÃO

Levando em consideração a ampla utilização das radiografias digitalizadas e seus recursos de manipulação e concomitantemente os poucos trabalhos sobre qual a resolução a ser utilizada na digitalização de radiografias panorâmicas, o presente trabalho teve como propósito realizar um estudo por meio da comparação dos valores obtidos pela mensuração linear de duas estruturas anatômicas (forame mental e seio maxilar) na radiografia panorâmica convencional e na panorâmica digitalizada, objetivando:

- a) avaliar a melhor resolução de escaneamento dentre as cinco resoluções utilizadas: 100, 150, 200, 300 e 400 *dpi*;
- b) avaliar as formas de apresentação: 100 *dpi* no monitor de vídeo, *Fit on Screen* (ajuste à tela) e *Actual Pixel* (tamanho real).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 OBTENÇÃO DAS RADIOGRAFIAS

Para a realização deste trabalho foram utilizadas radiografias panorâmicas obtidas do arquivo de prontuários dos pacientes da Clínica de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Todas as radiografias panorâmicas selecionadas foram tomadas no Serviço de Radiologia da Clínica de Odontologia da PUCPR, com a seguinte rotina:

- o aparelho de raios X utilizado foi o Orthophos Plus/CD (Siemens A G, Bensheim, Alemanha), com regime de trabalho de 60 a 71 kVp e 14 a 16 mA, sendo o tempo de exposição de 14,1 segundos (Anexo 1);
- o écran utilizado foi o Kodak Lanex X-Omatic Médium Screen (Eastman Kodak Company, Rochester, NY);
- o filme para utilizado foi o T-MAT G (Kodak Industrie, Paris, França) de 15 X 30 cm;
- para o processamento dos filmes utilizou-se a processadora automática Multi-X 36 (Glunz & Jensen do Brasil LTDA, Curitiba, Brasil), com as soluções Kodak Brasileira Com. e Ind. Ltda, São José dos Campos, SP).

4.2 MENSURAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS CONVENCIONAIS

Foram selecionadas 20 radiografias panorâmicas convencionais com a ausência de um dos pré-molares inferiores e 20 radiografias panorâmicas com ausência do primeiro molar superior. A ausência destes dentes facilita a mensuração das estruturas analisadas.

Na mandíbula mediu-se o forame mental, do limite mesial e distal do forame (sendo esta medida denominada limite horizontal) e do limite mais superior do forame até o borda alveolar inferior (sendo esta medida denominada limite vertical).

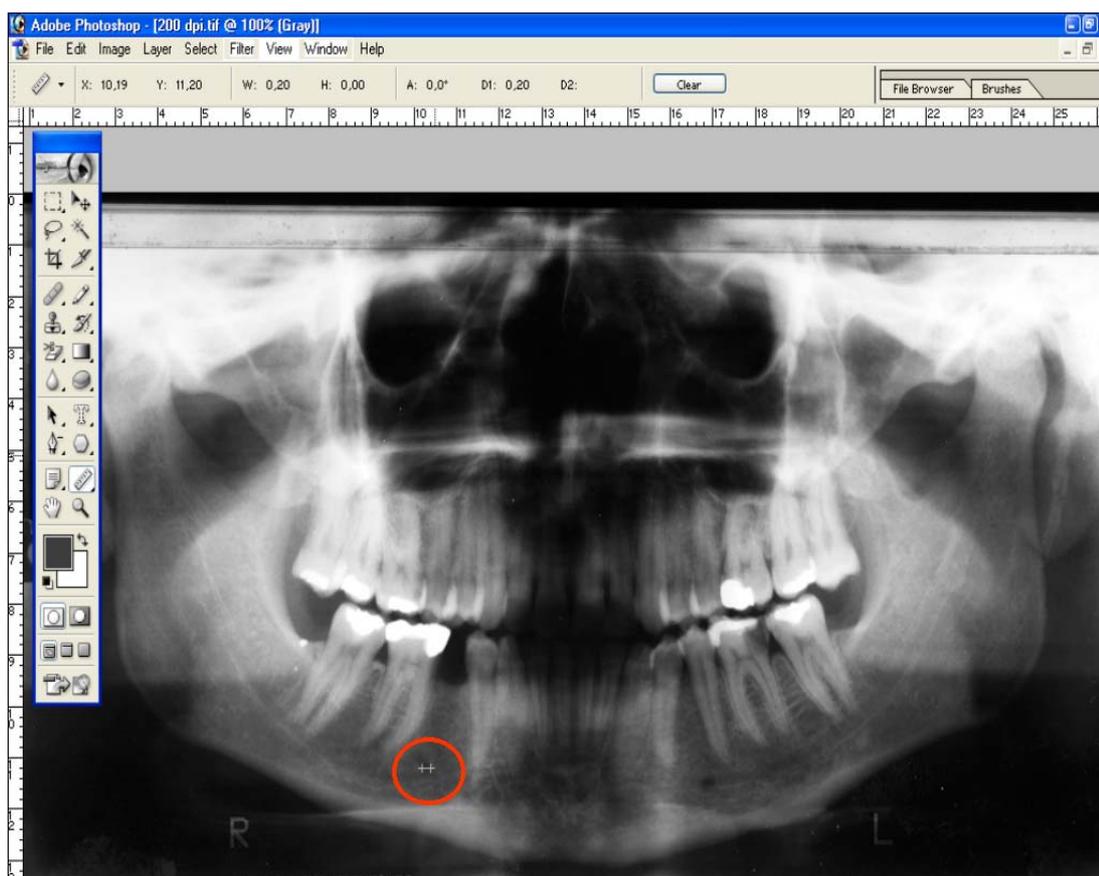


FIGURA 1 - MENSURAÇÃO HORIZONTAL DO FORAME MENTAL.
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005

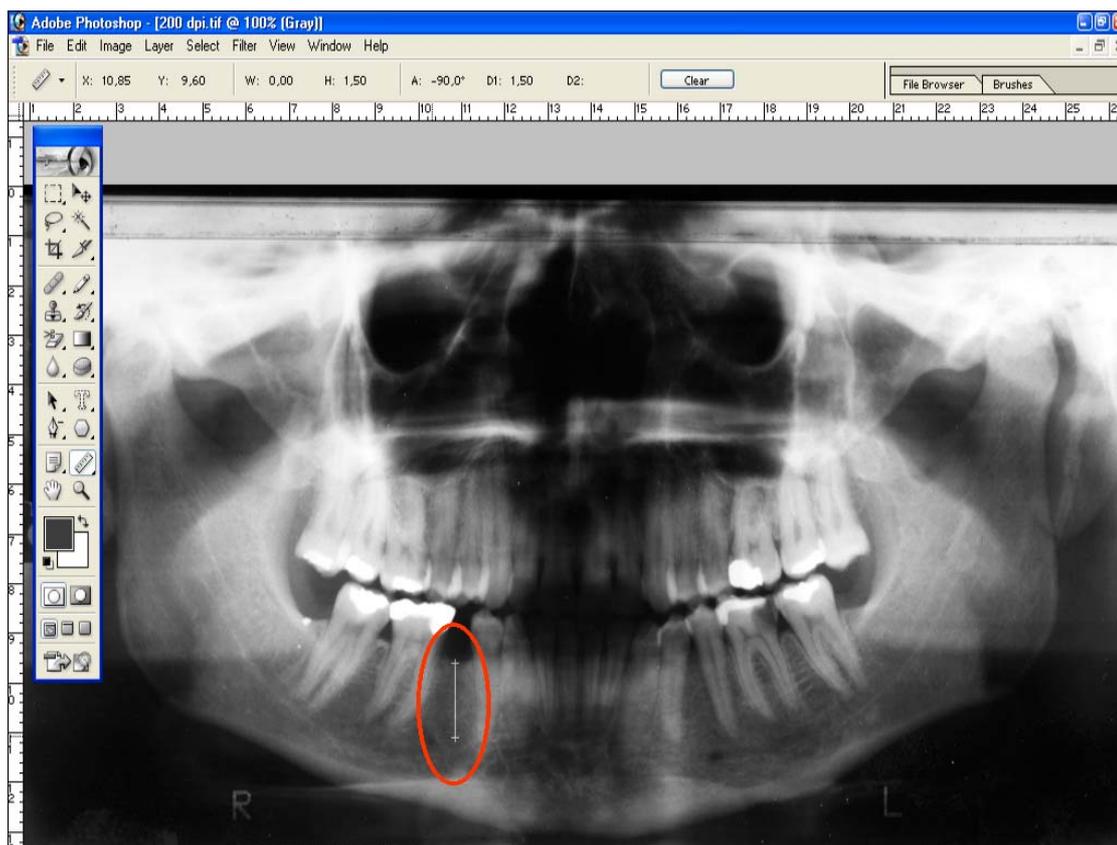


FIGURA 2 - MENSURAÇÃO VERTICAL DO FORAME MENTAL.
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005

Na região superior mediu-se o seio maxilar e seu limite lateral até o limite medial do seio maxilar. Esta medida foi chamada limite horizontal e da cortical inferior da órbita até o assoalho do seio maxilar, limite vertical.

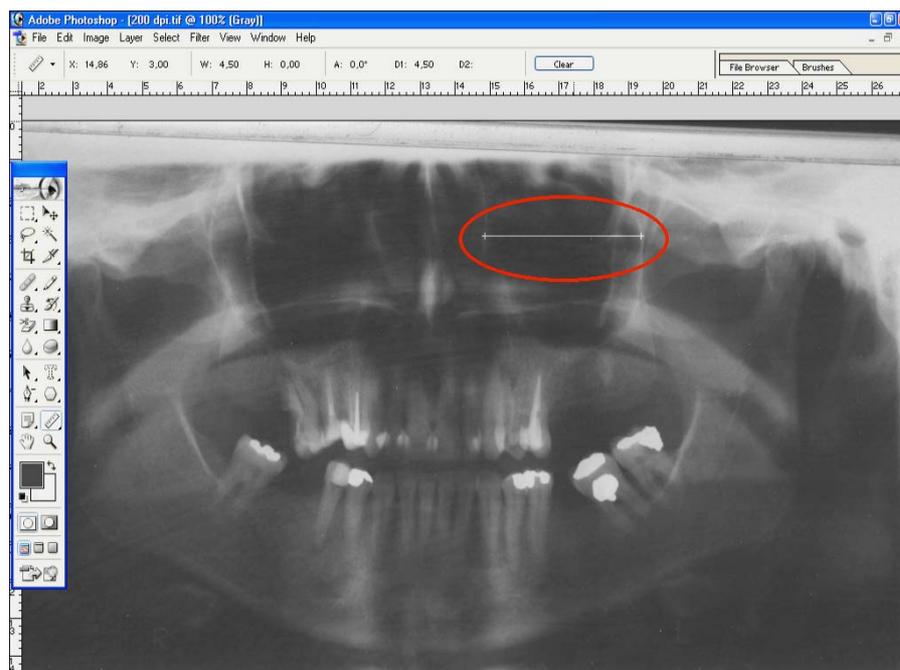


FIGURA 3 - MENSURAÇÃO HORIZONTAL DO SEIO MAXILAR.
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005

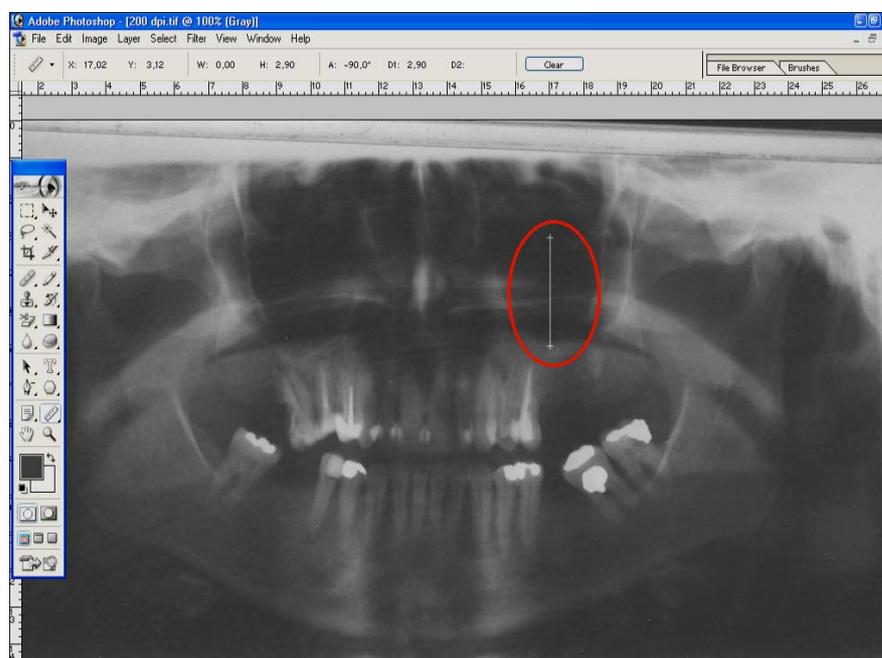


FIGURA 4 - MENSURAÇÃO VERTICAL DO SEIO MAXILAR.
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005

As radiografias panorâmicas convencionais foram analisadas em negatoscópio, em ambiente escurecido e utilizou-se máscara sobre as radiografias. A seguir, colocou-se papel vegetal sobre as radiografias, sendo desenhadas com grafite 0,3 mm as estruturas que a serem mensuradas com um paquímetro digital (MITUTOYO CORPORATION).



FIGURA 5 - PAQUÍMETRO DIGITAL
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005

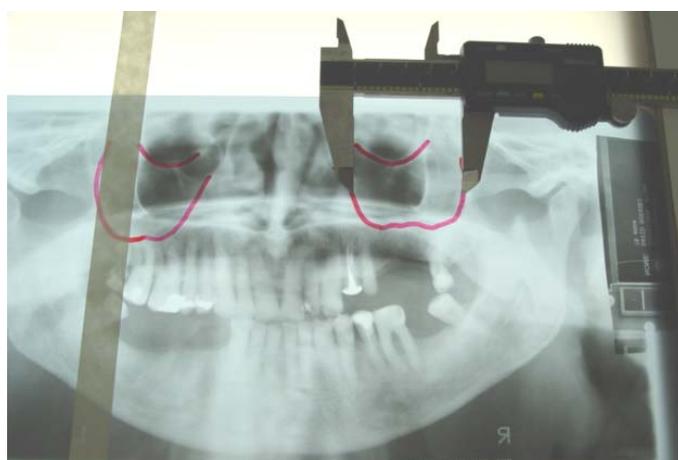


FIGURA 6 - MENSURAÇÃO NA RADIOGRAFIA PANORÂMICA CONVENCIONAL.
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005

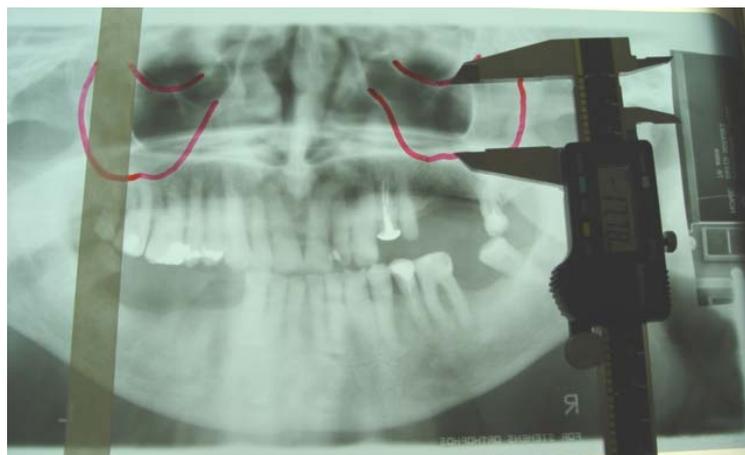


FIGURA 7 - MENSURAÇÃO NA RADIOGRAFIA PANORÂMICA CONVENCIONAL.
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005

4.3 DIGITALIZAÇÃO E ARQUIVAMENTO DAS IMAGENS

Para a digitalização das radiografias, posicionou-se sobre a plataforma do *scanner* de mesa (Genius) um negatoscópio de luz difundida (MEDALIGHT LP400, LIGHT PANEL, Universal Eletronics Industries Ltd), tomando-se o cuidado no correto enquadramento do mesmo (figuras 1 e 2).

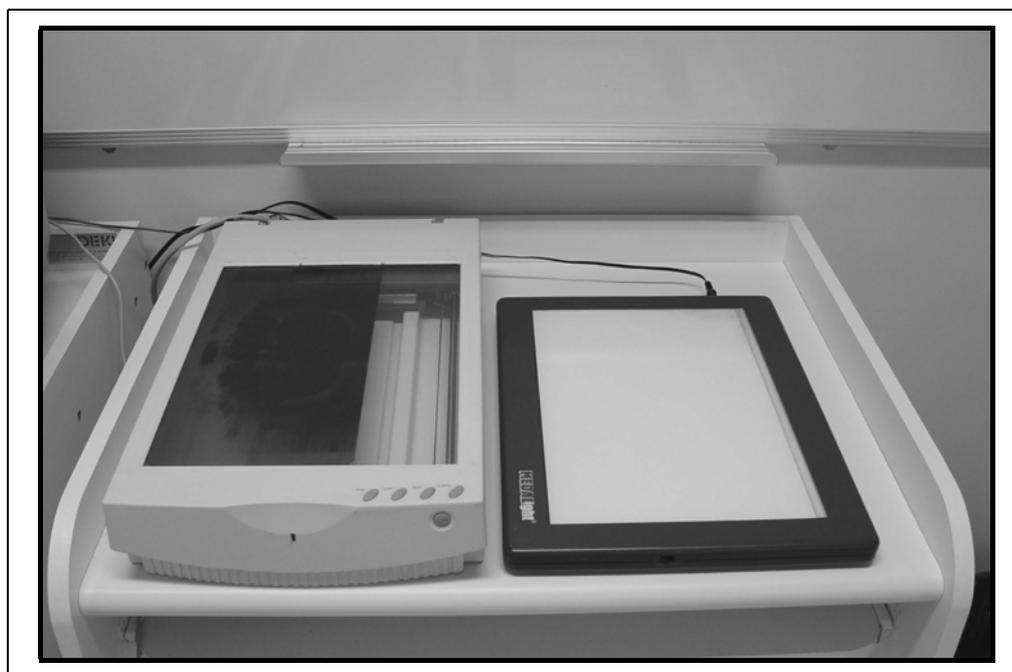


FIGURA 8 - SCANNER SEM SUA PARTE SUPERIOR E O NEGATOSCÓPIO
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005



FIGURA 9 - NEGATOSCÓPIO POSICIONADO SOBRE O SCANNER
FONTE: Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2005

Para o escaneamento foram utilizadas as resoluções de 100, 150, 200, 300 e 400 *dpi*, recebendo os códigos R1, R2, R3, R4 e R5, respectivamente. As imagens foram salvas no formato TIFF.

O computador utilizado foi um Pentium IV, com 256 mB de memória, processador de 1.8 GHz e monitor de vídeo de 15 polegadas. O programa de edição de imagem escolhido foi o Adobe *Photoshop* 7.0 (Adobe Systems, Inc.). Para melhor visualização das imagens foi utilizada a ferramenta *AUTO CONTRAST*.

Três tamanhos de visualização foram analisados: 100 *dpi* no monitor de vídeo, tamanho original (*Actual Pixel*) e ajuste à tela (*Fit on Screen*), denominados de códigos V1, V2 e V3, respectivamente. As mesmas estruturas analisadas nas radiografias convencionais, com os mesmos códigos, foram então medidas nas radiografias digitalizadas com a ferramenta de mensuração do programa Adobe *Photoshop* 7.0.

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Visando comparar a existência de diferenças entre os valores médios obtidos em radiografias digitalizadas para mensurações de limites horizontais e limites verticais em função do tipo de resolução e da forma de visualização, tanto para o forame mental quanto para o seio maxilar, utilizou-se Análise de Variância a dois critérios de classificação modelo fatorial completo. Para a análise de variância testou-se inicialmente os pressupostos de normalidade e homogeneidade de variâncias pelos testes de Kolmogorov-Smirnov e do teste de Levene.

Para comparar as diferenças entre os valores médios obtidos tanto para o forame mental quanto para o seio maxilar entre a radiografia digitalizada e a convencional, considerando-se os limites horizontais e verticais, utilizou-se ANOVA a um critério de classificação.

5 RESULTADOS

Os resultados do presente trabalho foram obtidos a partir da análise de um único observador, o qual avaliou 20 imagens de forames mentuais e 20 imagens de seios maxilares em radiografias panorâmicas convencionais e, 300 imagens de forames mentuais e 300 imagens de seios maxilares a partir de radiografias panorâmicas digitalizadas.

Para a verificação da regularidade da amostra foram realizados os testes de normalidade de Kolmogorov-Smirnov, que indicou que todos os tratamentos apresentavam distribuição normal ($p > 0,05$) e o de Levene, que demonstrou haver homogeneidade de variâncias ($p > 0,05$) tanto para os dados dos forames mentuais (Apêndice 1 - tabelas A1 a A4) quanto para os dos seios maxilares, considerando separadamente os valores para limites horizontais e limites verticais (Apêndice 1 - tabelas A5 a A8).

A Análise de Variância demonstrou não haver diferenças entre os valores obtidos nas radiografias convencionais e nas diferentes resoluções e formas de visualização das radiografias digitalizadas (Apêndice 1 - tabelas A9 a A12).

As tabelas 1 e 2, a seguir mostram as estatísticas descritivas para o forame mental, radiografias digitalizadas (código 1) e para radiografias convencionais (código 2), nas formas de apresentação 100 *dpi* no monitor (código 1), *Fit on Screen* (código 2) e *Actual Pixel* (código 3), mostrando não haver diferença estatisticamente significativa entre os seus valores.

TABELA 1 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL LIMITE HORIZONTAL DO FORAME MENTAL PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS E CONVENCIONAIS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E APRESENTAÇÃO (n=20), PUCPR - 2004

RADIOGRAFIA	RESOLUÇÃO	APRESENTAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
1	100 dpi	1	0,15	0,58	0,30	0,11
1	100 dpi	2	0,15	0,53	0,31	0,09
1	100 dpi	3	0,15	0,51	0,30	0,09
1	150 dpi	1	0,15	0,51	0,29	0,10
1	150 dpi	2	0,15	0,56	0,32	0,09
1	150 dpi	3	0,14	0,60	0,31	0,10
1	200 dpi	1	0,18	0,56	0,31	0,09
1	200 dpi	2	0,17	0,56	0,32	0,09
1	200 dpi	3	0,17	0,48	0,32	0,09
1	300 dpi	1	0,13	0,58	0,30	0,10
1	300 dpi	2	0,14	0,56	0,33	0,11
1	300 dpi	3	0,15	0,51	0,31	0,09
1	400 dpi	1	0,15	0,53	0,30	0,09
1	400 dpi	2	0,13	0,57	0,32	0,10
1	400 dpi	3	0,14	0,51	0,29	0,09
2	-	-	0,18	0,45	0,31	0,06

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA 2 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL LIMITE VERTICAL DO FORAME MENTAL PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS E CONVENCIONAIS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E APRESENTAÇÃO (n=20), PUCPR - 2004

RADIOGRAFIA	RESOLUÇÃO	APRESENTAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
1	100 dpi	1	0,99	1,96	1,61	0,26
1	100 dpi	2	0,94	2,01	1,60	0,26
1	100 dpi	3	0,93	1,89	1,58	0,25
1	150 dpi	1	0,94	2,18	1,61	0,28
1	150 dpi	2	0,98	2,10	1,59	0,26
1	150 dpi	3	1,00	1,89	1,59	0,24
1	200 dpi	1	0,97	2,18	1,62	0,26
1	200 dpi	2	0,99	2,02	1,61	0,25
1	200 dpi	3	1,05	1,86	1,58	0,23
1	300 dpi	1	0,99	2,08	1,58	0,25
1	300 dpi	2	0,97	1,93	1,58	0,25
1	300 dpi	3	0,96	1,88	1,58	0,25
1	400 dpi	1	0,97	2,13	1,61	0,27
1	400 dpi	2	1,05	2,04	1,59	0,24
1	400 dpi	3	0,96	2,04	1,59	0,26
2	-	-	1,11	2,32	1,66	0,27

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

As tabelas 3 e 4 a seguir mostram as estatísticas descritivas para o seio maxilar para radiografias digitalizadas (código 1) e para radiografias convencionais (código 2), nas formas de apresentação 100 dpi no monitor (código 1), *Fit on Screen*

(código 2) e *Actual Pixel* (código 3), mostrando não haver diferença estatisticamente significativa entre os seus valores.

TABELA 3 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL LIMITE HORIZONTAL DO SEIO MAXILAR PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS E CONVENCIONAIS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E APRESENTAÇÃO (n=20), PUCPR - 2004

RADIOGRAFIA	RESOLUÇÃO	APRESENTAÇÃO	MINIMO	MAXIMO	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
1	100 dpi	1	2,74	5,13	4,07	0,58
1	100 dpi	2	2,90	5,11	4,12	0,57
1	100 dpi	3	3,05	5,21	4,11	0,55
1	150 dpi	1	2,95	5,16	4,12	0,57
1	150 dpi	2	2,79	5,10	4,15	0,60
1	150 dpi	3	3,02	5,06	4,14	0,56
1	200 dpi	1	3,02	5,11	4,16	0,55
1	200 dpi	2	2,87	5,09	4,17	0,58
1	200 dpi	3	2,99	5,09	4,14	0,57
1	300 dpi	1	2,95	5,80	4,20	0,63
1	300 dpi	2	2,71	5,09	4,20	0,60
1	300 dpi	3	2,76	5,03	4,12	0,60
1	400 dpi	1	2,95	5,11	4,14	0,56
1	400 dpi	2	2,77	5,90	4,20	0,70
1	400 dpi	3	2,81	5,90	4,19	0,67
2	-	-	2,66	5,12	3,78	0,59

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA 4 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL LIMITE VERTICAL DO SEIO MAXILAR PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS E CONVENCIONAIS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E APRESENTAÇÃO (n=20), PUCPR - 2004

RADIOGRAFIA	RESOLUÇÃO	APRESENTAÇÃO	MINIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
1	100 dpi	1	1,96	4,63	2,8935	0,597004
1	100 dpi	2	1,91	3,71	2,7535	0,42952
1	100 dpi	3	1,88	3,71	2,784	0,426829
1	150 dpi	1	1,83	4,59	2,898	0,571228
1	150 dpi	2	2,02	3,74	2,818	0,437115
1	150 dpi	3	1,97	3,65	2,8345	0,413196
1	200 dpi	1	1,65	4,59	2,93	0,612218
1	200 dpi	2	1,79	3,71	2,822	0,446196
1	200 dpi	3	1,89	3,68	2,8175	0,430078
1	300 dpi	1	1,85	4,59	2,9145	0,593664
1	300 dpi	2	1,72	3,7	2,823	0,455147
1	300 dpi	3	1,92	3,7	2,837	0,430423
1	400 dpi	1	1,96	4,59	2,9305	0,55814
1	400 dpi	2	1,92	3,7	2,829	0,448658
1	400 dpi	3	1,95	3,7	2,8295	0,411601
2	-	-	1,714	3,758	2,81475	0,527759

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

6 DISCUSSÃO

Com o surgimento da radiografia digital e sua ampla utilização, foi escolhido este estudo de radiografias panorâmicas digitalizadas para que a tecnologia digital não seja deixada de lado por motivos não nobres.

Dentre as principais vantagens dos sistemas de radiografias digitais pode-se citar a eliminação do processamento químico das radiografias, uma significativa redução na exposição à radiação (quando comparada com a radiografia convencional), a capacidade de manipulação digital das imagens capturadas, o arquivamento da documentação do paciente em arquivos digitais, bem como o fato de facilitar a comunicação entre os profissionais (WATANABE *et al.*, 1999; SARMENTO *et al.*, 2000b; SALES; COSTA; NASCIMENTO NETO, 2002).

Bóscolo *et al.* (2001b) salienta-se que quando se faz uma análise subjetiva da qualidade da imagem radiográfica, isto é algo complexo de ser analisado, pois está diretamente relacionada à sensibilidade e à escala dinâmica de cada um, aliada à importância do objeto de análise.

Sales, Costa e Neto (2002) e Attaelmanan, Borg e Gröndahl (2000) afirmaram que a capacidade de interpretação e visualização da imagem radiográfica depende, da conversão (meio físico-digital) utilizada, sendo este processo um dos principais itens determinantes da qualidade final da imagem obtida. No presente estudo, utilizou-se um *scanner* de mesa como meio de digitalização das radiografias por ser uma forma econômica de obter-se uma imagem digital, o que está de acordo com Janhom *et al.* (2001), que diz que o *scanner* de mesa não é custoso e pode ser usado para escaneamento de radiografias e documentos no consultório odontológico, concordando com Gitlin *et al.* (2002) e Schulze, Rosing e D'Hoedt (2002).

Ohki, Okano e Nakamura (1994) demonstraram que o *scanner* de mesa mostrou uma maior precisão no diagnóstico do que o *scanner a laser* e a câmera de TV. Já nos resultados de Davidson *et al.* (2001), os autores não encontraram diferenças

significativas na qualidade entre as imagens digitalizadas pelo *scanner a laser*, pelo *scanner* de mesa e pela câmera digital.

Os resultados do presente estudo não concordam com Janhom *et al.* (2001) os quais concluíram que quando se aumenta a resolução do *scanner* aumenta-se a visualização dos detalhes na imagem. O presente estudo mostrou que indiferentemente do tipo de resolução utilizado, não houve diferença estatisticamente significativa nos resultados comparando as diferentes resoluções utilizadas. Janhom *et al.* (2001) ainda estudando qual resolução do *scanner* seria apropriada, se de 150, 300 e 600 *dpi*, demonstraram que não houve diferença significativa quando a resolução aumentou de 300 para 600 *dpi's*, e que os maiores erros foram obtidos com resolução de 150 *dpi*. Os melhores resultados foram obtidos quando a resolução do *scanner* foi ajustado em 300 *dpi*, pois nesta resolução o tamanho do arquivo é manejável sem perda significativa de informações necessárias à elaboração do diagnóstico de cárie.

Attaelmanan, Borg e Gröndahl (2000), em seu trabalho utilizando as três diferentes resoluções de escaneamento, 200, 400 e 600 *dpi*, demonstraram que as imagens digitalizadas com 400 *dpi* foram julgadas com maior qualidade, seguidas pelas imagens de 200 *dpi* e por último as de 600 *dpi* (consideradas as piores imagens para visualização). No presente estudo não houve diferença em as resoluções de 100, 150, 200, 300 e 400 *dpi* utilizados, sendo que com as resoluções menores o tempo de escaneamento é menor.

No presente estudo utilizou-se o formato TIFF de armazenamento das imagens concordando com Gürdal, Hildebolt e Akdeniz (2001), que concluíram que o formato TIFF é amplamente aceito para melhor observação dos níveis de cinza por ser um formato sem compressão das imagens.

Watanabe *et al.* (1999); Sarmiento *et al.* (2000b) e Sales, Costa e Nascimento Neto (2002) citaram que entre as vantagens da tecnologia digital encontra-se o arquivamento da documentação em arquivos digitais e a facilidade de comunicação entre os profissionais. O presente trabalho concorda com esta posição.

No presente estudo utilizou-se um monitor de 15 polegadas. Ohki, Okano e Nakamura (1994) demonstraram que não houve diferença significativa entre imagens visualizadas em monitores de 13, 16 e 17 polegadas e que um monitor de vídeo projetado para computadores pessoais pode fornecer aceitável precisão diagnóstica. Estes achados corroboram os de Haak *et al.* (2003), porém diferem dos achados de Moystad *et al.* (1994) que ao comparar monitores de vídeo de 5, 9 e 17 polegadas demonstraram que os monitores de 5 e 9 polegadas tiveram uma precisão diagnóstica comparável com a imagem do filme convencional, mostrando que o formato dos monitores teve um impacto no diagnóstico radiográfico.

Schulze *et al.* (2000) demonstraram que medidas verticais são menos reproduzíveis do que medidas horizontais, e que as medidas mais confiáveis foram aquelas obtidas de objetos lineares no plano horizontal. Também demonstraram que o índice de confiança das medidas foi menor no modo de visualização 2:1 (magnificação 2 x). Estes autores recomendam que mensurações digitais não deveriam ser realizadas em imagens ampliadas e que a utilização de mensurações digitais são suficientemente precisas para uso clínico. O presente estudo mostrou não haver diferença significativa quanto ao tamanho da imagem utilizada, e que tanto as medidas horizontais quanto as verticais tiveram um resultado muito próximo das medidas realizadas em radiografias convencionais.

Chen e Hollender (1995) demonstraram que quando pretende-se digitalizar radiografias convencionais para fins de diagnóstico e de acompanhamento radiográfico longitudinal com um *scanner* de mesa, os ajustes do *scanner* e a posição do filme devem ser cuidadosamente selecionados e padronizados antes de iniciar o trabalho. Estes comentários estão de acordo com o presente estudo, onde o ajuste do scanner, as diferentes resoluções e também o posicionamento do filme convencional foi padronizado.

Moystad *et al.* (1995), avaliando o efeito da ampliação de radiografias digitalizadas mostraram que o padrão de respostas foi significativamente inferior nas maiores ampliações (18 X e 30 X) quando comparadas às menores (3 X, 6 X e 12

X). Isto demonstrou que a ampliação da imagem digital exerce grande influência no desempenho do observador, pois as duas maiores ampliações reduziram o resultado diagnóstico. Estes achados foram diferentes dos de Versteeg *et al.* (1997) que mostraram que a estimativa de distância realizada no maior tipo de imagem foi melhor do que a estimativa de outros dois tipos de imagens menores. Estes autores concluíram que os observadores não têm problemas em se adaptar a imagens maiores do que eles estão acostumados. No presente estudo, não foi achado diferença estatisticamente significativa nas mensurações realizadas quando a imagem estava ampliada ou reduzida.

Já Versteeg *et al.* (1998), ao analisarem o efeito da redução do tamanho da imagem digital no resultado diagnóstico, demonstraram que a redução no tamanho das imagens pode causar menos detectabilidade tanto quanto perda da informação diagnóstica, concordando com o estudo de Haak *et al.* (2003) onde as imagens com modo de exibição 1:1 e 1:2 resultaram em um melhor diagnóstico do que o modo 1:7.

Gijbels *et al.* (2000) e Ramesh, Tyndall e Ludlow (2001) demonstraram que imagens obtidas por unidades convencionais foram melhores do que as obtidas com sistema digital. Entretanto, para Wenzel *et al.* (1991), Benediktsdottir *et al.* (2003) e Molander, Gröndahl e Ekestubbe (2004), as imagens de radiografias panorâmicas digitais mostraram ser igualmente úteis ao filme panorâmico convencional na performance do diagnóstico. Os achados destes autores corroboram os de Künzel *et al.* (2003).

Para Vandr e e Webber (1995), Bóscolo *et al.* (2001 b) e Braosi (2003), um dos maiores méritos das radiografias digitalizadas   a op o de ajuste de brilho e contraste. A digitaliza o de radiografias sub- ou superexpostas pode deixar as imagens com melhores condi o de diagnóstico. Comentaram ainda que por meio das "ferramentas" dos programas de edi o da imagem pode-se também ampliar ou reduzir, obter dados quantitativos como medidas lineares, angulares e avalia o densitométricas das imagens.

Ludlow e Abreu Júnior (1999) demonstraram que o uso de monitores de vídeos dos *laptops* (de matriz de cristal líquido ativo) proporcionam qualidade diagnóstica para detecção de cáries comparáveis com os filmes convencionais e com os monitores dos computadores de mesa. O presente estudo foi realizado em um monitor de computador de mesa e também não encontrou dificuldades na observação das radiografias digitalizadas.

CONCLUSÃO

A partir dos resultados do presente estudo, concluiu-se que:

- Não houve diferenças significativas entre as resoluções de escaneamento utilizadas;
- Não houve diferenças significativas entre os modos de visualização utilizados, podendo-se visualizar a imagem tanto no formato *Fit on Screen*, no *Actual Pixel* ou ajustando 100 *dpi's* no monitor de vídeo;
- O *scanner* de mesa é um meio econômico para se fazer a digitalização das radiografias, sendo este um modo de obtenção de imagens digitais;
- As mensurações digitais horizontais e verticais realizadas neste estudo não apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparadas com as mensurações realizadas com paquímetro digital nas radiografias convencionais.

REFERÊNCIAS

- ATTAELMANAN, A.; BORG, E.; GRÖNDAHL, H-G. Digitisation and display of intra-oral films. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.29, n. 2, p.97-102, mar. 2000.
- BASSIGNANI, J. M.; BUBASH-FAUST, L.; CIAMBOTTI, J.; MORAN, R.; McLLHENNY, J. Conversion of Teaching File Cases from Film to Digital Format: A comparison between Use of a Diagnostic-Quality Digitizer and Use of a Flatbed Scanner with Transparency Adapter. **Acad Radiol**, v.10, n. 5, p.536-542, may 2003.
- BENEDIKTSDOTTIR, I. S.; HINTZE, H.; PETERSEN, J. K.; WENZEL, A. Accuracy of digital and film panoramic radiographs for assessment of position and morphology of mandibular third molars and prevalence of dental anomalies and pathologies. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.32, n. 2, p.109-115, mar. 2003.
- BENEDIKTSDOTTIR, I. S.; WENZEL, A. Accuracy of digital panoramic images displayed on monitor, glossy paper, and film for assessment of mandibular third molars. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.98, n. 2, p.217-222, aug. 2004.
- BÓSCOLO, F. N.; OLIVEIRA, A. E.; ALMEIDA, S. M. de; HAITER, C. F. S.; HAITER NETO, F. Clinical Study of the Sensitivity and Dynamic Range of Three Digital Systems, E-speed Film and Digitized Film. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v.12, n. 3, p.191-195, 2001a.
- BÓSCOLO, F. N.; OLIVEIRA, A. E.; ALMEIDA, S. M. de; HAITER, C. F. S.; HAITER NETO, F. Estudo clínico comparativo da qualidade de imagem de três sistemas radiográficos digitais, filme E-speed e filme digitalizado. **Pesq Odontol Bras**, São Paulo, v.15, n. 4, p.327-333, out./dez. 2001b.
- BRAOSI, A. P. R. Detecção de reabsorção radicular externa simulada em radiografias convencionais e digitalizadas com aplicação de recursos de manipulação de imagem. Curitiba, 2003. 103 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de concentração Estomatologia) - Setor de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná.
- CHEN, S. K.; HOLLENDER, L. Digitizing of radiographs with a flatbed scanner. **J. Dent.**, Guilford, v.23, n. 4, p.205-208, aug. 1995.
- CHEN, S-K, CHIANG, T-C. Digitizing of radiographs with a roller-type CCD scanner. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.83, n.6, p.719-724, jun. 1997.
- DANNEWITZ, B.; HASSFELD, S.; EICKOLZ, P.; MÜHLING, J. Effect of dose reduction in digital dental panoramic radiography on image quality. **Dentomaxillofac Radiol**, Eastleigh, v.31, n. 1, p.50-55, jan. 2002.
- DAVIDSON, H. C.; JOHNSTON, D. J.; CHRISTIAN, M. E.; HARNSBERGER, H. R. Comparison of Radiographic Image Quality From Four Digitization Devices as Viewed on Computer Monitors. **J Digit Imaging**, New York, v.14, n. 1, p.24-29, mar. 2001.

- DOVE, S. B.; McDAVID, W. D.; WELANDER, U.; TRONJE, G. Preliminary evaluation of a digital system for rotational panoramic radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.73, p.623-632, 1992.
- EICKHOLZ, P.; KIM, T-S.; BENN, D.; STAEHLE, H. J. Validity of radiographic measurement of interproximal bone loss. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.85, n. 1, p.99-106, jan. 1998.
- ERASO, F. E.; ANALOUI, M.; WATSON, A. B.; REBESCHINI, R. Impact of lossy compression on diagnostic accuracy of radiographs for periapical lesions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.93, n. 5, p.621-625, may 2002.
- FERREIRA JÚNIOR, O. **Cisto Ósseo Traumático versus Queratocisto Odontogênico: diagnóstico diferencial em radiografia panorâmica digitalizada**. Bauru, 2001. 179 f. Tese (Doutorado em Odontologia, área de Estomatologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- FRANCISCHONE, P. C. Avaliação da perda óssea maxilar pela análise da radiografia panorâmica digitalizada, comparando com a densitometria óssea lombar e femural. Bauru, 1999. 105 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de Diagnóstico Bucal) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- FRIEDLAND, B. Practical considerations in intraoral digital radiography. **J Mass Dent Soc**, Boston, v.48, n. 3, p.34-40, Fall 1999.
- GIJBELS, F.; DE MEYER, A. M.; BOU SERHAL, C.; VAN DEN BOSSCHE, C.; DECLERCK, J.; PERSOONS, M.; JACOBS, R. The subjective image quality of direct digital and conventional panoramic radiography. **Clin Oral Invest**, Berlin, v.4, n. 3, p.162-167, sept. 2000.
- GITLIN, J. N.; SCOTT, W. W.; BELL, K.; NARAYAN, A. Interpretation Accuracy of a CCD Film Digitizer. **J Digit Imaging**, New York, v.15 Suppl 1, p.57-63, 2002.
- GÜRDAL, P.; HILDEBOLT, C. F.; AKDENIZ, B. G. The effects of different image file formats and image-analysis software programs on dental radiometric digital evaluations. **Dentomaxillofac Radiol**, Eastleigh, v.30, p.50-55, jan. 2001
- HAAK, R.; WICHT, M. J.; NOWAK, G.; HELLMICH, M. Influence of displayed image size on radiographic detection of approximal caries. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.32, n. 4, p.242-246, july 2003.
- HOU, G-L.; HUNG, C-C.; YANG, Y-S.; SHIEH, T-Y; TSAI, C-C. Radiographic alveolar bone loss in untreated Taiwan Chinese subjects with adult periodontitis measured by the digital scanning radiographic image analysis method. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.32, n. 2, p.104-108, mar. 2003.
- JANHOM, A.; VAN GINKEL, F. C.; VAN AMERONGEN, J. P.; VAN DER STELT, P. F. Scanning resolution and the detection on approximal caries. **Dentomaxillofac Radiol**, Eastleigh, v.30, n. 3, p.166-171, may 2001.

- KHADEMI, J. A. Digital Images & Sound. **J Dent Educ**, Washington, v.60, n. 1, p.41-46, jan. 1996.
- KOENIG, L.; PARKS, E.; ANALOUI, M.; ECKERT, G. The impact of image compression on diagnostic quality of digital images for detection of chemically-induced periapical lesions. **Dentomaxillofac Radiol**, Tokyo, v.33, n. 1, p.37-43, jan. 2004.
- KÜNZEL, A.; SCHERKOWSKI, D.; WILLERS, R.; BECKER, J. Visually detectable resolution of intraoral dental films. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.32, n. 6, p.385-389, nov. 2003.
- LAURIS, J. R. P.; COSTA, E. T.; BÓSCOLO, F. N. Radiografia Odontológica Digitalizada: Técnicas dos Principais Processamentos Digitais. **Rev Abro**, Bauru, v.2, n. 1, p.01-05, jan./jun 2001.
- LUDLOW, J. B.; ABREU JÚNIOR, M. Performance of film, desktop monitor and laptop displays in caries detection. **Dentomaxillofac Radiol**, Tokyo, v.28, n. 1, p.26-30, jan. 1999.
- MOLANDER, B.; GRÖNDAHL, H-G.; EKESTUBBE, A. Quality of film-based and digital panoramic radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.33, n. 1, p.32-36, jan. 2004.
- MOYSTAD, A. et al. The effect of cathode ray tube display format on observer performance in dental digitized radiography: comparison with plain films. **Dentomaxillofac Radiol**, Plymouth, v.23, n. 4, p.206-210, nov. 1994.
- MOYSTAD, A. et al. Effect if image magnification of digitized bitewing radiographs on approximal caries detection: an *in vitro* study. **Dentomaxillofac Radiol**, Plymouth, v.24, n. 4, p.255-259, nov. 1995.
- OHKI, M.; OKANO, T.; NAKAMURA, T. Factors determining the diagnostic accuracy of digitized convencional intraoral radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Plymouth, v.23, n. 2, p.77-82, may 1994.
- PEREIRA, L. J.; BONJARDIM, L. R.; CASTELO, P. M.; HAITER NETO, F.; GAVIÃO, M. B. D. Evaluation of TMJ by conventional transcranial radiography and indirect digitized images to determine condylar position in primary dentition. **J Clin Pediatr Dent**, v.28, n. 3, p.233-237, 2004.
- PRESTON, J. D. Digital Radiography - Not if, but When. **CDA. Journal**, v.27, n. 12, p.935-941, Dec. 1999.
- RAMESH, A.; TYNDALL, D. A.; LUDLOW, J. B. Evaluation of a new digital panoramic system: a comparison with film. **Dentomaxillofac Radiol**, Eastleigh, v.30, n. 2, p.98-100, mar. 2001.
- SALES, M. A. O. de; COSTA, L. J. da; NASCIMENTO NETO, B. S. do. Controvérsias em radiologia digital. **RBPO**, Natal, v.1, n. 1, p.13-18, out./dez. 2002.

- SARMENTO, V. A.; PRETTO, S. M.; RUBIRA, I. R. F.; COSTA, N. P. Imagem Digitalizada em Odontologia - Evolução até os dias atuais. **Rev Fac Odontol Univ Fed Bahia**, Salvador, v.20, p.38-42, jan./jun. 2000a.
- SARMENTO, V. A.; PRETTO, S. M.; RUBIRA, I. R. F.; COSTA, N. P. Sistemas Digitais de imagens odontológicas - Fatores eletrônicos. **Rev fac odontol Univ Fed Bahia**, v.20, p.46-49, jan./jun. 2000b.
- SCHELLINGERHOUT, D.; CHEW, F. S.; MULLINS, M. E.; GONZALEZ, R. G. Projected Digital Radiologic Images for Teaching: Balance of Image Quality with Data Size Constraints. **Acad Radiol**, v.9, n. 2, p.157-162, feb. 2002.
- SCHULZE, R.; KRUMMENAUER, F.; SCHALLDACH, F.; D'HOEDT, B. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Eastleigh, v.29, n. 1, p.52-56, jan. 2000.
- SHULZE, R. K. W.; ROSING, S. T. R.; D'HOEDT, B. Contrast perception in digitized panoramic radiographs compared with their film-based origin. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.94, p.388-394, sep. 2002.
- SINTON, J. M.; WOOD, R. E.; PHAROAH, M. J.; LEWIS, D. W. Influence of the addition of restorations on the diagnosis of caries from digitized bitewing radiographs. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.84, p.443-448, oct. 1997.
- VANDRE, R. H.; WEBBER, R. L. Future trends in dental radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n. 4, p.471-478, oct. 1995.
- VERSTEEG, C. H.; SANDERINK, G. C.; VAN DER STELT, P. F. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. **J Dent**, Guilford, v.25, n.3-4, p.215-224, may/july 1997(a).
- VERSTEEG, K. H.; SANDERINK, G. C.; VAN GINKEL, F. C.; VAN DER STELT, P. F. Estimating Distances on Direct Digital Images and Conventional Radiographs. **J Am Dent Assoc**, v.128, n. 4, p.439-443, apr. 1997(b).
- VERSTEEG, C. H.; SANDERINK, G. C. H.; LOBACH, S. R.; VAN DER STELT, P. F. Reduction in size of digital images: does it lead to less detectability or loss of diagnostic information? **Dentomaxillofac Radiol**, Tokyo, v.27, n. 2, p.93-96, mar. 1998.
- WATANABE, P. C. A.; TANAKA, E. E.; FENYO-PEREIRA, M.; PANELLA, J. Estado Atual da Arte da Imagem Digital em Odontologia. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, São Paulo, v.53, n. 4, p.320-325, jul./ago. 1999.
- WENZEL, A.; BORG, E.; HINTZE, H.; GRÖNDAHL, H-G. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-couple device and storage phosphor systems: an *in vitro* study. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.24, n. 4, p.250-254, mar. 1995.
- WENZEL, A.; HINTZE, H.; MIKKELSEN, L.; MOUYEN, F. Radiographic detection of occlusal caries in non cavitated teeth. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.72, p.621-626, 1991.

XIE, Q.; SOIKKONEN, K.; WOLF, J.; MATTILA, K.; GONG, M.; AINAMO, A. Effect of head positioning in panoramic radiography on vertical measurements: an in vitro study. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.25, n. 2, p.61-66, 1996.

**APÊNDICE 1 - TABELAS DE HOMOGENEIDADE,
NORMALIDADE E ANOVA**

TABELA A1 - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE HORIZONTAL DO FORAME MENTUAL - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO

RESOLUÇÃO	VISUAL	TRATAM.	ESTATISTICA	DF	SIG.
100 dpi	1	1	0,107612667	20	0,20000
100 dpi	2	2	0,096556349	20	0,20000
100 dpi	3	3	0,089056882	20	0,20000
150 dpi	1	4	0,101517302	20	0,20000
150 dpi	2	5	0,130203488	20	0,20000
150 dpi	3	6	0,144275934	20	0,20000
200 dpi	1	7	0,140906304	20	0,20000
200 dpi	2	8	0,153712563	20	0,20000
200 dpi	3	9	0,140667985	20	0,20000
300 dpi	1	10	0,107769899	20	0,20000
300 dpi	2	11	0,162514184	20	0,17490
300 dpi	3	12	0,145544489	20	0,20000
400 dpi	1	13	0,141665671	20	0,20000
400 dpi	2	14	0,107379052	20	0,20000
400 dpi	3	15	0,105046797	20	0,20000

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A2 - ANÁLISE DA HOMOGENEIDADE DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE HORIZONTAL DO FORAME MENTUAL - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E A VISUALIZAÇÃO

TESTE DE HOMOGENEIDADE DE VARIÂNCIA

		ESTATIST LEVENE	DF1	DF2	SIG.
Y	Baseado na média	0,128882079	14	285	0,99995

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A3 - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE VERTICAL DO FORAME MENTUAL - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO

RESOLUÇÃO	VISUAL	TRATAM	ESTATÍSTIC.	DF	SIG.
100 dpi	1	1	0,149019	20	0,20000
100 dpi	2	2	0,104206	20	0,20000
100 dpi	3	3	0,116345	20	0,20000
150 dpi	1	4	0,134639	20	0,20000
150 dpi	2	5	0,07993	20	0,20000
150 dpi	3	6	0,076206	20	0,20000
200 dpi	1	7	0,13697	20	0,20000
200 dpi	2	8	0,108324	20	0,20000
200 dpi	3	9	0,164736	20	0,15903
300 dpi	1	10	0,127357	20	0,20000
300 dpi	2	11	0,081707	20	0,20000
300 dpi	3	12	0,123545	20	0,20000
400 dpi	1	13	0,120911	20	0,20000
400 dpi	2	14	0,08713	20	0,20000
400 dpi	3	15	0,083415	20	0,20000

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A4 - ANÁLISE DA HOMOGENEIDADE DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE VERTICAL DO FORAME MENTAL - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO

TESTE DE HOMOGENEIDADE DE VARIÂNCIA						
		ESTATIST LEVENE	DF1	DF2	SIG.	
Y	Baseado na média	0,351080834	14	285	0,98615	

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A5 - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE HORIZONTAL DO SEIO MAXILAR - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO

RESOLUÇÃO	VISUAL	TRATAM	ESTATÍSTIC.	DF	SIG.
1	1	1	0,18387	20	0,06769
1	2	2	0,17776	20	0,09768
1	3	3	0,10112	20	0,20000
2	1	4	0,16030	20	0,19068
2	2	5	0,16243	20	0,13883
2	3	6	0,12913	20	0,20000
3	1	7	0,14992	20	0,20000
3	2	8	0,12301	20	0,20000
3	3	9	0,14983	20	0,20000
4	1	10	0,16930	20	0,11411
4	2	11	0,13485	20	0,20000
4	3	12	0,10635	20	0,20000
5	1	13	0,15341	20	0,20000
5	2	14	0,14480	20	0,20000
5	3	15	0,13405	20	0,20000

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A6 - ANÁLISE DA HOMOGENEIDADE DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE HORIZONTAL DO SEIO MAXILAR - RADIOGRAFIA DIGITALIZADA EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO

Teste de homogeneidade de Variância						
		ESTATISTIC. LEVENE	DF1	DF2	SIG.	SIG.
Y	Baseado na Média	0,208268835	14	285	0,999139708	0,99995

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A7 - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE VERTICAL DO SEIO MAXILAR - RADIOGRAFIA DIGITAL EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO

RESOLUÇÃO	VISUAL	TRATAM	ESTATÍSTICA	DF	SIG.
1	1	1	0,138485842	20,00000	0,20000
1	2	2	0,166842888	20,00000	0,14624
1	3	3	0,156252339	20,00000	0,20000
2	1	4	0,122004989	20,00000	0,20000
2	2	5	0,131100917	20,00000	0,20000
2	3	6	0,146461743	20,00000	0,20000
3	1	7	0,134245608	20,00000	0,20000
3	2	8	0,115221502	20,00000	0,20000
3	3	9	0,133614342	20,00000	0,20000
4	1	10	0,139736779	20,00000	0,20000
4	2	11	0,126540368	20,00000	0,20000
4	3	12	0,149951169	20,00000	0,20000
5	1	13	0,169976403	20,00000	0,13225
5	2	14	0,097703563	20,00000	0,20000
5	3	15	0,14257479	20,00000	0,20000

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A8 - ANÁLISE DA HOMOGENEIDADE DOS VALORES OBTIDOS PARA O LIMITE VERTICAL DO SEIO MAXILAR - RADIOGRAFIA DIGITAL EM RELAÇÃO À RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO

Teste de Homogeneidade de variância						
	ESTATÍSTIC. LEVENE	DF1	DF2	SIG.	DF2	SIG.
Y Baseado na média	0,12106689	14	285	0,999966683	285	0,98615

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A9 - ANOVA A DOIS CRITÉRIOS DE CLASSIFICAÇÃO PARA RADIOGRAFIAS DIGITALIZADAS, SEGUNDO RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO, CONSIDERANDO LIMITES 1 E 2 PARA FORAME MENTUAL, PUCPR, 2004

LIMTE / FATOR	F	VALOR p
Limite 1		
Resolução	0,168922	0,95410
Visualização	0,076677	0,92621
Resol. X visulaliz.	0,038172	0,99998
Limite 2		
Resolução	0,114054	0,97751
Visualização	1,362153	0,25777
Resol. X visulaliz.	0,016146	1,00000

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A10 - ANOVA A DOIS CRITÉRIOS DE CLASSIFICAÇÃO PARA RADIOGRAFIA DIGITALIZADA, SEGUNDO RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO, CONSIDERANDO LIMITE 1 E LIMITE 2 PARA SEIO MAXILAR, PUCPR

LIMITE / FATOR	F	VALOR p
Limite 1		
Resolução	0,255041	0,906456
Visualização	0,899327	0,407995
Resol. X visulaliz.	0,128622	0,997997
Limite 2		
Resolução	0,075219	0,9897
Visualização	0,154526	0,856893
Resol. X visulaliz.	0,026437	0,999995

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A11 - ANOVA A UM CRITÉRIO DE CLASSIFICAÇÃO PARA COMPARAR RADIGRAFIAS DIGITALIZADAS NAS DIFERENTES FORMAS DE RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO COMPARANDO COM A RADIOGRAFIA CONVENCIONAL, PARA LIMITES 1 E 2 PARA FORAME MENTUAL, PUCPR, 2004

LIMITE	FATOR	F	VALOR p
Limite 1	Tipo de Radiografia	0,554923	0,907363
Limite 2	Tipo de Radiografia	0,223853	0,999119

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

TABELA A12 - ANOVA A UM CRITÉRIO DE CLASSIFICAÇÃO PARA COMPARAR RADIGRAFIAS DIGITALIZADAS NAS DIFERENTES FORMAS DE RESOLUÇÃO E VISUALIZAÇÃO COMPARANDO COM A RADIOGRAFIA CONVENCIONAL, PARA LIMITES 1 E 2 PARA SEIO MAXILAR, PUCPR, 2004

LIMITE	FATOR	F	VALOR p
Limite 1	Tipo de Radiografia	0,266996	0,997522
Limite 2	Tipo de Radiografia	0,141262	0,999951

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2004

**ANEXO 1 - CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DO APARELHO
ORTHOPHOS PLUS/CD**

GERADOR DE RAIOS X	MULTIPULSO
Tubo de raios X	SR 90/15 FN
Tamanho do Foco Conforme IEC 336	0,6mm X 0,6mm
Filtragem total	2,5 mm AL
Tamanho do Filme	15 X 30 cm (panorâmico) 18 X 24 cm (teleradiografia) ou 24 X 30 cm (teleradiografia) ou 8 X 10 " (teleradiografia)
Tensão do tubo	60 - 90 kV
Corrente do tubo	9-16 mA
Tempo de exposição panorâmica	6,3 - 16,4s (varia conforme programa/paciente)
Tempo de exposição teleradiografias	0,01 - 4,00s
Tempo de Rotação	18 - 45s (varia conforme programa/paciente)
Tensão de alimentação	230V (50 - 60 Hz)
Resistência interna da rede	Máx. 0,8 ohm
Fusível	16 ^A (retardo)
Consumo de rede	2,8 KVA
Flutuação permissível de rede	+6%, -10%
Peso:	BrutoLíquido
ORTHOPHOS/ORTHOPHOS PLUS	182.....130
ORTHOPHOS CD (adicionalmente)	9.....8
	24.....19
Medidas da embalagem (cm)	160 X 73,5 X 117,5
ORTHOPHOS PLUS	121 X 17,5 X 11
ORTHOPHOS CD (adicionalmente)	56,5 X 48 X 55,5