

**WARLEY DAVID KERBAUY**

**PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS DE RADIOGRAFIAS  
PERIAPICAIS SUB-EXPOSTAS AOS RAIOS X**

**Dissertação apresentada à Faculdade do  
Odontologia, Campus de São José dos Campos,  
Universidade Estadual Paulista "Júlio de  
Mesquita Filho", como parte dos requisitos para  
a obtenção do título de MESTRE, pelo Curso de  
Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de  
Concentração em Radiologia Odontológica.**



WARLEY DAVID KERBAUY

PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS DE RADIOGRAFIAS  
PERIAPICAIS SUB-EXPOSTAS AOS RAIOS X

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Curso de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de Concentração em Radiologia Odontológica.

Orientador Prof. Adjunto Luiz Cesar de Moraes

São José dos Campos  
1995

**Apresentação gráfica e normalização de acordo com:**

**RIBEIRO, J.F. et al. *Roteiro para redação de monografias, trabalhos de cursos, dissertações e teses*. São José dos Campos, 1994.**

**KERBAUY, W.D. *Processamento digital de imagens de radiografias periapicais sub-expostas aos raios X*. São José dos Campos, 1995. 93p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".**

**À Cidinha, Simone Cristina,  
Fernando Guilherme e Luciana, pela  
constante compreensão e  
tolerância, dedico este  
trabalho.**

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Dr. Luiz Cesar de Moraes, que além de Orientador neste trabalho foi em todos os momentos um grande amigo;

aos amigos Jaures Cardoso Júnior e Rubens de Mello Marinho Jr. pelo constante apoio durante a elaboração deste trabalho;

aos Oficiais da Aeronáutica: Major Av. Jurandyr de Souza Fonseca, Capitão Av. Luís Francisco de Macedo, Tenente Av. Luís Carlos Menezes Monteiro e Sargento Fábio Mendes Barros, pela orientação e auxílio quanto ao manuseio do Eikonix, equipamento empregado neste trabalho;

aos Professores Nelson Luiz de Macedo, Fernando Renó de Lima e Maria Aparecida Neves Jardim (Ucha), da Disciplina de Periodontia, que sempre me apoiaram e supriram minha falta durante o Curso de Pós-Graduação;

às queridas bibliotecárias Leila Novaes e Zélia S. I. Borgert e todas as funcionárias da Biblioteca, pelo carinho e atenção que me dedicaram;

aos professores da Disciplina de Radiologia de nossa escola, que tão bem me receberam;

às funcionárias da Disciplina da Radiologia de nossa faculdade, por todo apoio que me dispensaram;

ao Professor Ivan Balducci, pela orientação quanto a estatística empregada neste estudo;

a todos Professores do Curso de Pós Graduação e colegas, pelo agradável convívio nesses três anos;

ao Prof. Dr. Rogério Lacaz Netto, nosso Digno Diretor, por ter possibilitado a existência dos Cursos de Pós-Graduação;

a todos que direta ou indiretamente me auxiliaram na elaboração deste trabalho,

muito obrigado!

## SUMÁRIO

|                                   |    |
|-----------------------------------|----|
| 1 INTRODUÇÃO.....                 | 5  |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA.....      | 9  |
| 3 PROPOSIÇÃO.....                 | 47 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS.....         | 48 |
| 4.1 Material.....                 | 48 |
| 4.2 Métodos.....                  | 48 |
| 5 RESULTADOS.....                 | 59 |
| 6 DISCUSSÃO.....                  | 64 |
| 7 CONCLUSÕES.....                 | 73 |
| 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 74 |
| APÊNDICES.....                    | 82 |
| RESUMO.....                       | 92 |
| <i>ABSTRACT</i> .....             | 93 |

## 1 INTRODUÇÃO

Em 1995, comemora-se 100 anos da valiosa descoberta dos raios X, por Wilhelm Conrad Röntgen. Os raios X permitiram exames não invasivos nos seres vivos e, devido a isso, pode-se lhes atribuir um grande avanço científico para a humanidade. Desde sua descoberta tem sido empregado nas mais diversas áreas tecnológicas. A Odontologia rapidamente empregou os raios X logo após sua descoberta e, mesmo com as dificuldades na veiculação da informação científica do final do século passado, foi espantosa a divulgação do emprego e das técnicas radiográficas no nosso continente. Com o passar dos anos, os aparelhos e técnicas tornaram-se cada vez mais sofisticados; com os progressos promovidos pela Eastman Kodak, os filmes foram sensivelmente melhorados, conforme Tavano<sup>41</sup> (1988).

O desenvolvimento tecnológico tem sido uma característica marcante nas últimas décadas. Tem-se dito que, de uma maneira global, o homem evoluiu muito mais nestas quatro últimas décadas do

que nos séculos passados, principalmente com a utilização de computadores para processamento de dados. Devemos salientar que na área radiológica, os computadores têm exercido influência marcante, permitindo o processamento digital das imagens radiográficas.

Com a técnica radiográfica convencional, após o processamento químico, pouco poderia ser feito para alterar a imagem obtida. As técnicas de redução e intensificação fotográfica foram empregadas com esse propósito, de acordo com Tavano<sup>41</sup> (1988). Com a digitalização radiográfica, o operador, com o auxílio de um computador no qual se encontra instalado um programa interativo gráfico, conhecido como *software* de tratamento de imagens, pode visualizar e alterar a imagem a qualquer momento, melhorando a qualidade de toda a imagem ou de área selecionada; visualizar áreas aumentadas (com o uso de *zoom*); comparar as mudanças realizadas com a imagem original e armazená-las em disquetes ou disco rígido, para serem acessadas a qualquer momento. Além do mais, essas imagens poderão ser reproduzidas (copiadas) e transmitidas para outros locais distantes, de maneira rápida e segura, onde exista o interesse de estudo e troca de informações.



Segundo Wenzel<sup>49</sup> (1991) a mudança na utilização da radiografia convencional para a radiografia digital está ocorrendo na atualidade. Essa transição é rápida e reflete o grande desenvolvimento tecnológico que estamos vivenciando. Por outro lado, para acompanhar essas evoluções que o computador propicia, há a necessidade de estarmos bem equipados e isto, para a maioria dos profissionais da área odontológica, é dispendioso financeiramente. No entanto, os microcomputadores e equipamentos correlatos estão apresentando um custo cada vez menor, conforme nos relata Van der Stelt<sup>42</sup> (1985), o que nos permite afirmar que, em pouco tempo, poderemos contar, também no Brasil, com mais esta grande inovação, a radiografia digital.

A técnica empregada no estudo que ora apresentamos é uma transição entre a técnica radiográfica convencional e a técnica radiográfica digital direta. No nosso trabalho, obtivemos imagem radiográfica digital partindo da radiografia convencional que emprega filmes e processamentos químicos (a técnica digital direta, já não emprega filmes radiográficos).

Este trabalho tratará do assunto digitalização de radiografias periapicais, que tem se mostrado como uma grande inovação, principalmente nos países mais avançados tecnologicamente, mas que também no Brasil, com certeza, será bem empregada a médio prazo.

No Apêndice encontra-se um glossário que foi baseado nos trabalhos de Crósta<sup>8</sup> (1992) e de Monti et al.<sup>26</sup> (1987).

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Esta revisão aborda artigos principalmente da área odontológica publicados até 1994. Alguns artigos da área médica foram incluídos, pois tratam de assuntos de interesse à técnica empregada no trabalho. Outros artigos, embora não estando diretamente relacionados com o assunto delimitado neste trabalho, foram incluídos por demonstrarem as várias aplicações da técnica de processamento digital de imagens na Odontologia de nossos dias.

Ando et al.<sup>1</sup> (1968), auxiliados por computador eletrônico e microfotômetro, introduziram um método de análise radiográfica, na área odontológica, para possibilitar dados mais objetivos, ao contrário do que obtinham com o exame visual. Por meio de *scanner* e conversor analógico-digital, conseguiram uma imagem de 2.400 pontos, partindo de uma radiografia periapical da área de molares e premolares inferiores. A imagem foi impressa por meio de um *plotter* que marcava símbolos no papel (como \*, = e +, etc.), representando os níveis de cinza da imagem, que refletiam a densidade relativa desta.

Com essa experiência concluíram que seria possível introduzir critérios métricos na interpretação radiográfica.

Ando et al.<sup>2</sup> (1969) empregaram o método de subtração para acompanhar mudanças no padrão ósseo, associadas à reparação pós-tratamento endodôntico de um caso de lesão apical no dente 21, associada à necrose pulpar, e em outro caso, para verificar a restauração da estrutura óssea após tratamento de periodontite na região de pré-molares e molares superiores. As radiografias seriadas foram padronizadas; usaram 5.400 pontos de amostragem equivalentes à radiografia da região anterior e 5.600 pontos referentes à região posterior. Cada ponto, de acordo com sua densidade relativa, no processo de digitalização, foi numericamente convertido para um valor entre zero e 255. Para impressão em papel, todos os pontos amostrados foram agrupados em 32 níveis, usando oito símbolos e quatro cores. Por exemplo: os pontos equivalentes à densidade relativa situada entre 68 e 75, recebiam o símbolo + na cor preta; os pontos com densidade entre 116 e 123 recebiam o símbolo \* na cor verde. Dessa forma a imagem era composta. Com esse estudo chegaram à conclusão de que mudanças volumétricas nos dentes e osso alveolar puderam ser

expressadas quantitativamente e que as densidades radiográficas relativas puderam ser agrupadas em 32 níveis depois de serem classificadas entre zero e 255.

Hunt et al.<sup>21</sup> (1973) relataram que o sucesso das aplicações de computadores digitais na intensificação de imagens de TV das espaçonaves, pela National Aeronautics and Space Administration (NASA), levou à exploração de muitos outros problemas que envolviam a formação de imagem. Intensificaram-se, então, as pesquisas envolvendo o processamento digital de imagens radiográficas aplicadas à medicina, experimentos físicos e testes não-destrutivos. Os autores relataram que os pesquisadores do Laboratório Científico Los Alamos, há quatro anos, estavam estudando a melhoria (*enhancement*) de imagens radiográficas digitalizadas. Como resultado desses estudos, concluíram que o tratamento da imagem digital radiográfica tinha um papel importante na aquisição e interpretação de imagens. Para tratar a imagem usaram filtros digitais em computadores de grande porte tais como CDC 6600 e 7600.

Ram<sup>30</sup> (1982) publicou um artigo sobre técnicas de intensificação para corrigir imagens consideradas insatisfatórias para

análises médicas. Verificou que o emprego de radiação ionizante poderia ser reduzido com a utilização de técnicas de processamento de imagens. Descreveu matematicamente como funcionavam os filtros passa-alta e passa-baixa para melhora do contraste, bem como o emprego de modificação do histograma da imagem para transformação da escala de cinza.

Webber et al.<sup>45</sup> (1982) descreveram uma técnica de subtração de imagens radiográficas, por meio de câmara de TV acoplada a conversor analógico-digital, para produção de imagens radiográficas digitais que pudessem ser armazenadas em computador, com a finalidade de avaliar alterações periodontais.

Gröndahl et al.<sup>18</sup> (1982) desenvolveram e avaliaram um método para intensificar imagens para estudos longitudinais radiográficos de cáries, usando radiografias produzidas com menos exposição do que aquelas empregadas atualmente em odontologia. Verificaram que pequenas cavidades induzidas na imagem do esmalte podiam ser detectadas mais confiavelmente com o auxílio de processamento de imagem. Observaram ainda que a técnica empregada poderia ser

valiosa para melhorar o desempenho diagnóstico com simultânea redução do tempo de exposição.

O uso de computadores para processamento de imagens, segundo Green<sup>15</sup> (1983), teve seu início com os programas de ciência planetária realizados pela NASA. “Há cerca de 20 anos, o computador tem sido empregado para processar imagens do espaço, colhidas por naves não tripuladas como a Mariner 4, na metade da década de 60”. O uso de técnicas de processamento digital de imagem foi uma contribuição importante para o sucesso da exploração do sistema solar; a série Surveyor de missões exploratórias não tripuladas, por exemplo, tinha como objetivo avaliar locais de aterrissagem na lua para as missões tripuladas posteriores. Assim, a espaçonave Surveyor 7 retornou com 21.038 imagens de televisão da superfície lunar. Muitas destas imagens foram convertidas do formato analógico da televisão para o formato digital para serem processadas por computador, numa tentativa de melhorar o conhecimento da composição e estrutura da superfície. O processamento incluía filtragem digital realizada para melhorar a resolução da imagem de vídeo. As técnicas cada vez mais foram empregadas para uma variedade de aplicações, desde

monitoramento de recursos naturais do solo e da agricultura, a aplicações biomédicas. Green<sup>15</sup> (1983) lembra que Selzer<sup>37</sup> (1968) foi um dos pioneiros no emprego da técnica de processamento de imagem digital para analisar imagens radiográficas.

Gröndahl et al.<sup>17</sup> (1983) descreveram uma técnica de subtração de imagens para estudos radiográficos longitudinais em odontologia e propuseram algumas possíveis aplicações da técnica. Para o estudo, empregaram uma câmara de vídeo de alta qualidade junto a um conversor analógico-digital acoplado a um computador. Usaram pares de radiografias padronizadas, produzidas com a mesma geometria de exposição. Nesse estudo trabalharam com imagens de 6 bits (64 níveis de cinza). Os pesquisadores evidenciaram as possíveis indicações da técnica: estudar longitudinalmente alterações ósseas fisiológicas ou patológicas; nas pesquisas que objetivam estudar diferentes modalidades de tratamento e a progressão de lesões deixadas sem tratamento. Como conclusões do trabalho indicaram que o método permite uma base promissora para melhorar a detecção de lesões consideradas impossíveis de serem percebidas visualmente e que os resultados preliminares, obtidos de pacientes e de *phantoms* indicam



um vasto potencial de aplicação da técnica em odontologia. Também observaram a possibilidade de redução da exposição aos raios X, com o emprego da técnica.

Gröndahl & Gröndahl<sup>16</sup> (1983) investigaram o emprego da técnica da subtração radiográfica para o diagnóstico de lesões ósseas periodontais, com o objetivo de determinar se o desempenho diagnóstico poderia ser melhorado quando comparado com a técnica radiográfica convencional. Trabalharam com mandíbulas humanas secas, adaptadas em um bloco de gesso e a um dispositivo mecânico capaz de manter a reprodutibilidade entre tomadas radiográficas subsequentes; após a obtenção de uma radiografia de referência, algumas cristas ósseas, vestibulares e proximais, receberam pequenas perfurações simulando lesões, realizadas com broca esférica. As mandíbulas eram novamente adaptadas ao dispositivo mecânico e ao gesso para serem novamente radiografadas. Examinadores observavam os pares de radiografias montadas em cartolina e respondiam se viam ou não defeitos ósseos. As imagens de subtração também foram apresentadas aos examinadores, com o mesmo objetivo. Verificaram

que a detecção da lesão era aumentada com o emprego das imagens de subtração quando comparada com as radiografias convencionais.

Cocklin et al.<sup>7</sup> (1983) publicaram um trabalho que tratava da importância das técnicas de processamento digital de imagens para as radiografias do tórax. Descreveram as aplicações da técnica e, dentre elas, a de intensificação do contraste e a equalização de histograma de uma imagem digital e chegaram à conclusão de que o uso de intensificação de contraste pode evitar a necessidade de múltiplos exames radiográficos e, assim, reduzir a dose de raios X ao paciente. Concluíram também que algumas anormalidades podem ser detectadas precocemente.

Cocklin et al.<sup>6</sup> (1984) investigaram os requisitos para processamento digital de imagens do tórax, trabalhando com imagens de 1024 x 1024 *pixels* com 16 bits por *pixel*. Descreveram detalhes do programa empregado para processamento de imagem, que executava 150 funções. Frequentemente empregaram transformação do nível de cinza, equalização de histograma e convoluções.

Webber et al.<sup>46</sup> (1984) descreveram uma técnica para correção de distorções de projeção geométrica, em radiografias dentárias para subtração de imagem, empregando computador.

Van der Stelt<sup>42</sup> (1985) publicou um artigo que tratava do emprego do computador no consultório dentário. Um dos sub-ítems do artigo dizia respeito à radiologia, apresentando uma pequena revisão sobre o assunto.

Southard<sup>40</sup> (1985) pesquisou a utilização da técnica de gravação em disco a Laser de imagens radiográficas médicas e odontológicas e verificou ser esta útil para arquivamento de imagens, permitindo acesso rápido às informações, além de fornecer qualidade no mínimo igual à radiografia (filme) e, algumas vezes, até melhor, quando mostradas em um monitor de alta resolução.

Smathers & Brody<sup>38</sup> (1985) publicaram uma revisão sobre radiografia digital na medicina e descreveram os componentes do sistema digital, características da imagem, métodos de subtração, intensificação de imagem e filtros para tratamento de imagem. Discutiram o problema da armazenagem das imagens radiográficas

digitais e da comunicação das imagens, até mesmo entre locais distantes, por meio de satélite.

Ortman et al.<sup>29</sup> (1985) utilizaram imagens radiográficas digitalizadas para determinar a capacidade de diagnóstico obtida com a técnica de subtração de imagem e para determinar a precisão das técnicas densitométricas (análise densitométrica por meio de computador), na quantificação de mudanças na crista óssea. Observaram que essas técnicas produziam resultados comparáveis à técnica da absorimetria de  $^{125}\text{I}$ , usada como um padrão.

Ruttimann et al.<sup>34</sup> (1986) apresentaram um método digital para corrigir diferenças de contraste entre pares de radiografias na técnica de subtração radiográfica. Evidenciaram que era possível alterar o contraste para igualar o histograma das imagens, pois para a subtração digital de imagens radiográficas, as radiografias deveriam ser padronizadas, mas nem sempre se conseguia padronização do contraste. A técnica empregada mostrou-se eficaz.

McHenry et al.<sup>25</sup> (1987) detalharam a técnica de subtração radiográfica computadorizada e descreveram mudanças realizadas nos posicionadores de filmes empregados por Rosling et al.<sup>33</sup> (1975).

Salientaram o potencial da técnica para monitorar as alterações ósseas associadas com a doença periodontal e seu tratamento.

Fujita et al.<sup>12</sup> (1987) digitalizaram radiografias panorâmicas e aplicaram processamento de imagem. Os resultados obtidos sugeriam que o sistema de processamento digital de imagem empregado tinha potencial para melhorar a qualidade do diagnóstico radiográfico em radiologia dentomaxilofacial.

Braunstein et al.<sup>4</sup> (1988), após digitalização de imagem de 28 radiografias de lesões esqueléticas destrutivas, aplicaram a técnica de processamento de imagem por meio de equalização de histograma. Dois radiologistas compararam imagens que sofreram o processo de equalização com imagens não equalizadas, quanto à: margem da lesão, matriz interna, massa de tecido mole, descontinuidade na cortical e reação periosteal. Concluíram que as imagens equalizadas foram superiores às não equalizadas na determinação da descontinuidade na cortical e na verificação da presença ou ausência da reação periosteal.

Ohki et al.<sup>28</sup> (1988) observaram que a diferença de contraste entre radiografias para a técnica digital de subtração de imagem gerava interferências e estas impediam a detecção de pequenas alterações.

Devido a esse fato desenvolveram um método para correção de contraste. Verificaram que, com a técnica empregada, a subtração digital de imagens tinha potencial para avaliar quantitativamente alterações ósseas que ocorrem na terapia periodontal. Sugeriram novos estudos para verificar esse propósito.

Wenzel<sup>48</sup> (1988), trabalhando com radiografias dentárias de mandíbulas secas de porcos, nas quais realizou, em algumas delas, pequenos orifícios com brocas, verificou se a intensificação digital de imagens melhoraria a precisão diagnóstica das radiografias com densidades variadas. Para isso, usando filmes periapicais (3 x 4 cm), realizou três tomadas radiográficas com diferentes tempos de exposição: 2.0 s, 0,60 s e 0,16 s. Após processamento, digitalizou as imagens por meio de uma câmara de vídeo conectada a um microcomputador. O programa produzia imagem com resolução de 512 x 512 x 8. As radiografias com baixa e com alta densidade tiveram suas imagens melhoradas por correção de contraste e uso de filtros de suavização. Como resultado, notou que não houve diferença significativa entre as radiografias originais (tomadas com 0,60 s) e as

imagens digitalmente melhoradas que equívalem às radiografias com baixa densidade (0,16 s) e com alta densidade (2,0 s).

Fujita et al.<sup>13</sup> (1988) processaram digitalmente radiografias periapicais e examinaram de que maneira o diagnóstico radiográfico poderia ser melhorado. Compararam as imagens originais com as imagens processadas. A melhora na visibilidade de detalhes e a efetividade do processamento digital foram investigadas. Concluíram que o processamento digital de radiografias periapicais não é sempre necessário quando as radiografias são tomadas com bom contraste. No entanto, radiografias com baixo contraste freqüentemente são obtidas na presença de algumas condições patológicas; nesse caso acharam útil indicar o emprego de intensificação de imagens por meio de processamento digital.

Brägger<sup>3</sup> (1988) apresentou uma revisão sobre imagem digital em radiografias para periodontia. Essa abordou as técnicas precursoras da subtração digital de imagens radiográficas, tais como a subtração radiográfica e a subtração eletrônica. Focalizou a atenção principalmente na técnica de subtração digital de imagens, no que se referia aos aspectos qualitativos e quantitativos das alterações ósseas

ocorridas devido à terapêutica periodontal. Para isso, abordou os estudos que empregaram também as técnicas de análise densitométrica de imagem assistida por computador. Citou que a aplicação dos métodos de análise digital de imagens oferecia um modo objetivo, quantitativo e não invasivo, para obter informação diagnóstica adicional de radiografias padronizadas em estudos clínicos.

Schaefer et al.<sup>36</sup> (1989) compararam o desempenho técnico e o potencial diagnóstico das radiografias do tórax, observadas em televisão, com imagens digitais das radiografias tomadas com 44% da dose padrão de radiação. Os parâmetros usados para comparação, foram a densidade óptica e a opinião de nove radiologistas, em 4.068 observações. Os pesquisadores concluíram que a radiografia digital produz densidade de imagem melhor e consistente e, para o diagnóstico, tem o desempenho tão bom quanto aqueles da radiografia convencional. Observaram que, para a obtenção de imagens radiográficas digitais, uma menor dose de radiação era necessária.

Verrier et al.<sup>43</sup> (1989) apresentaram um sistema de armazenagem digital e análise computadorizada de radiografias dentárias, baseado em microcomputador (IBM PC-AT) com placa (Matrox) para



digitalização de imagem captada por uma câmara de vídeo. As imagens geradas eram de 512 x 512 *pixels* com 256 níveis de cinza. No estudo que apresentaram, a reprodutibilidade das radiografias foi garantida usando um dispositivo de alinhamento com um bloco de mordida. A radiografia era tomada com um dispositivo de alumínio escalonado, para o estudo densitométrico. Sua imagem ficava sempre acima da imagem oclusal dos dentes. Para correção do contraste, freqüentemente usaram a distribuição de tons de cinzas observadas no histograma das imagens. Os autores citaram que a técnica poderia ser empregada para avaliar o tratamento periodontal, verificando-se tanto a densidade do espaço interproximal quanto a distância do limite amelo-cementário ao topo da crista óssea, em imagens digitalizadas de radiografias tomadas em série. Os pesquisadores comentaram que o emprego desse sistema representava uma inovação, tendo em vista que o programa era baseado em microcomputador compatível com os que já estavam sendo empregados em hospitais e clínicas dentárias, levando-se ainda em consideração que apenas 15 minutos seriam necessários para um usuário experimentado digitalizar um par de radiografias e analisar um defeito em 2 imagens digitalizadas.

Horner et al.<sup>20</sup> (1990) avaliaram o sistema de radiografia digital Radiovisiography (RVG), considerando, principalmente, a qualidade da imagem obtida, a dose de radiação empregada, e as dificuldades encontradas. O aparelho empregado apresentava um sensor intrabucal de 40,6 mm de comprimento, 22,8 mm de largura e 14 mm de espessura; este sensor continha uma tela intensificadora (de terra-rara); junto a esta, apresentava uma matriz de fibras ópticas que estava conectada a um dispositivo de carga acoplada (CCD). O aparelho permitia ajustar o brilho e o contraste como em aparelhos de TV, “inverter” a imagem transformando o que era preto em branco e vice-versa e magnificar a região apical (*zoom*). A imagem demonstrada na tela era de 100 mm por 64 mm, no entanto, quando impressa, era de 95 mm por 70 mm. Testaram o aparelho em várias situações clínicas, comparando o resultado (qualidade de imagem, tempo de exposição aos raios X, distorção de imagem e necessidade de repetição da tomada radiográfica) com a técnica convencional que utilizava filme D-speed ou E-speed. Como conclusão verificaram que o RVG testado era um sistema que produzia imagens periapicais aceitáveis, com rapidez e dose de radiação mais baixa que com o uso de radiografia

intrabucal convencional. A qualidade da imagem era adequada para uso clínico e a distorção era mínima.

Wenzel et al.<sup>51</sup> (1990) realizaram uma pesquisa para comparar a profundidade de cáries oclusais por meio do exame clínico, radiográfico (filme convencional) e exame de imagens radiográficas digitalizadas. Os resultados desses exames foram comparados com os resultados do exame histológico. Usaram 47 dentes sem restaurações (pré-molares e molares) extraídos. As radiografias foram realizadas com filme Kodak - Ultraspeed com aparelho GE 1000, com 70 Kv e 15 mA. As radiografias foram capturadas por uma câmara de vídeo conectada a um microcomputador (Olivetti), com placa para conversão analógica-digital que permitia uma resolução de matriz de 512 x 512 (17 *pixels* por milímetro) e 256 níveis de cinza. Para processamento da imagem, usaram filtros passa-alto (para melhora das margens) e acerto de contraste, contando com o *software* GIPS (Image House). Como resultados observaram que medidas quantitativas da profundidade de cáries, visualizadas em radiografias digitais tinham forte correlação com as medidas histológicas. O estudo sugeriu que o processamento digital de imagens radiográficas constituía um auxílio diagnóstico que

podia dar uma estimativa mais precisa da profundidade de cáries oclusais.

Razzano & Bonner<sup>31</sup> (1990) noticiaram e divulgaram o RadioVisioGraphy (fabricado pela Trophy USA, Inc.), ou RVG, como uma tecnologia radiográfica revolucionária, que tinha recebido certificado da Food and drug administration (FDA) para ser comercializado nos Estados Unidos da América. O RVG já estava sendo usado na Europa por aproximadamente dois anos. Consistia de um sensor de Raios X eletrônico, intrabucal (de 40 x 22 x 14 mm), com bordas arredondadas, que substituía o filme convencional; poderia ser posicionado na boca de modo semelhante aos filmes. Sob exposição aos Raios X, o sensor instantaneamente transmitia a imagem à tela de um monitor, para visualização. A imagem digital era de alta resolução, com 256 níveis de cinza. O operador poderia contar com as seguintes ferramentas para trabalhar com a imagem: *zoom*, com fator de aumento de quatro vezes; melhora do contraste de áreas obscuras ou incertas; as imagens poderiam ser alteradas para a sua forma negativa, ou ainda serem visualizadas a cores; múltiplas imagens poderiam ser visualizadas ao mesmo tempo, para comparação. Como

vantagens do novo sistema citaram a imagem radiográfica instantânea, sem perda de tempo para o processamento por meio de banhos químicos, dispensando filmes radiográficos e câmaras escuras; possibilidade de manuseio da imagem recém obtida por comandos fáceis de se usar; armazenamento da imagem em microcomputadores, com fácil acesso a qualquer momento; possibilidade de transmitir a imagem entre locais distantes, para troca de informação; redução do tempo de exposição aos Raios X.

De acordo com Wenzel<sup>49</sup> (1991), um precursor das imagens radiográficas digitais foi o sistema radiográfico que empregava televisão (sistema de telerradiologia). Wenzel<sup>49</sup> (1991) relatou que esses sistemas de televisão foram inadequados para a rotina de interpretação radiográfica, pois a confiabilidade diagnóstica obtida dos monitores não era tão boa quanto dos exames diretos dos filmes. A resolução dos monitores de vídeo (que reduziam a nitidez da imagem), bem como a presença de ruídos (*noise*) e artefatos decorrentes da transmissão, foram os responsáveis pelo baixo sucesso. Ainda segundo essa pesquisadora, o emprego da técnica radiográfica digital se intensificou com o desenvolvimento da tomografia

computadorizada, na década de 1970. Nesse trabalho, Wenzel<sup>49</sup> (1991) focalizou as influências das tecnologias computacionais na qualidade da imagem em radiografias dentárias. Nesse artigo tratou da resolução da matriz, da melhora do contraste radiográfico, emprego de filtros para intensificação de bordas, técnicas para subtração digital de imagens radiográficas, fornecendo-nos uma vasta revisão da literatura. Para concluir, tratou do futuro da radiografia dentária digital e apresentou-nos um resumo de seus artigos previamente publicados, que fazem parte desta revisão. As conclusões relacionadas com o processamento digital de imagem radiográfica mostraram que a intensificação do contraste melhora a qualidade da imagem de radiografias com contraste inadequado. Indicaram também que em experimentos de laboratório, a intensificação do contraste aumenta a precisão diagnóstica e que os filtros para intensificação de bordas evidenciam as margens das estruturas e podem contribuir para aumentar a informação diagnóstica de radiografias em certas situações.

Reddy et al.<sup>32</sup> (1991) desenvolveram um estudo para verificar se as imagens de subtração intensificadas com pseudocoloração eram lidas (analisadas) com mais precisão pelos clínicos do que as imagens

não intensificadas. Para isso, a pesquisa compreendeu duas partes. A primeira empregou dentes humanos extraídos, “montados” em blocos de gesso e pó de serra (em iguais proporções). Simularam lesões de um milímetro de largura e profundidade, realizada incrementalmente, de 0,5, 1,0 e 1,5 mm. Duas radiografias de referências foram tomadas antes das lesões serem feitas e, novamente, após cada manipulação. Após a obtenção de radiografias padronizadas, as imagens foram digitalizadas por meio de uma câmera ligada a um conversor analógico-digital com 8 bits, capaz de gerar 256 níveis de cinza, acoplado a um microcomputador pessoal. A seguir, as radiografias com lesões simuladas foram sobrepostas às radiografias de referências (um par por vez), e empregaram a técnica de subtração. Os pesquisadores observaram, por meio de análise do histograma, que 99% dos pontos das áreas inalteradas das imagens de subtração situavam-se nos níveis de cinza entre 120 e 136. Assim, para intensificação com pseudocoloração das áreas com perdas ósseas, utilizaram tons de azul. Para tal, desenvolveram um programa que coloria todos os pontos com nível de cinza inferior a 119. Isso resultou em coloração dos defeitos (se presentes) e também de alguns ruídos.

Algumas vezes empregaram a intensificação apenas em uma área delimitada manualmente com o cursor controlado pelo *mouse*; essa área equivalia à que continha o defeito interproximal. Treze observadores examinaram slides projetados que continham as imagens e responderam a um questionário. Como resultados desse estudo, verificaram que as imagens que foram intensificadas pela pseudocoloração forneciam maior porcentagem de respostas corretas quanto a presença de defeitos de todos os tamanhos. As que tiveram somente a área de interesse colorida, foram superiores àquelas em que toda a imagem recebeu o processo. A segunda parte da pesquisa constituiu em um estudo clínico, no qual empregaram uma estabilização extrabucal por meio de um cefalostato para produzir radiografias padronizadas. Vinte radiografias interproximais de molares de 20 pacientes, que participavam de um estudo longitudinal da doença periodontal, foram digitalizadas e subtraídas conforme o método já descrito. As imagens de subtração equivaliam a intervalos de tempo de seis meses ou um ano. Radiografias periapicais dos mesmos dentes foram tomadas e analisadas por um observador. Essas mesmas radiografias foram digitalizadas e submetidas a um programa



para calcular a proporção de raiz coberta por osso, levando-se em consideração o limite esmalte cimento, a altura da crista óssea e o ápice dentário. Nove das vinte imagens de subtração demonstraram perda óssea periodontal durante o intervalo estudado, conforme determinado por ambos os métodos. As imagens de subtração obtidas tiveram as áreas de interesse coloridas por tons de vermelho. Slides das imagens (dentre elas estavam controles, não intensificadas e intensificadas) foram projetadas a 14 observadores que respondiam sim ou não quanto a presença de defeitos. Como resultado, verificaram que as porcentagens médias de respostas corretas para imagens de subtrações não intensificadas e intensificadas por pseudocoloração foram 64,2% e 96,8% respectivamente.

Wenzel et al.<sup>52</sup> (1991) compararam a precisão diagnóstica dos exames de cáries oclusais em dentes sem cavidades, usando as seguintes técnicas radiográficas: radiografia convencional, imagens digitalizadas de radiografias com melhora de contraste, imagens radiográficas de radiografias com filtragem, Radiovisiography com melhora de contraste e o Radiovisiography com função x (saturação da densidade). Empregaram 81 dentes (terceiros molares completamente

erupcionados extraídos) sem cavitações macroscópicas visíveis. Após os dentes serem radiografados pelas diversas técnicas, secções foram realizadas para exame histológico das lesões. Quatro observadores, que não conheciam a prevalência de cárie do material, avaliaram independentemente a presença de cárie oclusal em cada dente. A taxa de detecção média para cáries em dentina foi mais alta com o emprego das imagens radiográficas digitalizadas onde se melhorou o contraste, seguida pelo método que empregou o RVG com melhora de contraste, e finalmente pelo RVG com emprego da função x. A proporção de probabilidade para teste positivo (verdadeiramente positivo / falso positivo) para cada observador, indicou que os dois métodos digitais que permitiam melhora do contraste (radiografia digitalizada e RVG), produziram desempenho tão bom ou melhor que com o emprego das radiografias convencionais. Já as técnicas que empregaram radiografia digitalizada com filtragem e RVG com a função x, proporcionaram menos precisão diagnóstica que o emprego das radiografias convencionais.

Wenzel et al.<sup>50</sup> (1991) compararam os resultados da inspeção visual, exames de radiografias convencionais,

xeroradiografias e radiografia digitalizada para detecção de cáries oclusais em 166 dentes extraídos sem cavitação macroscópica e sem restaurações. Para digitalização das radiografias, usaram câmara de vídeo que focalizava uma área de 3 X 3 cm; a resolução da matriz era de 512 X 512 X 8 bits (17 *pixels* por mm e 256 níveis de cinza). As imagens radiográficas digitalizadas foram processadas usando filtro passa-alta para intensificar bordas. Oito observadores avaliaram independentemente a presença de cáries oclusais em cada dente, atribuindo escore zero ou um, caso estivesse presente cárie de dentina (um) ou não (zero). Na avaliação da presença de cárie por meio das técnicas radiográficas, atribuía-se escores de 0 a 4, considerando-se a ausência ou presença e a profundidade atingida, tendo como referências o esmalte, a junção esmalte-dentina, a dentina e a proximidade com a polpa. Os dentes foram posteriormente seccionados para avaliação histológica das cáries, tendo encontrado 82 dentes com cárie atingindo a dentina (27 desses com cárie bem profunda) e 84 livres de cáries. Como conclusão verificaram que a detecção de cáries dentinárias poderia ser substancialmente melhorada com a utilização de radiografias convencionais, quando comparada com a mera

inspeção visual. A radiografia convencional tem o melhor valor de predição de um teste positivo e alta especificidade para a detecção geral de cáries dentinárias; contudo, oferece uma baixa sensibilidade para a detecção de cáries profundas na dentina. A radiografia digital por outro lado, detectou cerca de 70% das lesões profundas, sem exacerbar os resultados falso-positivos.

Jeffcoat<sup>23</sup> (1992) apresentou duas aplicações do sistema digital de imagem radiográfica à implantologia. A primeira aplicação dizia respeito ao planejamento da colocação de implantes dentais endósseos, usando imagens tridimensionais de tomografia computadorizada; com o emprego de um programa (3-D Dental), testava o comprimento e o ângulo ideal de colocação dos implantes; o programa permitia ainda ter uma vista oclusal (tridimensional ou não), vista frontal ou lateral. A segunda aplicação tratava do uso da técnica de subtração radiográfica digital para avaliar alterações ósseas ao redor de implantes dentários osseointegrados. Para isso, o laboratório de pesquisa da Universidade de Alabama desenvolveu um método computacional para avaliar quantitativamente as alterações ósseas. Colocava-se um penetrômetro (peça de alumínio) de referência na primeira radiografia de modo que a

subtração de imagens mostrasse tal referência e as lesões. A medida dessas lesões requeria quatro passos:

- 1) isolamento da lesão por meio de um programa e filtros;
- 2) cálculo da área da lesão;
- 3) cálculo da profundidade da lesão, determinando-se a espessura da imagem do penetrômetro que correspondia ao nível médio de cinza da lesão isolada e
- 4) cálculo da massa da lesão. A massa relativa da lesão podia ser determinada multiplicando-se a área pela espessura e pelo fator de conversão da densidade do alumínio - osso. Medida absoluta poderia ser feita usando lascas de osso de tamanho conhecido (como enxerto) e criando-se a curva de calibração para a relação entre massa real e calculada. O pesquisador relata que vários estudos longitudinais de implantes têm empregado com sucesso esses métodos, tanto na fase de cicatrização quanto na fase de carga (quando os implantes são submetidos a forças mastigatórias).

Nelvig et al.<sup>27</sup> (1992) apresentaram o Sens-A-Ray, um sistema digital direto para radiografias intrabuciais. Relataram que as pesquisas iniciadas na Universidade de Umea, em 1983, resultaram em um

protótipo em 1988 que incorporava um sensor para captação direta de raios X, constituído de um dispositivo de carga acoplada (*charge coupled device* - CCD). Em 1991 o sistema foi lançado no mercado para uso clínico, pela Regam Medical Systems AB (Sundsvall, Suécia). Além do detetor de raios X tipo CCD, faziam parte do sistema, um conversor analógico - digital de 8 bits, um microcomputador com disco rígido, placa Super VGA, monitor de alta resolução e programa para controle de exposição, captura, armazenagem e melhora de imagens. Pode ser usada opcionalmente uma impressora para produzir cópias das imagens geradas. Durante a exposição aos raios X, os dados da imagem são integrados como carga elétrica no sensor. Imediatamente após a exposição, as cargas são convertidas em dados digitais e transferidas ao computador. A imagem é apresentada na tela do monitor, décimos de segundo após a exposição. O programa instalado no computador controla todos os procedimentos e permite posterior processamento digital da imagem e medidas quantitativas. Nesse artigo de apresentação, os autores especificaram os requisitos do microcomputador e as características das placas de interface. Quanto ao *software*, relatam que possibilita executar as seguintes tarefas:

ajuste de contraste automático ou interativo; controle da densidade; empregar pseudocoloração ou selecionar uma variação de densidade; empregar filtros digitais espaciais que possibilitam redução de ruído e intensificação de bordas; medida de distâncias; medidas de intensidade; histograma dos valores de intensidade de uma área de interesse e *zoom* de uma área selecionada. Os autores discutiram o tamanho do sensor intrabucal, que é menor que os filmes periapicais padrões (é do tamanho do filme periapical pediátrico), mas que, embora menor, preenche todos os requisitos da prática odontológica radiográfica. Quanto ao tempo de exposição requerido, os autores afirmaram que o Sens-A-Ray produz imagens de qualidade diagnóstica adequada, empregando de 1/2 a 1/3 da exposição necessária para obter radiografias com filmes E-speed. Embora as imagens pudessem ser armazenadas no disco rígido do computador, os pesquisadores aconselharam empregar discos ópticos WORM (*write once read many*) que permitiam arquivar cerca de 4.000 radiografias, tendo em vista que sua capacidade total era de 950 MB (megabytes) e cada imagem tinha cerca de 223 kB (kilobytes). O Sens-A-ray permitia a tomada de radiografias periapicais e interproximais.

Furkart et al.<sup>14</sup> (1992) estudaram a precisão diagnóstica dos filmes intrabuciais Ultraspeed e Ektaspeed e das imagens geradas pelo Sens-A-ray, na detecção de lesões periodontais simuladas, em hemimandíbulas humanas. Lesões simuladas de profundidade variada de zero a três milímetros foram realizadas com brocas esféricas de 1,4 mm; as radiografias foram tomadas de maneira padronizada, variando-se o número de impulsos empregado nas três técnicas sendo que os filmes Ultraspeed recebiam de 24 a 36 impulsos, Ektaspeed de 15 a 21 e no sistema Sens-A-Ray foi empregado entre 6 a 12 impulsos. Para as técnicas que empregaram filmes radiográficos usou-se 15 mA e 70 kV. As densidades ópticas também foram padronizadas nos grupos dos filmes radiográficos. Com o sistema digital, padronizou-se em 117 o nível médio de cinza da dentina e 91 para a crista óssea interproximal. Nove observadores analisaram as radiografias convencionais e as imagens digitais, atribuindo escores relacionados com a presença ou ausência de lesões. Era permitido usar lupa (magnificação de 2 vezes) para análise das radiografias. Os pesquisadores não verificaram diferenças entre os três receptores de imagens para detectar a presença de lesões periodontais simuladas.



Dubrez et al.<sup>11</sup> (1992) compararam a precisão de uma técnica de análise digital de alta resolução, com a técnica da fotodensitometria para avaliar a alteração óssea (cicatrização) após terapia periodontal. Nessa pesquisa, usaram séries de radiografias padronizadas de um estudo clínico sobre cicatrização óssea após instrumentação subgengival em dez pacientes com defeitos intra-ósseos periodontais. A série de radiografias compreendia a inicial, a tomada imediatamente após o tratamento, e dois, seis e doze meses após. As radiografias foram tomadas com a técnica do paralelismo e com penetrômetro de liga de alumínio. Dentre as séries radiográficas obtidas, selecionaram oito, nas quais a imagem do penetrômetro não se sobrepunha as imagens das coroas dos dentes. Para fotodensitometria, consideraram três linhas horizontais de varredura, que cruzavam o osso interproximal: uma na superfície, outra mais profunda e outra linha controle mais apical que as demais. Para indicar o início e o fim de cada varredura, na primeira radiografia foram feitos pequenos buracos de referências, com uma agulha fina, sob um microscópio binocular (um na mesial de um dente e outro na distal do contíguo). A seguir sobrepunha-se a segunda radiografia à primeira, com o auxílio de um

estéreo microscópio, usando as imagens dos contornos dos esmaltes, restaurações e raízes como referências. Perfurava-se a segunda radiografia no mesmo ponto que a primeira e o mesmo era feito com as demais. Para compensar a variação na densidade óptica entre as radiografias, as densidades foram transformadas em valores equivalentes a milímetros de alumínio (mm Al) dada pela leitura (varredura) da imagem do penetrômetro, processo esse que foi realizado com auxílio de um computador. Para a análise digital de alta resolução, as radiografias foram digitalizadas com uma câmera de vídeo de alta resolução (Kodak Eikonix) que produzia 4096 níveis de cinza. Para obter resolução semelhante àquela do fotodensitômetro, as radiografias foram digitalizadas em cerca de 1200 X 1600 *pixels*. Cada imagem necessitou de um espaço de 4 MB para armazenagem. Os níveis de cinza da imagem foram convertidos em mm Al, baseando-se na imagem do penetrômetro. O início e o fim das linhas de varredura foram estabelecidos pelo cursor monitorado pelo *mouse* entre os pontos que equivaliam à perfuração na radiografia. Comparando-se as curvas geradas pela análise fotodensitométrica e pela análise digital, não encontraram diferenças significativas, mostrando que ambas as

técnicas podiam ser usadas para medir alterações na densidade óssea com precisão semelhante.

Dreyer<sup>10</sup> (1993) publicou um artigo que abordava os avanços tecnológicos na área de diagnóstico clínico das doenças periodontais. De interesse para a nossa revisão, evidenciou o valor das técnicas de subtração radiográfica, lembrando que foi descrita na década de 1930, e consistia de um método para detectar pequenas alterações entre radiografias tomadas em série. Nesse artigo relatou que “se o positivo de uma radiografia for sobreposto ao negativo de uma radiografia idêntica, o quadro resultante seria uniformemente cinza, pois uma cancela a outra; se a segunda radiografia foi tomada com a mesma densidade e com a mesma geometria de projeção, o mínimo de diferença tornará evidente como áreas mais claras ou mais escuras dependendo se houve ganho ou perda óssea”. Salientou ainda, que esse processo tem se tornado mais fácil com a utilização da digitalização de radiografias por meio de computador, onde tem sido demonstrado que a perda de 5% de osso mineral por área, pode ser demonstrada pelo emprego de tal método. Além das técnicas acima comentadas, Dreyer<sup>10</sup> (1993) referiu à análise densitométrica de

imagem por meio de computador, que emprega tecnologia digital, com o propósito de demonstrar alterações quantitativas na densidade do osso alveolar. Essa técnica tem sido empregada com sucesso para dar informações diagnósticas em áreas como as furcas de molares, difíceis de se obterem com outros métodos.

Wenzel<sup>47</sup> (1993) publicou uma revisão sobre a manipulação de imagens por meio de computador, para melhorar o diagnóstico na prática odontológica. Nesse trabalho comentou os parâmetros que definem a qualidade da imagem: contraste, nitidez e ruído (interferência) e relatou como poderiam ser alterados digitalmente.

Enumerou as vantagens da radiografia digital, tais como:

- 1) redução da dose de radiação em comparação com a técnica convencional.
- 2) o observador pode ter máximo controle da imagem e manipular as informações durante a interpretação.
- 3) quando se trata da técnica radiográfica digital direta, simplifica a rotina de trabalho, tendo em vista que não utiliza processamento por via úmida. Concluiu o artigo afirmando que nas próximas décadas,

parece provável que os sistemas radiográficos digitais intrabuciais, substituam o filme radiográfico convencional.

Soh et al.<sup>39</sup> (1993) investigaram a quantidade de radiação requerida pelo sistema Radiovisiography, para produção de imagens da dentição humana, e comparação com as empregadas com filme convencional. Usaram 10 imagens de radiografias periapicais de mandíbulas secas e empregaram termoluminescência dosimétrica para avaliar a dose de radiação, tanto com o sistema Radiovisiography como para o uso de filmes convencionais. Como resultado verificaram que, para a produção de imagens semelhantes (por meio da técnica digital direta e filmes convencionais), menor quantidade de radiação era requisitada pelo Radiovisiography (22,3% da empregada pela técnica convencional). Os autores relacionaram alguns problemas associados ao emprego do Radiovisiography, tais como:

- 1) falta de flexibilidade e tamanho limitado do sensor intrabucal.
- 2) número de quadros (imagens) que pode ser visualizado na tela do monitor é reduzido (4 imagens), impedindo uma visualização simultânea de uma série completa de imagens radiográficas da boca toda. Os autores, contudo, acreditam que as modificações no sistema,

que com certeza ocorrerão no futuro, “poderão fazer do sistema Radiovisiography um substituto clinicamente efetivo da radiografia convencional”.

Sanderink et al.<sup>35</sup> (1994) compararam a qualidade da imagem dos sistemas radiográficos digitais diretos com as imagens das radiografias convencionais (empregando-se filmes Ektaspeed), na visibilidade das limas endodônticas 10 e 15 durante odontometria. Empregaram todos os sistemas diretos digitais disponíveis no mercado a saber: Trophy RadioVisioGraphy (RVG); Villa FlashDent, que tem sensor semelhante ao RVG, com tela de fósforo e CCD, porém ligados por lentes, que conduzem luzes da tela de fósforo ao *chips* CCD, sendo que no RVG a ligação é feita por uma rede de fibras ópticas; Sens-A-Ray, anteriormente descrito nessa revisão e o Gendex Visualix, que emprega o mesmo sistema de captação de raios X que o Sens-A-Ray. Nesse estudo, empregaram molares e pré-molares humanos (raiz do segundo pré-molar superior e canais palatino e mesio-vestibular do primeiro molar superior; canais mesial e distal do primeiro molar inferior e canal do segundo pré-molar inferior). O comprimento dos canais radiculares foi medido radiograficamente com

o auxílio de limas de tamanho 20. As raízes dos segundos premolares superiores e as mesiais dos molares foram focalizadas na mesma radiografia. As raízes linguais (palatinas) dos superiores e as distais dos molares inferiores, foram focalizadas separadamente. As limas 10 e 15, por meio de *stop*, foram posicionadas preenchendo todo comprimento de odontometria ou ficando 1,5 mm aquém. Foram radiografados de acordo com a técnica da bisettriz com o tempo de exposição variando de acordo com o sistema usado, de 0,1 a 0,4 segundos. Uma série de 100 radiografias foram feitas para cada espessura de lima. Cinco observadores experientes analisaram as séries e atribuíram escores de 1 a 5 que diziam respeito à posição da lima em relação ao ápice radiográfico. Curvas ROC (*receiver operating characteristics*) foram feitas para cada modalidade de imagem. Teste t Student foi aplicado para verificar se as modalidades de imagens eram significativamente diferentes, com um nível de probabilidade de 95%. As imagens digitais foram mostradas no mesmo monitor para evitar diferenças de resolução que pudessem alterar os resultados. Verificaram que o filme era o melhor meio para determinar a posição das limas de pequeno tamanho (10). Para as limas de tamanho 15, os

sistemas RVG e Sens-A-Ray ofereciam resultados comparáveis à radiografia convencional com filmes Ektaspeed.

Hedrick et al.<sup>19</sup> (1994) avaliaram a precisão da determinação do comprimento do canal dentário de imagens produzidas por 3 sistemas radiográficos: Radiovisiography, Regam (Sens-a-Ray) e radiografia convencional com filmes E-speed. Empregaram 20 dentes (molares e premolares) de maxilas e mandíbulas humanas (cadáveres) com os tecidos moles preservados, montadas em bancada que permitia tomadas padronizadas de radiografias. Limas tipo K 15 foram posicionadas no canal 0,5 a 2,5 mm aquém do limite interior do espaço do ligamento periodontal radiográfico, para tomadas radiográficas; posteriormente a lima foi colocada ultrapassando o mesmo limite de referência, de 0,5 a 2,5 mm. Três avaliadores estimaram o comprimento necessário para posicionar a lima até o ápice. Os comprimentos médios estimados foram comparados com o comprimento real, determinado anatomicamente. Não observaram diferenças entre as imagens impressas originadas das técnicas digitais diretas e as obtidas das radiografias convencionais.



### **3 PROPOSIÇÃO**

É propósito neste estudo avaliar se imagens digitalizadas obtidas de radiografias periapicais tomadas com tempo de exposição reduzido (60 e 80% do tempo normalmente empregado) podem ser melhoradas e apresentar qualidade para elaboração de diagnóstico radiográfico, com o auxílio de um programa de computador (PhotoStyler) para tratamento digital.

## **4 MATERIAL E MÉTODOS**

### **4.1 Material**

O material deste estudo constou de 32 séries de quatro radiografias periapicais e uma série de três (131 radiografias) da área de molares e premolares de 16 mandíbulas humanas secas, pertencentes à Disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP.

### **4.2 Métodos**

#### **a) Obtenção e análise das radiografias**

O primeiro passo foi estabelecer um padrão de contraste considerado de boa qualidade para o diagnóstico radiográfico. Para isso, fizemos várias tomadas radiográficas de uma mesma área de mandíbulas secas, variando-se para mais e para menos o tempo de exposição recomendado pelo fabricante dos filmes. Todas as radiografias empregadas neste estudo foram realizadas empregando-se a técnica do paralelismo, com distância foco-filme de 50 cm, filmes periapicais Ektaspeed EP-21 (Eastman Kodak Company, Rochester, New York), aparelho de Raios X GE 70 (com 70 kVp e 10 mA)

e processamento pelo método tempo-temperatura, seguindo as recomendações do fabricante. Com o objetivo de garantir a mesma posição do filme durante as várias tomadas radiográficas da mesma área, empregamos os posicionadores tipo Hanshin (Sem Limites - São Paulo), adaptados para receber material de moldagem (Optosil P plus-Xantopren VL (Bayer Dental, Leverkusen), de maneira semelhante à descrita por Rosling et al.<sup>33</sup> (1975) com o objetivo de melhorar a estabilidade e reprodutibilidade. Cinco profissionais da área de Radiologia Odontológica avaliaram as coleções de radiografias, e escolheram, após consenso, a radiografia padrão no que diz respeito ao tempo de exposição. Essa radiografia era a em que empregamos 1/2 segundo (s) de tempo de exposição. Estabelecido o tempo de exposição padrão (1/2 s ou 30 impulsos), determinamos outros três tempos menores. Assim, cada área estudada foi submetida a quatro radiografias com os seguintes tempos de exposição: 1/2 s (30 impulsos), 2/5 s (24 impulsos), 1/5 s (12 impulsos) e 1/10 s (6 impulsos). A única variação empregada durante as tomadas radiográficas, foi o tempo de exposição. Foram radiografadas 33 áreas.

Após processamento, as radiografias receberam um código de números e letras, conhecido pelo autor apenas, para identificar a mandíbula radiografada e o tempo de exposição empregado. Para imprimirmos esse código às radiografias, empregamos Decadry (Irmac - Representação e Comércio Ltda., São Paulo).

A seguir, exibimos as radiografias para sete avaliadores (quatro radiologistas e três alunos de pós-graduação em Radiologia Odontológica) que as classificaram em ótimas, boas, regulares e ruins, no que dizia respeito à qualidade de imagem, levando-se em consideração o contraste das mesmas. Para essa avaliação as radiografias foram dispostas em bancadas, com negatoscópios, e os avaliadores marcavam em uma ficha (cujo modelo se encontra no Apêndice) que continha os códigos das radiografias e as possíveis classificações. As Figuras 1 e 2 mostram duas séries de radiografias empregadas no trabalho. Cada avaliador teve o tempo que precisasse para analisar todas as radiografias (32 séries de quatro radiografias e uma série de três radiografias, pois uma delas foi danificada durante processamento). A análise foi realizada individualmente. O resultado

dessa avaliação pode ser visto na Tabela 1. As radiografias com tempo de exposição de 12 impulsos e seis impulsos foram consideradas regulares e ruins, respectivamente pela maioria dos avaliadores, ao passo que as radiografias com 30 e 24 impulsos foram consideradas ótimas e boas. Assim, dentre as radiografias de seis e 12 impulsos selecionamos aleatoriamente 30 e 28, respectivamente, que foram submetidas ao processo de digitalização de imagem e subsequente tratamento. Durante esse procedimento, perdemos uma imagem do grupo de seis impulsos por problemas de focalização.



FIGURA 1 - Fotografia das radiografias tomadas com seis impulsos (7ap), 12 impulsos (7ac), 24 impulsos (7an) e 30 impulsos (7ae)



FIGURA 2 - Fotografia das radiografias tomadas com seis impulsos (3ap), 12 impulsos (3ao), 24 impulsos (3ar) e 30 impulsos (3au)

## b) Digitalização, técnica de tratamento e avaliação das imagens

As radiografias foram digitalizadas por meio de um sistema digital de imagem - Eikonix® (Kodak Eikonix Corp., Bedford, Mass., USA) com câmera EC850, acoplada a uma controladora e ao microcomputador (AT286 - IBM) (Figura 3). Consideramos uma área de 1000 colunas por 800 linhas, focalizando toda a imagem radiográfica, que gerou uma imagem digitalizada de 800 Kbytes (KB). A calibragem e o foco do aparelho foram realizados de acordo com o manual do operador\*.

As imagens digitalizadas foram convertidas em arquivos com extensão “.PCX” e armazenadas em disquetes flexíveis, para posterior tratamento por meio de um *software* comercialmente disponível (PhotoStyler Special Edition - Aldus Corporation, Seattle, Washington) (Figura 4), instalado em um microcomputador 386 DX 40, com disco rígido de 213 Mbytes (MB), empregando-se principalmente as seguintes ferramentas: de sintonia (*tune*) para trabalhar com brilho e contraste, mapa de distribuição de cinza, correção de cinzas e

---

\* EIKONIX CORPORATION. Eikonix EC78/79 and EC850 digital imaging camera systems: operator's guide. Bedford, Mass., 1987.

equalização; *zoom*, para possibilitar magnificação de uma área de interesse; também foi empregado o filtro de suavização (*smoothing / averaging* 4 x 4, 2 x 2 ou 3 x 3 *pixels*) (Figuras 5 e 6). Essas melhorias foram realizadas conforme sugestões do manual de operações do programa, de acordo com Ihrig & Ihrig<sup>22</sup> (1992). As imagens foram compactadas utilizando-se o *software* Pkzip (Versão 2.04g - Pkware Inc.), para que ocupassem menor espaço nos discos (rígido e flexíveis). O tratamento de imagens foi realizado pelo autor; as imagens tratadas foram arquivadas no disco rígido e posteriormente agrupadas aleatoriamente em grupos de seis, sendo três imagens originais (não tratadas) e suas correspondentes já tratadas, para serem exibidas aos mesmos avaliadores que já tinham analisado as radiografias anteriormente (Figura 7). Cada avaliador, da mesma forma que antes, despendeu o tempo que precisasse para analisar todas as imagens, observando a tela do monitor (SyncMaster 3 - Samsung), SVGA, de alta resolução, vinculado à placa de interface de vídeo de alta resolução (Trident - 1 MegaByte). Os dados obtidos foram marcados pelo avaliador em ficha que continha os códigos das imagens e espaço para ser anotado a classificação merecida; modelo dessa ficha pode ser encontrado no Apêndice. Aos examinadores foi



solicitado que considerassem a qualidade das imagens e se as mesmas eram ou não adequadas para elaboração de diagnóstico.



FIGURA 3 - Fotografia do equipamento empregado no trabalho onde pode ser observado em a a câmara para digitalização e em b a controladora da câmara, interligadas ao computador

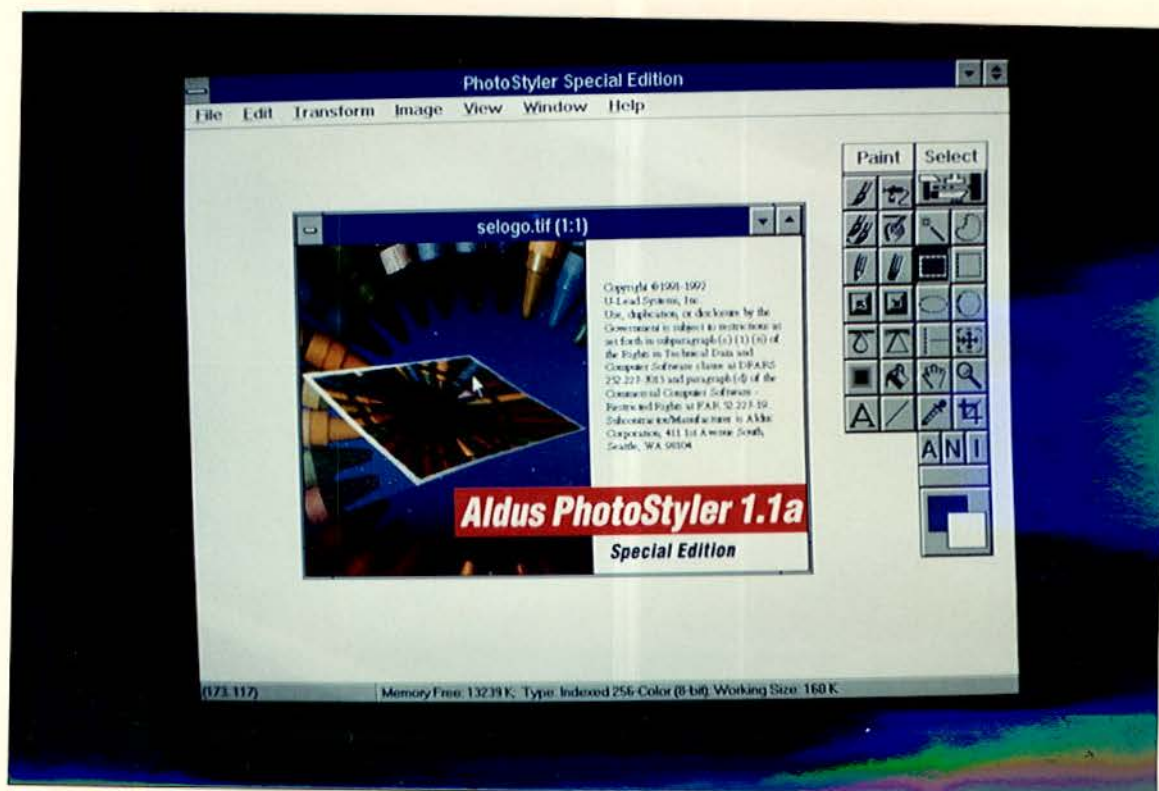


FIGURA 4 - Fotografia da tela de abertura do programa de computador empregado no trabalho

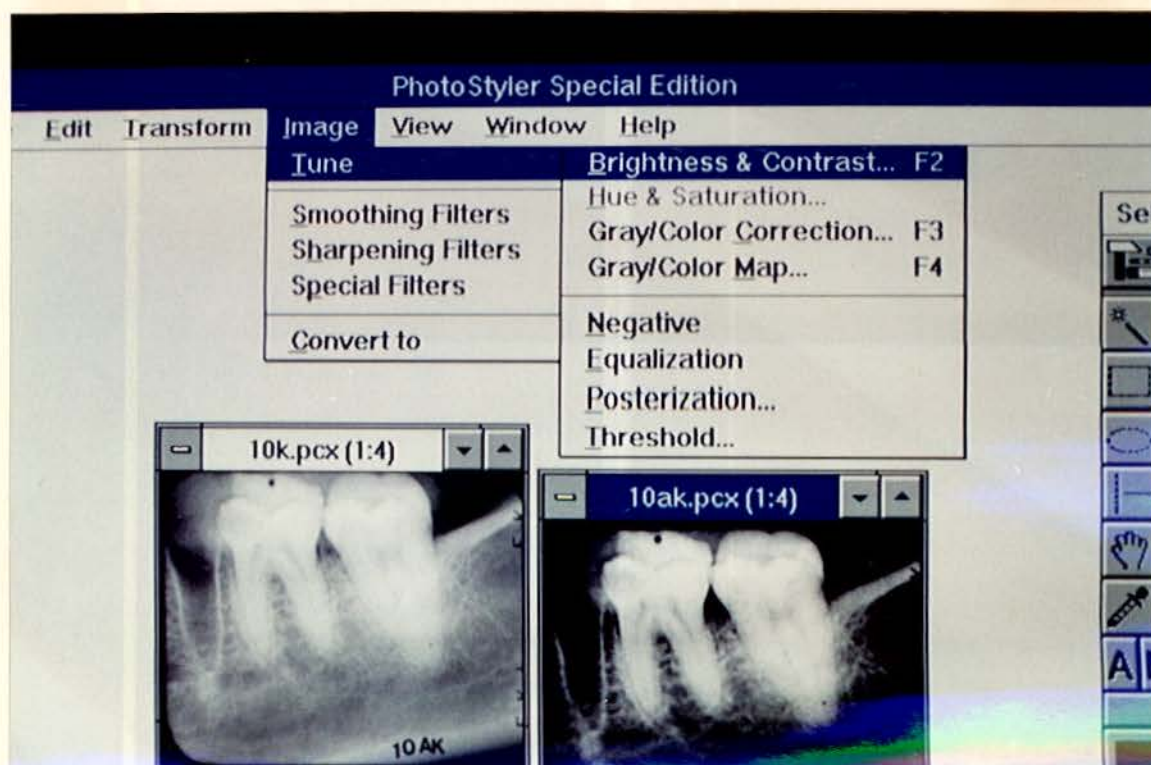


FIGURA 5 - Fotografia onde pode-se observar na tela o programa exibindo as diversas ferramentas para tratamento de imagem



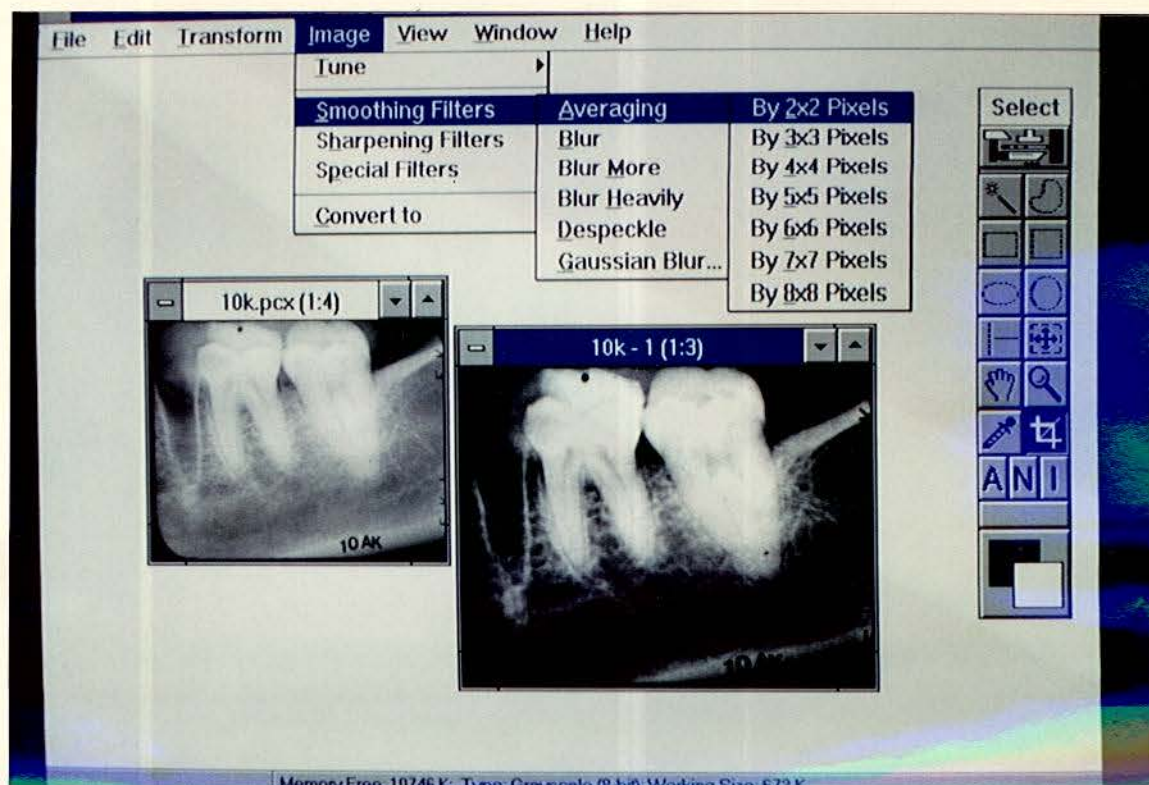


FIGURA 6 - Semelhantemente à Figura 5, esta fotografia mostra ferramentas relacionadas com filtros de suavização empregados para tratamento de imagem

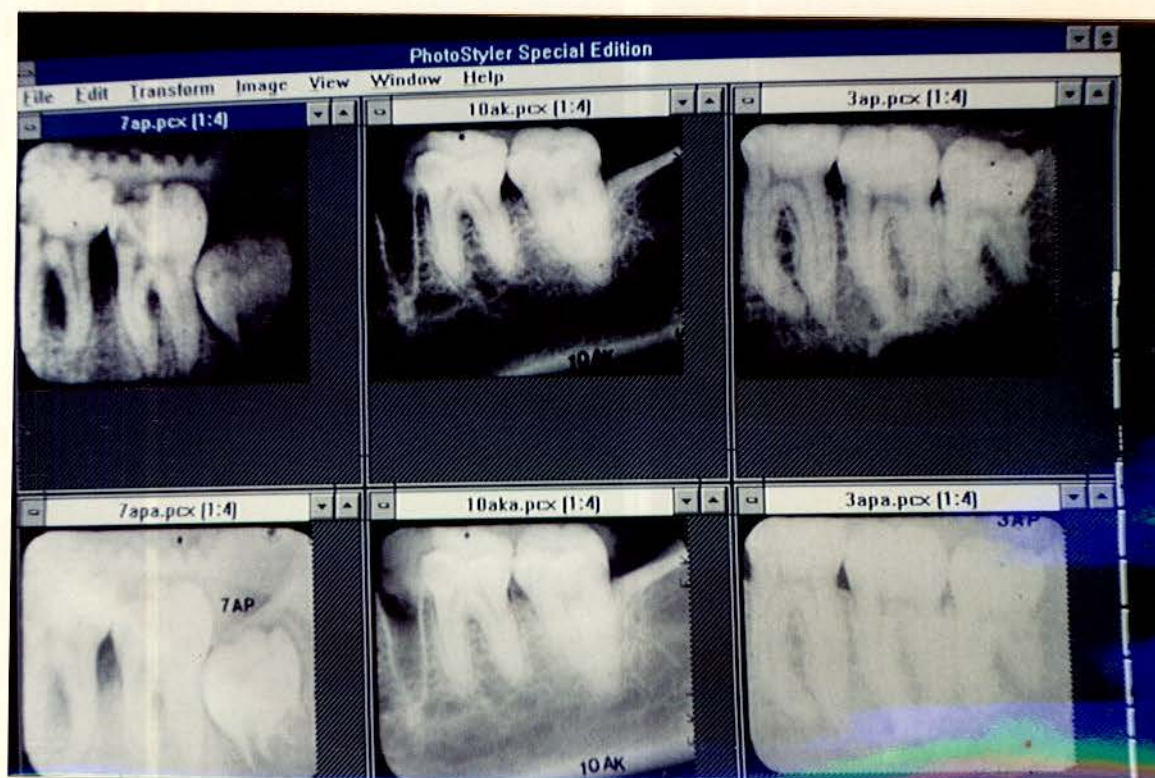


FIGURA 7 - Fotografia da tela do monitor mostrando seis imagens - três tratadas (superiores) e três não tratadas (inferiores), exibidas aos avaliadores

### c) Tratamento estatístico

Foi aplicado o teste kappa de Cohen\* de acordo com Bulman & Osborn<sup>5</sup> (1989), para verificar a proporção de acordo entre os avaliadores quanto à classificação das imagens após o tratamento digital.

---

\* COHEN, J. A coefficient of agreement for nominal scales. *Educ. Psychol. Measur.* v.20, p.37-46, 1960 apud BULMAN, J.S., OSBORN, J.F. Measuring diagnostic consistence. *Br. Dent. J.*, v.166, p.377-81, 1989.

## 5 RESULTADOS

A análise das radiografias pelos examinadores mostrou que as tomadas com 24 e 30 impulsos de tempo de exposição foram consideradas ótimas e boas. Uma pequena percentagem desse grupo foi considerada regular (7% ao todo). As radiografias tomadas com seis e 12 impulsos foram consideradas como regulares e ruins (Tabela 1).

Quando foi julgada a qualidade das imagens digitalizadas após o tratamento, verificou-se que as imagens equivalentes às radiografias tomadas com seis e 12 impulsos, foram consideradas adequadas (em 98% das vezes).

Quando se julgou a qualidade das imagens digitalizadas e tratadas para verificar se eram adequadas ou não para interpretação e elaboração de diagnósticos, observou-se resultados diferentes entre os dois grupos estudados. Assim, dentre as imagens relacionadas às radiografias tomadas com seis impulsos obtivemos 49% de imagens consideradas adequadas e 51% consideradas inadequadas; no grupo

das imagens equivalentes às radiografias tomadas com 12 impulsos, verificou-se que 80% delas foram consideradas adequadas e 20% consideradas inadequadas. As Figuras 8 e 9 mostram esses resultados e permitem compará-los com as avaliações dadas previamente às respectivas radiografias. Para isso, reclassificamos as radiografias consideradas ótimas e boas como *adequadas* e as regulares e ruins como *inadequadas*.

O teste kappa de Cohen mostrou que em 71,5% dos casos houve moderado e bom acordo ( $\text{kappa} > 0,4$ ) entre os avaliadores, no julgamento da qualidade das imagens originadas das radiografias tomadas com seis impulsos quanto à possibilidade de serem usadas como auxiliares no diagnóstico. No grupo das imagens equivalentes às radiografias tomadas com 12 impulsos, moderado e bom acordo entre os avaliadores ocorreu em 24% dos casos.

Tabela 1 - Resultados da observação do número total de radiografias da amostra, quanto à sua qualidade radiográfica, considerando-se a variação do tempo de exposição

|         | 30 impulsos         | 24 impulsos         | 12 impulsos         | 06 impulsos                |
|---------|---------------------|---------------------|---------------------|----------------------------|
| Ótima   | <b>174 (75,32%)</b> | 57 (25,33%)         | 02 (0,86%)          | 00 (0,00%)                 |
| Boa     | 50 (21,64%)         | <b>159 (70,66%)</b> | 16 (6,95%)          | 01 (0,43%)                 |
| Regular | 07 (3,03%)          | 09 (4,00%)          | <b>195 (84,78%)</b> | 12 (5,19%)                 |
| Ruim    | 00 (0,00%)          | 00 (0,00%)          | 17 (7,39%)          | <b><u>218 (94,37%)</u></b> |

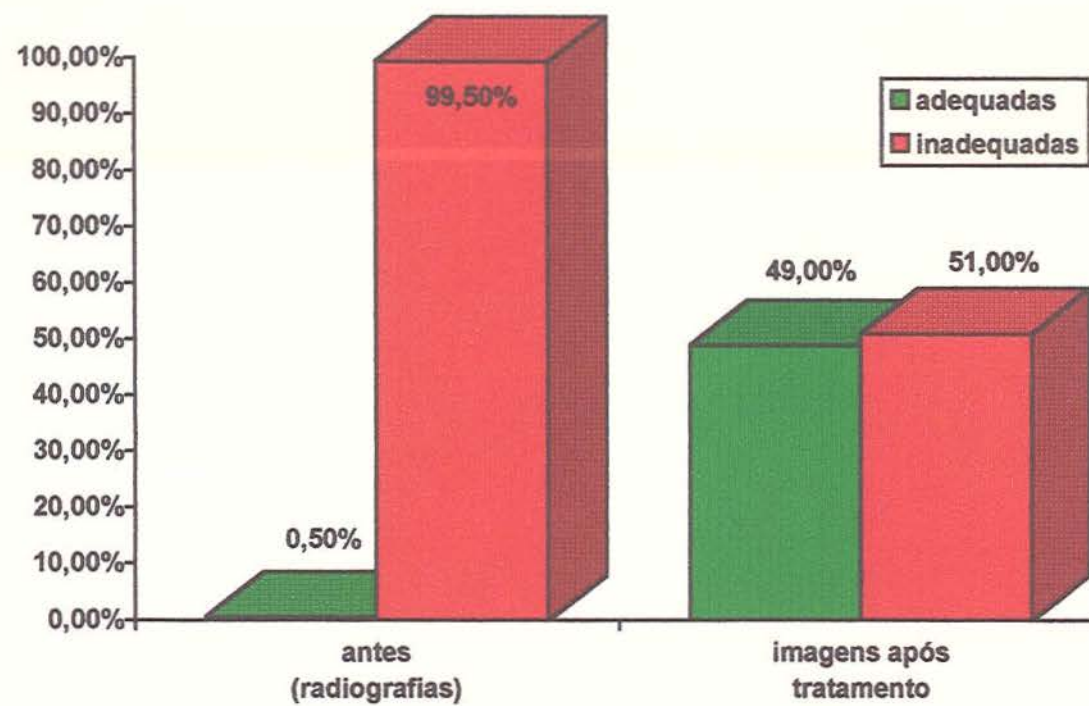


FIGURA 8 - Resultados da avaliação das radiografias de 6 impulsos (antes) e de suas respectivas imagens digitalizadas após o tratamento, expresso em porcentagem



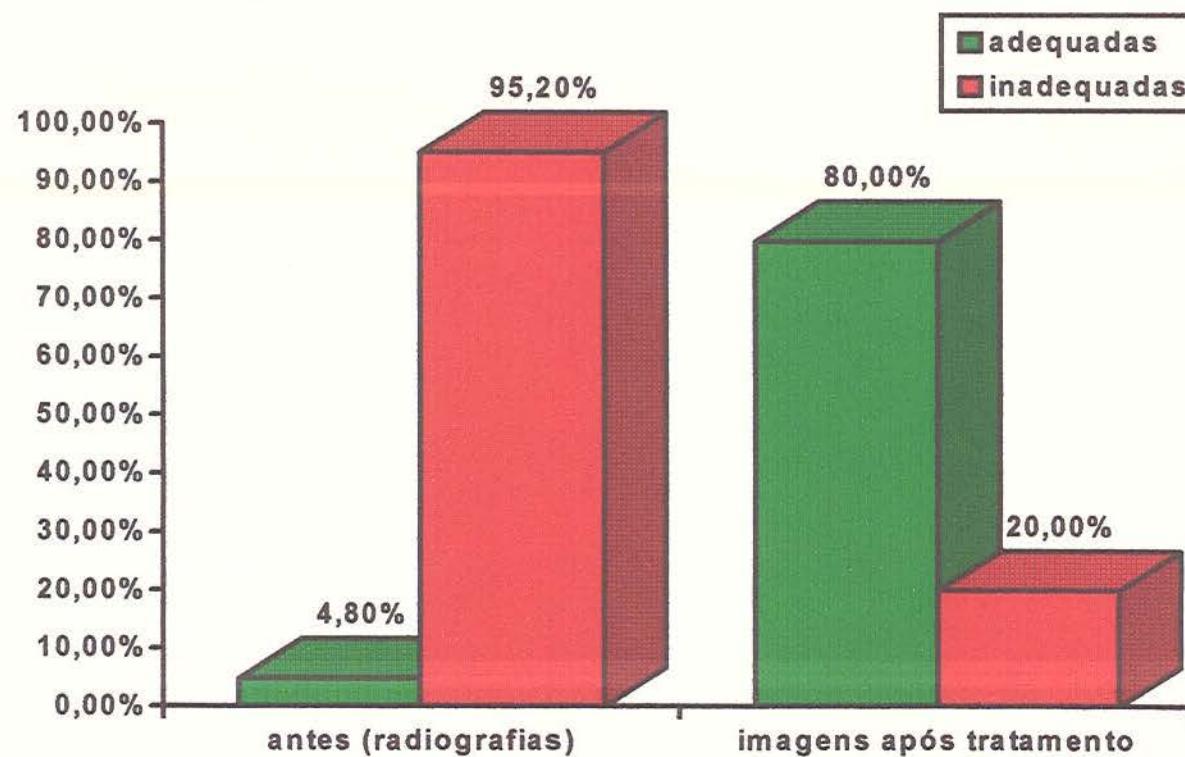


FIGURA 9 - Resultados da avaliação das radiografias de 12 impulsos (antes) e de suas respectivas imagens digitalizadas após o tratamento, expressos em porcentagem

## **6 DISCUSSÃO**

A Tabela 1 nos mostra que as radiografias tomadas com 30 e 24 impulsos de tempo de exposição foram consideradas ótimas e boas com as porcentagens de 97% (30 impulsos) e 96% (24 impulsos). No que diz respeito às de 12 e seis impulsos, os avaliadores as consideraram regulares e ruins na maioria dos casos (92% e 99,5% respectivamente). Baseando-nos nisso, submetemos à digitalização de imagem uma parte da amostra que continha as radiografias tomadas com seis e 12 impulsos de tempo de exposição. A nosso ver, as radiografias consideradas boas, não precisam ser submetidas a tratamento de imagem, concordando com a opinião de Fujita et al.<sup>13</sup> (1988). Isso não significa que essas radiografias não possam ser digitalizadas para outros propósitos como por exemplo armazenagem de informação (arquivamento), para facilidade de planejamento do caso junto ao paciente, transmissão via satélite para qualquer local, que são vantagens oferecidas pelo sistema de processamento digital de imagens.

As imagens oriundas das radiografias tomadas com seis e 12 impulsos, consideradas inadequadas pelos avaliadores, são

freqüentemente obtidas no dia a dia do consultório conforme Lavelle & Wu<sup>24</sup> (1994), quer seja por baixa exposição aos raios X, pouco tempo em contato com a solução reveladora ou por emprego de soluções velhas ou com muito uso. O que é característico nessas imagens é a falta de contraste. O contraste é considerado por Webber<sup>44</sup> (1982) uma medida fundamental de qualidade de imagem que está diretamente relacionada à capacidade dos observadores detectarem pequenas mudanças de interesse diagnóstico. A falta de contraste também significa *pouca variação na escala de cinza* conforme Degering<sup>9</sup> (1962). Em termos de processamento digital de imagens, a distribuição dos vários níveis de cinza de uma imagem pode ser visualizada em um histograma, ou seja, um gráfico bidimensional de barras paralelas, com a abscissa representando a variação dos tons de cinza (que no nosso caso, por se tratar de imagens de oito bits, varia de zero a 255) e a altura de cada barra correspondendo no eixo das ordenadas à quantidade de *pixels* para uma determinada tonalidade de cinza. Nas imagens com falta de contraste, a distribuição de níveis de cinza fica comprimida em uma porção relativamente reduzida do intervalo zero-255 (Figura 10). Crósta<sup>8</sup> (1992) afirma: “o sistema visual humano só consegue discriminar cerca de 30 tons de cinza, e assim mesmo só

quando eles são bastante espalhados em relação ao intervalo zero-255". Assim, semelhantemente ao que faz Crósta<sup>8</sup> (1992) com as imagens de sensoriamento remoto, para que as informações contidas em uma imagem com baixo contraste possam ser aproveitadas por um analista humano, o seu histograma comprimido deve ser expandido para ocupar todo o intervalo disponível. É dessa forma que aumentamos o contraste (Figura 11).

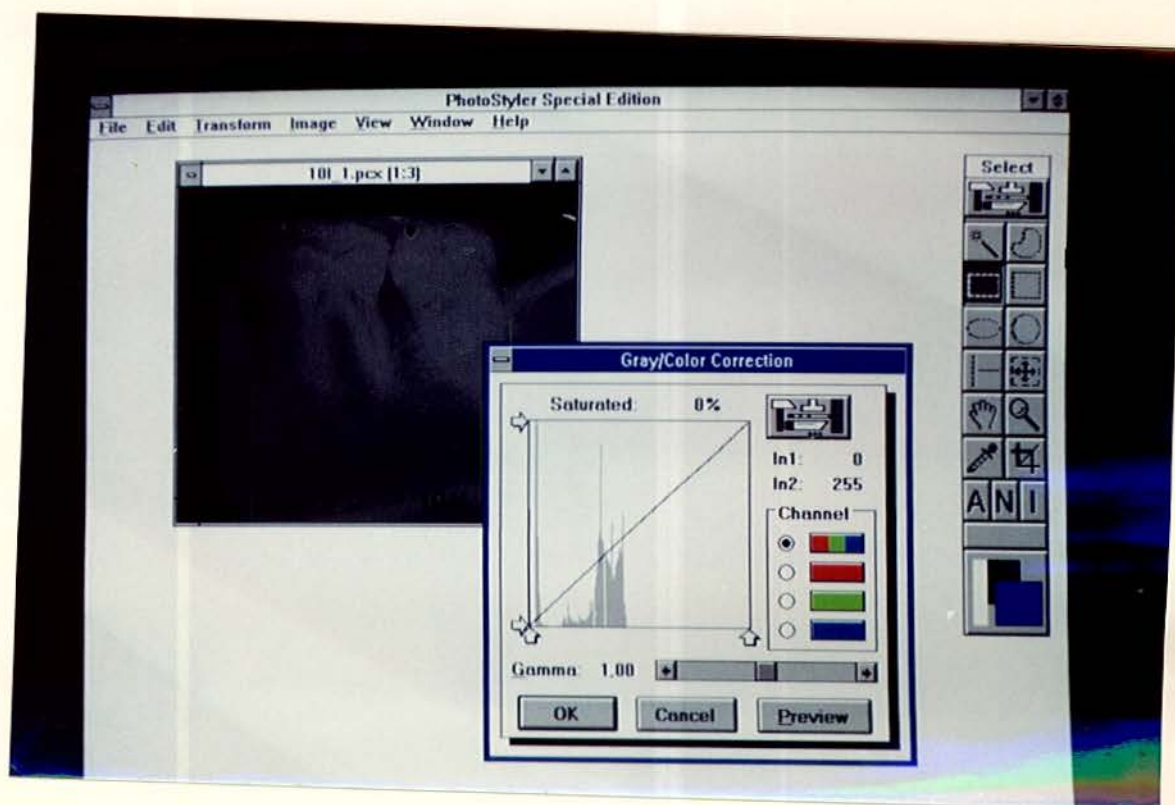


FIGURA 10 - Fotografia mostrando uma imagem (equivalente a uma radiografia tomada com seis impulsos) com pouco contraste. Nota-se no histograma a distribuição de níveis de cinza comprimida dentro do intervalo 0-255



FIGURA 11 - Fotografia de uma imagem tratada (correspondente à imagem da figura 10 sem tratamento) mostrando melhora de contraste. Nota-se no histograma que os níveis de cinza se mostram bem distribuídos no intervalo de 0-255

Os resultados por nós obtidos estão de acordo com os encontrados na literatura por autores que realizaram estudos semelhantes. Ram<sup>30</sup> (1982) trabalhando com radiação ionizante na área médica verificou que a dose de radiação pode ser reduzida em até 50%. Gröndahl et al.<sup>17</sup> (1983) empregando a técnica de digitalização e subtração de imagens de seis bits (64 níveis de cinza) verificaram que o método além de possibilitar redução da exposição aos raios X, *melhorava a detecção de lesões consideradas impossíveis de serem*



*detectadas visualmente.* Cocklin et al.<sup>7</sup> (1983) empregando processamento digital de imagens em radiografias do tórax verificaram que por meio de intensificação do contraste e equalização do histograma, a necessidade de múltiplos exames pode ser evitada, reduzindo a dose de raios X ministrada ao paciente. Em sua pesquisa em mandíbulas de porcos, Wenzel<sup>48</sup> (1988) trabalhando com intensificação de imagens radiográficas de oito bits, notou que a redução do tempo de exposição de 75% produzia resultados semelhantes aos das radiografias e imagens equivalentes de densidade ótima, quanto a precisão diagnóstica. Schaefer et al.<sup>36</sup> (1989) empregando 44% de redução do tempo de exposição em *phantom*, obtendo imagens de 10 bits, nas quais melhoraram a densidade óptica, observaram que eram iguais ou superiores (melhores) segundo a opinião de nove avaliadores, às radiografias convencionais do tórax.

O principal objetivo do tratamento digital de imagens dado às imagens com baixo contraste neste estudo foi verificar se elas poderiam ser melhoradas quanto à qualidade e possibilidades de serem empregadas como auxiliar no diagnóstico. Para esse propósito, as ferramentas mais empregadas foram as que possibilitavam melhoria de contraste. Embora o programa de computador empregado não seja

específico para tratamento de imagens radiográficas, se mostrou muito útil quanto a esse aspecto, pois continha todos os recursos necessários para executar essa tarefa. As mesmas ferramentas foram utilizadas com os mesmos propósitos por vários pesquisadores, tais como Coklin et al.<sup>7</sup> (1983), Coklin et al.<sup>6</sup> (1984), Ruttiman et al.<sup>34</sup> (1986), Braunstein et al.<sup>4</sup> (1988), Fujita et al.<sup>13</sup> (1988) e Wenzel<sup>48</sup> (1988).

Uma dificuldade encontrada no decorrer da pesquisa, foi o da armazenagem de dados. As imagens digitalizadas por nós obtidas ocupam um espaço equivalente a aproximadamente 800 KB, que correspondem a mais da metade de um disquete de três polegadas e meia (capacidade de 1,4 MB). No entanto, pudemos contar com o recurso de compactação das imagens, conforme descrito no capítulo Material e Métodos, que passaram a ter em média 510 KB cada uma. Na literatura, temos encontrado sugestões para solucionar esse problema, empregando discos ópticos de dupla face tipo *WORM* (*write once, read many times*), com 950 MB, conforme citaram Nelvig et al.<sup>27</sup> (1992). Segundo Ihrig & Ihrig<sup>22</sup> (1992), a única desvantagem desses discos é que não permitem que os arquivos sejam reescritos.

A aparelhagem necessária para o procedimento de digitalização das radiografias é onerosa e ocupa bastante espaço físico (Figura 3);

devido a isso, existe dificuldade no emprego desse procedimento na rotina clínica, prestando-se muito para a pesquisa, conforme foi mostrado na Revisão da Literatura. No entanto, com o desenvolvimento tecnológico acelerado esse problema tem sido equacionado, principalmente com o surgimento da técnica digital direta, ou de conversores analógico-digitais portáteis, possibilitando o uso nos consultórios odontológicos.

O tempo despendido para completar todo o procedimento, desde a tomada radiográfica até a visualização final da imagem tratada, é muito longo, o que reforça a idéia da dificuldade de utilização como rotina. Verrier et al.<sup>43</sup> (1989) comentaram que para um usuário experiente digitalizar um par de radiografias e analisar um simples defeito ósseo nas 2 imagens, despendia-se 15 minutos. Atualmente pode-se reduzir o tempo nesses procedimentos usando a técnica digital direta, que dispensa os banhos de revelação e fixação da técnica convencional.

Nem todas as imagens radiográficas submetidas ao tratamento na nossa pesquisa foram consideradas adequadas para elaborar diagnósticos gerais, embora, todos concordaram que houve melhora no contraste. A explicação que podemos dar para esse fato, concorda com o que nos explica Crósta<sup>8</sup> (1992) quando relata sua experiência com



imagens de sensoriamento remoto submetidas a tratamento digital: “deve-se enfatizar que o aumento de contraste não irá nunca revelar informação nova que não esteja já contida na imagem original. A função dele é apenas apresentar a mesma informação contida nos dados brutos, porém, de uma forma mais claramente visível ao intérprete”. Julgamos que algumas das radiografias tomadas com seis e 12 impulsos, cujas imagens não puderam ser melhoradas pelo tratamento digital, não tinham informação suficiente para serem melhoradas, pois o tempo de exposição foi pequeno, insuficiente para os raios X atravessarem todas as estruturas e sensibilizarem os filmes.

O teste bioestatístico (kappa de Cohen) aplicado nesta pesquisa é considerado o mais confiável modo de avaliar acordo geral entre examinadores, conforme Bulman & Osborn<sup>5</sup> (1989). Os resultados mostraram que moderado e bom acordo ( $\text{kappa} > 0,4$ ) ocorreram em cerca de 70% entre os examinadores quando avaliaram os resultados do tratamento digital das imagens obtidas com seis impulsos. Quanto as imagens de 12 impulsos, moderado e bom acordo ocorreram em 24% das combinações entre os examinadores, o que nos mostra falta de calibração entre eles. De fato, nesta pesquisa não foram realizados esforços nesse sentido, o que não impediu de mostrar a eficácia do

tratamento realizado, levando-se em conta que verificar e classificar a qualidade de uma imagem é um ato extremamente subjetivo e que pode apresentar grande variação. Como dentre as imagens obtidas com seis impulsos existia maior número de imagens consideradas inadequadas para auxiliarem a elaboração de diagnósticos, e nesta classe houve maior acordo entre os examinadores, poderíamos concluir que, há mais certeza para *condenar* uma imagem inadequada que para julgá-la como ótima, mas, essa conclusão seria precipitada e novas experiências precisam ser realizadas sobre esse aspecto, incluindo treinamento de familiarização dos avaliadores com o computador para aprimorar a interpretação usando a tela do monitor ou mesmo tratar imagens de casos radiográficos com diagnóstico conhecido e submetê-las à análise dos avaliadores.

## **7 CONCLUSÕES**

Dentro da metodologia empregada neste trabalho pode-se concluir que:

- ◆ É possível reduzir o tempo de exposição aos raios X em 60% obtendo um percentual de imagens com qualidade radiográfica para elaboração de diagnóstico da ordem de 80%.
- ◆ A redução de 80% do tempo de exposição nos permite obter 50% de imagens consideradas de qualidade para elaboração de diagnóstico.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

- 1 ANDO, S. et al. Computer analysis of radiographic images. *J. Nihon Univ. Sch. Dent.*, v.10, p.65-70, 1968.
- 2 ANDO, S. et al. Computerized numerical evaluation of radiographic images: the destruction and reduction of bone tissues in periodontal areas. *J. Nihon Univ. Sch. Dent.*, v.11, p.41-7, 1969.
- 3 BRÄGGER, U. Digital imaging in periodontal radiography: a review. *J. Clin. Periodontol.*, v.15, p.551-7, 1988.
- 4 BRAUNSTEIN, E.M. et al. Adaptative histogram equalization in digital radiography of destructive skeletal lesions. *Radiology*, v.166, p.883-5, 1988.
- 5 BULMAN, J.S., OSBORN, J.F. Measuring diagnostic consistency. *Br. Dent. J.*, v.166, p.377-81, 1989.
- 6 COCKLIN, M. et al. An image processing system for digital chest X-ray images. *Comput. Programs Biomed.*, v.19, p.3-11, 1984.

---

\* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro. *Referências bibliográficas NBR 6.023*, Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- 7 COCKLIN, M.L. et al. Digital processing of chest radiographs. *Image Vision Comput.*, v.1, p.67-78, 1983.
- 8 CRÓSTA, A.P. *Processamento digital de imagens de sensoramento remoto*. Campinas: IG/UNICAMP, 1992. 170p.
- 9 DEGERING, C.I. Dental roentgenographic film density and clinical diagnosis: a preliminary report. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.15, p.1089-95, 1962.
- 10 DREYER, W.P. Technological advances in the clinical diagnosis of periodontal diseases. *Int. Dent. J.*, v.43, p.557-66, 1993.
- 11 DUBREZ, B. et al. Comparison of photodensitometric with high-resolution digital analysis of bone density from serial dental radiographs. *Dentomaxillofac. Radiol.*, v.21, p.40-4, 1992.
- 12 FUJITA, M. et al. Digital image processing of dentomaxillofacial radiographs. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.64, p.485-93, 1987.
- 13 FUJITA, M. et al. Digital image processing of periapical radiographs. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.65, p.490-4, 1988.

- 14 FURKART, A.J. et al. Direct digital radiography for the detection of periodontal bone lesions. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.74, p.652-60, 1992.
- 15 GREEN, W.B. *Digital image processing: a systems approach*. New York: Van Nostrand Reinhold, 1983. 192p.
- 16 GRÖNDAHL, H.G., GRÖNDAHL, K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v. 55, p.208-13, 1983.
- 17 GRÖNDAHL, H.G., GRÖNDAHL, K., WEBBER, R.L. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.55, p.96-102, 1983.
- 18 GRÖNDAHL, H.G. et al. Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.53, p.219-23, 1982.
- 19 HEDRICK, R.T. et al. Radiographic determination of canal length: direct digital radiography versus conventional radiography. *J. Endodont.*, v.20, p.320-6, 1994.
- 20 HORNER, K. et al. Radiovisiography: an initial evaluation. *Br. Dent. J.*, v.168, p.244-8, 1990.

- 21 HUNT, B.R., JANNEY, D.H., ZEIGLER, R.K. Radiographic image enhancement by digital computers. *Mat. Eval.*, v.31, p.1-5, 1973.
- 22 IHRIG, S., IHRIG, E. *Mastering Aldus PhotoStyler*. New York: Bantam Books, 1992. 548p.
- 23 JEFFCOAT, M.K. Digital radiology for implant treatment planning and evaluation. *Dentomaxillofac. Radiol.*, v.21, p.203-7, 1992.
- 24 LAVELLE, C.L.B., WU, C.-J. When will excellent radiographic images be available to the general dental office? *Dentomaxillofac. Radiol.*, v.23, p.183-91, 1994.
- 25 McHENRY, K. et al. Methodological aspects and quantitative adjuncts to computerized subtraction radiography. *J. Periodontal Res.*, v.22, p.125-32, 1987.
- 26 MONTI, P.L. et al. *Dizionario enciclopedico informatica*. Milano: Gruppo Editoriale Jackson, 1987. 278p.
- 27 NELVIG, P., WING, K., WELANDER, U. Sens-A-Ray: a new system for direct digital intraoral radiography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.74, p.818-23, 1992.

- 28 OHKI, M., OKANO, T., YAMADA, N. A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J. Periodontal Res.*, v.23, p.277-80, 1988.
- 29 ORTMAN, I.F. et al. Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs: a comparison study with  $^{125}\text{I}$  absorptiometry. *J. Periodontal Res.*, v.20, p.644-51, 1985.
- 30 RAM, G. Optimization of ionizing radiation usage in medical imaging by means of image enhancement techniques. *Med. Phys.*, v.9, p.733-7, 1982.
- 31 RAZZANO, M.R., BONNER, P.J. RadioVisioGraphy: video imaging alters traditional approach to radiography. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, v.11, p.398-400, 1990.
- 32 REDDY, M.S. et al. Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.71, p.763-9, 1991.
- 33 ROSLING, B. et al. A radiographic method for assessing changes in alveolar bone height following periodontal therapy. *J. Clin. Periodontol.*, v.2, p.211-7, 1975.



- 34 RUTTIMANN, U.E., WEBBER, R.L., SCHMIDT, E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J. Periodontal Res.*, v.21, p.486-95, 1986.
- 35 SANDERINK, G.C.H. et al. Image quality of direct digital intraoral x-ray sensors in assessing root canal length. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.78, p.125-32, 1994.
- 36 SCHAEFER, C.M. et al. Improved control of image optical density with low-dose digital and conventional radiography in bedside imaging. *Radiology*, v.173, p.713-6, 1989.
- 37 SELZER, R.H. The use of computers to improve biomedical image quality. In: AFIPS CONFERENCE, 1968, FALL JOINT COMPUTER CONFERENCE, 1968, San Francisco, Cal. *Proceedings...* Washington: Thompson, 1968. v.33, p.817-34.
- 38 SMATHERS, R.L., BRODY, W.R. Digital radiography: current and future trends. *Br. J. Radiol.*, v.58, p.285-307, 1985.
- 39 SOH, G., LOH, F-C., CHONG, Y-H. Radiation dosage of a dental imaging system. *Quintessence Int.*, v.24, p.189-91, 1993.

- 40 SOUTHARD, T.E. Radiographic image storage via laser optical disk technology. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.60, p.436-9, 1985.
- 41 TAVANO, O. Filmes e métodos de processamento radiográfico. In: FREITAS, A., ROSA, J.E., FARIA E SOUZA, I. *Radiologia odontológica*. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1988. p.39-60.
- 42 VAN DER STELT, P.F. The microcomputer in the dental office: a new diagnostic aid. *Int. Dent. J.*, v.35, p.103-8, 1985.
- 43 VERRIER, J. et al. A microcomputer system for the analysis of dental radiographs. *Br. Dent. J.*, v.167, p.135-9, 1989.
- 44 WEBBER, R.L. Toward a better understanding of radiographic contrast. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* v.54, p.466-72, 1982.
- 45 WEBBER, R.L., RUTTIMANN, U.E., GRÖNDAHL, H.G. X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes. *J. Periodontal Res.*, v.17, p.509-11, 1982.
- 46 WEBBER, R.L., RUTTIMANN, U.E., GROENHUIS, R.A.J. Computer correction of projective distortions in dental radiographs. *J. Dent. Res.*, v.63, p.1032-6, 1984.

- 47 WENZEL, A. Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review. *Int. Dent. J.*, v.43, p.99-108, 1993.
- 48 WENZEL, A. Effect of image enhancement for detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs. *Scand. J. Dent. Res.*, v.96, p.149-60, 1988.
- 49 WENZEL, A. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. *Tandlægebladet*, v.95, p.527-59, 1991.
- 50 WENZEL, A., LARSEN, M.J., FEJERSKOV, O. Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs. *Caries Res.*, v.25, p.365-71, 1991.
- 51 WENZEL, A. et al. Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, processed radiographs. *Caries Res.*, v.24, p.327-33, 1990.
- 52 WENZEL, A. et al. Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth: a comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs, and RadioVisioGraphy. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v.72, p.621-6, 1991.

## APÊNDICES

Glossário

Modelos de Fichas

## Glossário

**Bit** Derivado do inglês *Binary digIT*. Unidade elementar de informação do sistema binário, assumindo somente os valores 0 e 1. Mediante sequência de bits pode-se representar todas as informações discretas e, com um certo grau de aproximação, todos os valores reais.

**Byte** Termo equivalente a um octeto binário, ou seja, uma sequência de oito bits. Esta unidade de informação é amplamente utilizada na representação de um **caracter** tipográfico, descrição de atributos em elementos de imagens ou pacote de informação digital. Frequentemente representado em múltiplos de 1.000 e 1.000.000 segundo as designações kilobyte (KB) e megabyte (MB) respectivamente.

**Caracter** Letra, número, sinal de pontuação, símbolo matemático ou qualquer símbolo utilizado na representação gráfica.

**Digital** Atributo referente a uma informação expressa mediante um número inteiro, ou seja, de forma discreta. Contrariamente à forma analógica onde, dentro de uma determinada faixa do sinal, a informação assume infinitos valores, um sinal expresso na forma digital apresenta um número inteiro de valores dentro daquela mesma faixa, aproximando-se mais da forma analógica quanto maior for o número de valores atribuídos. Assim, podemos estabelecer uma relação entre o número de pontos e a precisão desejada na representação do sinal. Um sinal digital apresenta as vantagens no seu armazenamento, repetibilidade, precisão e flexibilidade de processamento, uma vez que, se adequa ao ambiente computacional moderno o qual usa a base binária como representação de dados.

**Equalização de histograma** Segundo Crósta<sup>8</sup> (1992) é a função empregada para aumentar o contraste de imagens com extensas áreas de intensidade uniforme. Parte do princípio de que o contraste de uma imagem seria otimizado se todos os níveis de intensidade de cinza fossem igualmente distribuídos, ou seja, todas as barras verticais que compõem o histograma fossem da mesma altura. Porém isso nem sempre é conseguido, mas, uma aproximação pode ser obtida

espalhando os picos do histograma da imagem, deixando intocadas as partes mais “chatas” do mesmo.

**Filtro passa-baixa** Ferramenta utilizada para tratamento de sinais elétricos ou gráficos. Conhecido também como filtro de suavização (do termo inglês *smoothing*) fato pelo qual esse tipo de filtro elimina as altas frequências de um sinal, deixando “passar” somente as baixas frequências. A maior utilização desse tipo de filtro é na remoção de ruídos eletrônicos.

**Histograma da imagem** Gráfico bidimensional de barras paralelas, com a abscissa representando a variação dos tons de cinza (geralmente de 0-255) e a altura de cada barra correspondendo no eixo das ordenadas à quantidade de *pixels* para uma determinada tonalidade de cinza.

**Mouse** Dispositivo manual que permite o controle do posicionamento do cursor em um monitor de vídeo.

**Pixel** Derivado do inglês *PICTure ELement*. Menor unidade de informação de uma imagem, podendo conter informações relativas ao posicionamento de um ponto em uma tela, sua cor, tonalidade, etc..

Um gráfico monocromático, por exemplo, pode ser representado por uma matriz de pontos, onde cada ponto é caracterizado pela localização cartesiana e variação de tons de cinza graduados de zero a 255 níveis, onde o nível zero representaria a cor preta e o 255 a cor branca, num total de 256 níveis de representação dos tons de cinza para cada ponto da imagem. O valor 256 ( $2^8=256$ ) deve-se ao fato de trabalharmos com processamento digital (binário) com pacotes de informações agrupados em conjuntos de oito **bits**, formando cada conjunto um **byte** de informação. A resolução gráfica está diretamente relacionada ao tamanho do byte de informação; se definirmos o byte de informação com 12 bits, teremos uma resolução aprimorada fornecendo 4096 ( $2^{12}=4096$ ) níveis de tons de cinza. O número de pixels é utilizado também como índice de aprimoramento tecnológico de um dispositivo de imagem (televisão, monitor de vídeo, câmera de vídeo, etc.); assim, um monitor de 14 polegadas com resolução de 1.024 *pixels* por 768 *pixels* (1.024 x 768) fornece uma definição gráfica de 2,88 *pixels* por milímetro. Se usarmos esse



monitor com um pacote de informação de oito bits (256 níveis de tons de cinza) teremos uma imagem digitalizada ocupando um espaço em disco magnético de 786 KBytes. Se, em vez, utilizarmos 12 bits , o espaço requerido será de 1.180 KBytes.

***Plotter*** Dispositivo dotado de uma pena e de um tracionador de papel utilizado para o traçado de gráficos ou desenhos.

**Pseudocoloração** Transformação da escala de níveis de cinza em escala de cores, atribuindo-se diferentes cores para intervalos de níveis de cinza.

**Ruído (*Noise*)** Perturbação indesejável casual que interfere em um sinal de informação.

***Software*** Conjunto de rotinas dispostas de uma maneira lógica e interpretadas por um computador, permitindo a resolução de problemas específicos.

### Modelo da ficha para anotação da avaliação das radiografias

Queira considerar o contraste e a qualidade da imagem; Os códigos (nº e letra), estão na sequência das imagens: Superior esquerda, superior direita, inferior esquerda e inf. direita. Primeiro avalie as radiografias (quatro) à esquerda da cartela plástica e a seguir as quatro da direita.

|      | ótima | boa | regular | ruim |
|------|-------|-----|---------|------|
| 11bs |       |     |         |      |
| 11bq |       |     |         |      |
| 11t  |       |     |         |      |
| 11bn |       |     |         |      |
| 14t  |       |     |         |      |
| 14n  |       |     |         |      |
| 14k  |       |     |         |      |
| 14q  |       |     |         |      |
| 13ar |       |     |         |      |
| 13ae |       |     |         |      |
| 13ao |       |     |         |      |
| 13az |       |     |         |      |
| 5cm  |       |     |         |      |
| 5cf  |       |     |         |      |
| 5ct  |       |     |         |      |
| 5ck  |       |     |         |      |
| 10e  |       |     |         |      |
| 10n  |       |     |         |      |
| 10t  |       |     |         |      |
| 10g  |       |     |         |      |
| 11au |       |     |         |      |
| 11ah |       |     |         |      |
| 11ar |       |     |         |      |
| 11ax |       |     |         |      |
| 2bp  |       |     |         |      |
| 2bc  |       |     |         |      |
| 2br  |       |     |         |      |
| 2bi  |       |     |         |      |
| 1bl  |       |     |         |      |
| 1g   |       |     |         |      |
| 1br  |       |     |         |      |
| 1bu  |       |     |         |      |
| 1ad  |       |     |         |      |
| 1ac  |       |     |         |      |
| 1aa  |       |     |         |      |
| 1ab  |       |     |         |      |
| 4bh  |       |     |         |      |
| 4bm  |       |     |         |      |
| 4bf  |       |     |         |      |
| 4bg  |       |     |         |      |
| 12r  |       |     |         |      |
| 12u  |       |     |         |      |
| 12o  |       |     |         |      |
| 12i  |       |     |         |      |

(continua)

|      | (continuação) |     |         |      |
|------|---------------|-----|---------|------|
|      | ótima         | boa | regular | ruim |
| 15ag |               |     |         |      |
| 15ai |               |     |         |      |
| 15al |               |     |         |      |
| 15af |               |     |         |      |
| 4ar  |               |     |         |      |
| 4ai  |               |     |         |      |
| 4az  |               |     |         |      |
| 4ax  |               |     |         |      |
| 5an  |               |     |         |      |
| 5at  |               |     |         |      |
| 5aq  |               |     |         |      |
| 5as  |               |     |         |      |
| 15r  |               |     |         |      |
| 15e  |               |     |         |      |
| 15d  |               |     |         |      |
| 15s  |               |     |         |      |
| 13s  |               |     |         |      |
| 13f  |               |     |         |      |
| 13z  |               |     |         |      |
| 13m  |               |     |         |      |
| 16ar |               |     |         |      |
| 16at |               |     |         |      |
| 16au |               |     |         |      |
| 16ag |               |     |         |      |
| 3au  |               |     |         |      |
| 3ar  |               |     |         |      |
| 3ao  |               |     |         |      |
| 3ap  |               |     |         |      |
| 5bx  |               |     |         |      |
| 5be  |               |     |         |      |
| 5bj  |               |     |         |      |
| 5bp  |               |     |         |      |
| 6q   |               |     |         |      |
| 6v   |               |     |         |      |
| 6s   |               |     |         |      |
| 6p   |               |     |         |      |
| 6ai  |               |     |         |      |
| 6an  |               |     |         |      |
| 6ad  |               |     |         |      |
| 6ak  |               |     |         |      |
| 7ac  |               |     |         |      |
| 7ap  |               |     |         |      |
| 7an  |               |     |         |      |
| 7ae  |               |     |         |      |
| 12ae |               |     |         |      |
| 12ao |               |     |         |      |
| 12ap |               |     |         |      |

(continua)

|      | (continuação) |     |         |      |
|------|---------------|-----|---------|------|
|      | ótima         | boa | regular | ruim |
| 7l   |               |     |         |      |
| 7m   |               |     |         |      |
| 7j   |               |     |         |      |
| 7g   |               |     |         |      |
| 8ah  |               |     |         |      |
| 8aq  |               |     |         |      |
| 8aj  |               |     |         |      |
| 8as  |               |     |         |      |
| 8z   |               |     |         |      |
| 8j   |               |     |         |      |
| 8x   |               |     |         |      |
| 8e   |               |     |         |      |
| 9ap  |               |     |         |      |
| 9ai  |               |     |         |      |
| 9az  |               |     |         |      |
| 9an  |               |     |         |      |
| 9r   |               |     |         |      |
| 9d   |               |     |         |      |
| 9m   |               |     |         |      |
| 9o   |               |     |         |      |
| 10al |               |     |         |      |
| 10af |               |     |         |      |
| 10ak |               |     |         |      |
| 10au |               |     |         |      |
| 16u  |               |     |         |      |
| 16p  |               |     |         |      |
| 16s  |               |     |         |      |
| 16v  |               |     |         |      |
| 14ax |               |     |         |      |
| 14al |               |     |         |      |
| 14av |               |     |         |      |
| 14ap |               |     |         |      |
| 3bf  |               |     |         |      |
| 3bt  |               |     |         |      |
| 3bm  |               |     |         |      |
| 3bs  |               |     |         |      |
| 2aj  |               |     |         |      |
| 2ag  |               |     |         |      |
| 2ah  |               |     |         |      |
| 2am  |               |     |         |      |

Caro observador: muito obrigado!!!

## Modelo da ficha para anotar a avaliação das imagens radiográficas digitalizadas e tratadas

Caro avaliador: Queira avaliar a qualidade da imagem radiográfica e a possibilidade de seu uso para interpretação e elaboração de diagnóstico. Para classificá-las, use as expressões 'adequada' e 'inadequada'. Muito obrigado!

| Nº DA IMAGEM | QUALIDADE | INTERPRETAÇÃO |
|--------------|-----------|---------------|
| 10AK         |           |               |
| 10AL         |           |               |
| 10G          |           |               |
| 10T          |           |               |
| 11AH         |           |               |
| 11AX         |           |               |
| 11BS         |           |               |
| 11T          |           |               |
| 12AO         |           |               |
| 12AP         |           |               |
| 12L          |           |               |
| 13AO         |           |               |
| 13AZ         |           |               |
| 14AK         |           |               |
| 14T          |           |               |
| 15AL         |           |               |
| 15D          |           |               |
| 15G          |           |               |
| 15S          |           |               |
| 16AG         |           |               |
| 16AT         |           |               |
| 16P          |           |               |
| 16S          |           |               |
| 1AC          |           |               |
| 1AD          |           |               |
| 1BL          |           |               |
| 1BO          |           |               |
| 2AG          |           |               |
| 2AH          |           |               |
| 2BC          |           |               |
| 2BP          |           |               |
| 3AO          |           |               |
| 3AP          |           |               |
| 3BS          |           |               |
| 3BT          |           |               |
| 4AX          |           |               |
| 4AZ          |           |               |
| 4BG          |           |               |
| 4BH          |           |               |
| 5AS          |           |               |
| 5AT          |           |               |
| 5CK          |           |               |
| 5CT          |           |               |
| 6AD          |           |               |
| 6AK          |           |               |
| 6P           |           |               |
| 7AC          |           |               |
| 7AP          |           |               |
| 7G           |           |               |
| 7L           |           |               |
| 8AH          |           |               |
| 8AS          |           |               |
| 8X           |           |               |
| 8Z           |           |               |
| 9AP          |           |               |
| 9AS          |           |               |
| 9D           |           |               |
| 9O           |           |               |

Nome:

data:

KERBAUY, W.D. *Processamento digital de imagens de radiografias periapicais sub-expostas aos raios X*. São José dos Campos, 1995. 93p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar se imagens digitalizadas obtidas de radiografias periapicais tomadas com tempo de exposição reduzido podem ser melhoradas com o auxílio de um programa de computador (PhotoStyler) para tratamento digital. Foram empregadas radiografias de áreas de molares e premolares de mandíbulas secas, tomadas em série e padronizadas. Um total de 57 imagens equivalentes às radiografias com tempo de exposição reduzido (60 e 80% do tempo considerado normal), digitalizadas e tratadas, foram submetidas a avaliação de sete examinadores que as compararam com as imagens não tratadas. Verificou-se que cerca de 80% das imagens equivalentes às radiografias tomadas com redução de 60% da dose habitual foram consideradas de qualidade para elaboração de diagnóstico. Quanto às imagens radiográficas tomadas com 80% de redução do tempo de exposição, cerca de 50% foram consideradas adequadas para o mesmo propósito.

Palavras- chave: Intensificação de imagem radiográfica; processamento de sinais assistido por computador; interpretação de imagem radiográfica assistida por computador; radiografia dentária.

KERBAUY, W.D. *Digital image processing of perapical radiographs with low dose of radiation*. São José dos Campos, 1995. 93p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

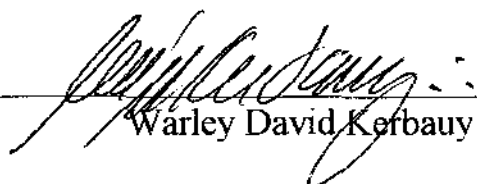
### ***ABSTRACT***

The aim of this study was to evaluate whether digitized images obtained from periapical radiographs taken with low dose of radiation could be improved with the aid of a computer software (PhotoStyler) for digital treatment. Serial and standardized radiographs of molar and premolar areas were studied. A total of 57 images equivalent to the radiographs taken with reduced exposure time (60 and 80% of the time considered normal), digitized and treated, were submitted to the evaluation of seven examiners which compared them with those images without treatment. It was verified that about 80% of the images equivalent to the radiographs taken with 60% reduction of ordinary exposure time were considered to having quality for supporting diagnosis. As for the images taken with 80% reduction of ordinary exposure time, about 50% of them were considered suitable for the same purpose.

*Key words:* Radiographic image enhancement; signal processing, computer-assisted; radiographic image interpretation, computer-assisted; radiography, dental.

Autorizo a reprodução deste trabalho

São José dos Campos, 04 de maio de 1995.

  
Warley David Kerbaury