

ANA PAULA RIBEIRO BRAOSI

**DETECÇÃO DE REABSORÇÃO RADICULAR EXTERNA SIMULADA EM
RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS E DIGITALIZADAS COM APLICAÇÃO DE
RECURSOS DE MANIPULAÇÃO DA IMAGEM**

CURITIBA

2003

ANA PAULA RIBEIRO BRAOSI, C. D.

**DETECÇÃO DE REABSORÇÃO RADICULAR EXTERNA SIMULADA EM
RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS E DIGITALIZADAS COM APLICAÇÃO DE
RECURSOS DE MANIPULAÇÃO DE IMAGEM**

**Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Odontologia da
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
como parte dos requisitos para a obtenção
do título de Mestre em Odontologia.**

**Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Couto
Souza**

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

CURITIBA

2003

“O desejo é a chave da motivação, mas é a determinação e o engajamento na inquebrantável busca do seu objetivo – um compromisso com a excelência – que o fará chegar ao sucesso que você procura”.

Mário Andretti

DEDICO ESTE TRABALHO:

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

À minha mãezinha ROGÉRIA (um ANJO DE DEUS), que desde cedo, com seu amor incondicional, ensinou-me o real valor da educação e do conhecimento, sempre me incentivando a seguir e lutar pelos meus objetivos e não esmorecer nunca, mesmo quando os obstáculos parecerem imensos. Dedico também o meu eterno agradecimento.

Ao meu queridíssimo pai RENATO, pelo esforço na incansável tarefa de nos educar e pelo grandioso legado de amor dedicado a mim e a meus irmãos.
Meus pais são dois instrumentos do amor de Deus em minha vida.

Aos meus irmãos amados, CLÁUDIA E RENATO JÚNIOR, os quais sempre estiveram presentes com suas palavras de carinho, seu conforto e dedicação, nos momentos bons e nos maus, nas risadas e no choro, em qualquer lugar.

A toda a minha família, que sempre participou com orgulho dos meus progressos.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Escola onde obtive minha formação profissional completa, desde a graduação, e que considero meu segundo lar.

Ao magnífico Reitor da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Prof. Dr. Ivo Clemente Juliato, e ao diretor do curso de Odontologia, Prof. Dr. Monir Tacla.

À CAPES, pelo fornecimento da Bolsa de Estudos que possibilitou que este curso de Mestrado pudesse ser realizado.

Ao diretor do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Prof. Dr. Sérgio Roberto Vieira, pelo grande empenho profissional e pessoal na realização dos cursos de Pós-Graduação.

Agradeço especialmente ao coordenador do mestrado em Estomatologia, Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen pela credibilidade em minha pessoa, pelas oportunidades a mim oferecidas e pela co-orientação deste trabalho.

Também agradeço especialmente ao Prof. Dr. Paulo Henrique Couto Souza pelo incentivo a cada dia, pela preciosa atenção a mim prestada e pela dedicada e valiosa orientação neste trabalho, tornando-o uma realidade.

Agradeço imensamente à Prof^a. Dr^a. Nilza Pereira da Costa, por ter aceito o convite para fazer parte da banca examinadora e dispender seu precioso tempo com esta dissertação, engrandecendo-a sobremaneira.

Ao Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka, pelas grandiosas contribuições pessoais neste trabalho, desde a confecção do projeto até o momento da sua defesa.

Ao Professor Tertuliano Ricardo Lopes, que sempre acreditou em minha pessoa, sempre me incentivou e sempre me acolheu com seu abraço amigo e suas palavras de carinho.

Agradeço especialmente também à amiga Sibebe Pereira de Oliveira, pela grandiosa contribuição na realização do meu trabalho, facilitando-o sobremaneira.

À Prof^a Dr^a Vânia Portela Ditzel Westphalen pela imensa gentileza de ter me cedido uma parte valiosa do seu trabalho.

Às Prof^{as}. Dr^{as}. Maria Ângela Naval Machado, Marina Oliveira Ribas, Beatriz França e Ana Maria Grégio que, com muita simpatia e apreço, muito contribuíram para o meu crescimento profissional.

Aos Profs. Drs. Antônio Adilson Soares de Lima, Wilson Denis Benato Martins, Edvaldo Antônio Ribeiro Rosa e Rodrigo Nunes Rached que me transmitiram muitos conhecimentos e me ajudaram em minha formação.

Ao Dr. Laurindo Moacir Sassi que acreditou em minha capacidade e aceitou-me como estagiária no Hospital Erasto Gaertner, possibilitando um grandioso crescimento pessoal e profissional.

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

Aos meus cunhados Christiane Sans Vinoski e Muriel Heibel que, com sua simpatia e cuidado, tornaram-se parte de nossa família.

Aos meus queridos amigos Eduardo Campagnoli, Rodrigo Sandrin e Ana Maria Corrêa Braga, que me apoiaram nas minhas quedas, levantaram-me e encorajaram-me a prosseguir, dando o mais puro exemplo de fraternidade...

Aos colegas e amigos de turma Júlia Ribas César Durscki, Maria Helena de Sousa, Alessandro Hyczy Lisboa, Roberley Araújo Assad e Tiago Linhares de Camargo, pela força e apoio dedicados ao longo do curso.

À professora Ana Lúcia Tolazzi, que sempre me incentivou em minha vida profissional e pessoal e é um referencial para mim.

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

A todos os Funcionários da Clínica Odontológica da PUCPR, especialmente à Adilair Kiel, Allan Rodrigo Gonçalves Cordeiro, Elizabeth Cordeiro, Manuel González, o Manolo, e Elizabeth Menegolo, a Betinha, pelo auxílio na realização do trabalho e pelo apoio e assistência prestados, sempre com boa vontade

Aos colegas Ulisses Xavier da Silva Neto, Kassandra Assolari Costa e Leonardo Costa Saraiva de Oliveira por terem dispendido seu precioso tempo e em muito contribuído para a realização deste trabalho.

Aos meus colegas Profs. Drs. Allan Fernando Giovanini e Cassius Carvalho Torres-Pereira, por compreenderem os momentos de sufoco e auxiliarem-me no que fosse preciso.

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

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

Muito obrigada.

SUMÁRIO

	Pág.
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	xi
LISTA DE TABELAS	xiii
LISTA DE FIGURAS	xiv
LISTA DE APÊNDICES	xv
RESUMO	xvi
ABSTRACT	xvii
1 INTRODUÇÃO	2
2 REVISÃO DA LITERATURA	8
2.1 IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL.....	8
2.2 RECURSOS DE ALTERAÇÃO DA IMAGEM DIGITAL.....	15
2.3 DIGITALIZAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS.....	30
2.4 DIAGNÓSTICO DE REABSORÇÕES RADICULARES EXTERNAS POR IMAGENS.....	43
3 PROPOSIÇÃO	56
4 MATERIAL E MÉTODOS	58
4.1 OBTENÇÃO DAS RADIOGRAFIAS.....	58
4.2 DIGITALIZAÇÃO E ARQUIVAMENTO DAS IMAGENS.....	61
4.3 APLICAÇÃO DOS RECURSOS DE MANIPULAÇÃO E REALCE DAS IMAGENS.....	64
4.4 ANÁLISES RADIOGRÁFICAS.....	67
5 RESULTADOS	70
6 DISCUSSÃO	76
6.1 RADIOGRAFIAS DIGITAIS E DIGITALIZADAS E APLICAÇÃO DE RECURSOS DE MANIPULAÇÃO E REALCE DAS IMAGENS.....	76
6.2 DIAGNÓSTICO DE REABSORÇÕES RADICULARES POR IMAGENS.....	80
6.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE A METODOLOGIA.....	81
6.4 DETECÇÃO DAS LESÕES EM CAVIDADES PEQUENAS.....	83
6.5 DETECÇÃO DAS LESÕES EM CAVIDADES GRANDES.....	84

6.6 DESEMPENHO DOS EXAMINADORES.....	84
6.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	85
7 CONCLUSÃO.....	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89
APÊNDICE 1.....	97
APÊNDICE 2.....	102
APÊNDICE 3.....	103
ANEXO (APROVAÇÃO DO PROJETO DE PESQUISA PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE – PUCPR).....	104

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

'	Polegada
3D	3ª Dimensão
µm	Micrômetro
A	Ampère
ANOVA	<i>ANalysis Of VAriance</i> (análise de variância)
<i>Bit</i>	<i>Binary term</i>
<i>Byte</i>	<i>Binary digit</i>
CCD	Dispositivo de carga acoplada (<i>Charge Couple Device</i>)
CDR	<i>Computed Dental Radiography</i>
cm	Centímetros
<i>Dpi</i>	<i>Dots per inch</i> (pontos por polegada)
EMAGO	Programa de computador (Oral Diagnostic Systems Amsterdam, Holanda).
Hz	<i>Hertz</i>
Ind	Indústria
JPEG	<i>Joint Photographic Expert Group</i>
kVp	Quilovoltagem pico
Lp/mm	Pares de linhas por milímetro
Ltda	Limitada
mA	Miliamperagem
mm	Milímetros
n	Número da Amostra
PC	<i>Personal Computer</i>
<i>Pixel</i>	<i>Picture Element</i>
<i>PSP</i>	Placa armazenadora de Fósforo (<i>Phosphor Storage Plate</i>)
<i>ROC</i>	<i>Receiver Operating Characteristic</i>
Rpm	Rotações por minuto
RVG	RadioVisioGrafia (<i>Trophy Radiologie, Vincennes, França</i>)

s	Segundo
TIFF	<i>Tagged Image File Format</i>
TC	Tomografia Computadorizada
<i>Voxel</i>	<i>Volum Element</i>

LISTA DE TABELAS E QUADROS

	Pág.
TABELA 1 COMPARAÇÃO TOTAL ENTRE AS PROPORÇÕES DE VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS EM FUNÇÃO DOS TIPOS DE RADIOGRAFIAS EM CAVIDADES PEQUENAS.....	72
TABELA 2 COMPARAÇÃO TOTAL ENTRE AS PROPORÇÕES DE VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS EM FUNÇÃO DOS TIPOS DE RADIOGRAFIAS EM CAVIDADES GRANDES.....	73
TABELA 3 COMPARAÇÃO TOTAL ENTRE AS PROPORÇÕES DE VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS EM FUNÇÃO DOS OBSERVADORES EM CAVIDADES PEQUENAS.....	73
TABELA 4 COMPARAÇÃO TOTAL ENTRE AS PROPORÇÕES DE VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS EM FUNÇÃO DOS OBSERVADORES EM CAVIDADES GRANDES.....	74
QUADRO 1 NÚMERO DE CAVIDADES PEQUENAS DETECTADAS PELOS TRÊS EXAMINADORES, EM TODOS OS TIPOS DE RADIOGRAFIAS ANALISADAS.....	71
QUADRO 2 NÚMERO DE CAVIDADES GRANDES DETECTADAS PELOS TRÊS EXAMINADORES, EM TODOS OS TIPOS DE RADIOGRAFIAS ANALISADAS.....	71

LISTA DE FIGURAS E PRANCHA

	Pág.
FIGURA 1 DENTE FIXO POR UM ALICATE DE PRESSÃO, DURANTE O PROCESSO DE CONFECÇÃO DAS CAVIDADES REALIZADO POR UMA FRESADORA AUTOMÁTICA DE ALTA PRECISÃO.....	61
FIGURA 2 RADIOGRAFIAS POSICIONADAS SOBRE O SCANNER.....	62
FIGURA 3 NEGATOSCÓPIO DE LUZ DIFUNDIDA POSICIONADO SOBRE A PLATAFORMA DO SCANNER.....	62
FIGURA 4 IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITALIZADAS SEM MANIPULAÇÃO, REPRESENTANDO O TIPO DE RADIOGRAFIA 2.....	64
FIGURA 5 IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITALIZADAS MANIPULADAS COM OTIMIZAÇÃO DO BRILHO E CONTRASTE, REPRESENTANDO O TIPO DE RADIOGRAFIA 3.....	65
FIGURA 6 IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITALIZADAS MANIPULADAS COM INVERSÃO DOS TONS DE CINZA, REPRESENTANDO O TIPO DE RADIOGRAFIA 4.....	65
PRANCHA 1 PRANCHA RADIOGRÁFICA APRESENTANDO EXEMPLOS DAS RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS.....	66

LISTA DE APÊNDICES

	Pág.
APÊNDICE 1 FORMULÁRIO APLICADO AOS OBSERVADORES NAS AVALIAÇÕES RADIOGRÁFICAS.....	96
APÊNDICE 2 QUADRO 3 REPRESENTATIVO DA DISTRIBUIÇÃO E NUMERAÇÃO DOS INCISIVOS NAS MANDÍBULAS.....	101
APÊNDICE 3 QUADRO 4 REPRESENTATIVO DA DISTRIBUIÇÃO DAS CAVIDADES DE REABSORÇÃO SIMULADAS NOS INCISIVOS, NOS TERÇOS E FACES RADICULARES	102

RESUMO

BRAOSI, Ana Paula Ribeiro – **DETECÇÃO DE REABSORÇÃO RADICULAR EXTERNA SIMULADA EM RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS E DIGITALIZADAS COM APLICAÇÃO DE RECURSOS DE MANIPULAÇÃO DE IMAGEM.** Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Couto Souza. Co-Orientador: Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen. Curitiba: PUCPR 2003, Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Estomatologia.

Os objetivos do presente estudo foram avaliar a capacidade de detecção de lesões simuladas de reabsorção radicular externa em radiografias periapicais convencionais e digitalizadas e, também se a aplicação de recursos de manipulação e realce das imagens pode facilitar a detecção destas lesões. Foram avaliadas 54 radiografias convencionais de incisivos inferiores, as quais foram realizadas após a confecção de cavidades de diâmetros diferentes, na superfície radicular, simulando reabsorção externa. As radiografias foram digitalizadas com um *scanner* de mesa e processadas digitalmente com o programa *Image Tool*. Para o processamento das imagens foram consideradas três situações: a imagem original, a imagem otimizada e a imagem com a inversão dos níveis de cinza. Três observadores (Radiologista, Endodontista e Clínico Geral) analisaram os conjuntos radiográficos convencionais e digitalizados, por meio de um negatoscópio e um monitor de vídeo de quinze polegadas, respectivamente, quanto à presença ou à ausência de reabsorção radicular externa simulada, sendo os dados tabulados e analisados estatisticamente pelo teste “z” que calcula diferenças de proporções entre variáveis binomiais ($P=0,05$). Os resultados mostraram que as radiografias digitalizadas foram semelhantes às radiografias convencionais na detecção de lesões simuladas de reabsorção radicular externa, com exceção das radiografias digitalizadas com inversão dos tons de cinza, as quais foram inferiores às demais radiografias analisadas. Com os resultados obtidos, pôde-se concluir que as radiografias digitalizadas podem auxiliar no processo de elaboração do diagnóstico, visto que foram semelhantes às radiografias convencionais na detecção de cavidades simuladas de reabsorção externa, principalmente quando o recurso de otimização (melhora de brilho e contraste da imagem) foi aplicado. O uso de um *scanner* de mesa e um *software* adequado podem ser ferramentas valiosas no processo de digitalização de imagens, auxiliando no processo de diagnóstico, no dia a dia do consultório odontológico.

Palavras-chave: Radiografias dentárias; Radiografia digitalizada; Reabsorção radicular externa; *Image Tool*.

ABSTRACT

BRAOSI, Ana Paula Ribeiro – DETECTION OF SIMULATED LESIONS OF EXTERNAL ROOT RESORPTION IN CONVENTIONAL AND DIGITIZED RADIOGRAPHS WITH SOURCES OF IMAGE ENHANCEMENT. Orientator: Prof. Dr. Paulo Henrique Couto Souza. Co-Orientator: Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen Curitiba: PUCPR 2003, Master of Science in Dentistry, Concentration Area at Stomatology.

The aims of the present study were to evaluate the ability of detection of simulated lesions of external root resorption in periapical conventional and digitized radiographs and the applicability of sources of image enhancement. Fifty four conventional radiographs of lower incisors were evaluated, which were first radiographed and, in a sequence, received cavities of different sizes on the root surface, simulating external root resorption. The radiographs were digitized with a flatbed scanner and digitally processed by means of the Image Tool software. For image processing were considered three different situations: the original image without enhancement, the stretched one and the inverted one. Three observers (Radiologist, Endodontist and General Practitioner) assessed the sets of conventional and digitized images with a lightbox viewer and in a 15' video monitor. Data were tabulated and submitted to a statistical analysis of ratio differences (Test "z") between two variables. The results showed that the digitized radiographs were similar to conventional ones in the diagnostic task of detection of simulated cavities of external root resorption, Although, the invert tool seemed to be difficult for the same task, because it was inferior to other analysed types of radiographs. It could be concluded that the digitized radiographs can be very helpful in the diagnostic tasks, once they were comparable and sometimes superior to the conventional radiographs in the detection of external root resorption, mainly when the images were enhanced and stretched. Besides that, could be concluded that the use of a scanner and a free software like Image Tool can be worthy in the digitization process to obtain digital image and data, which can improve the diagnosis.

Keywords: Dental radiography; Digitized radiography; External root resorption; Image Tool.

1. INTRODUÇÃO

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GERAL

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. O PROBLEMA

3.2. A REVISÃO DE LITERATURA

3.3. O MÉTODO

3.4. O INSTRUMENTO

3.5. O PROCEDIMENTO

3.6. O ANÁLISE

3.7. O RESULTADO

3.8. O CONCLUSÃO

3.9. O DISCUSSÃO

3.10. O REFERÊNCIAS

3.11. O ANEXOS

3.12. O BIBLIOGRAFIA

3.13. O GLOSSÁRIO

3.14. O ÍNDICE

3.15. O APÊNDICE

INTRODUÇÃO



Este trabalho

consegue

1 INTRODUÇÃO

Desde que os raios X foram descobertos por Wilhelm Konrad Röntgen em 1895, muitas inovações no campo da imagiologia médica e odontológica vêm ocorrendo e sendo aperfeiçoadas, todas com o objetivo principal de melhorar a qualidade das imagens visando a uma maior precisão na obtenção de dados para diagnóstico. Neste sentido, surgiram a tomografia computadorizada e os aparelhos de radiologia intervencionista, os quais vêm trazendo benefícios para as pessoas que deles necessitam (SALES, COSTA e NETO, 2002).

Durante muito tempo, todos os avanços na área de radiologia odontológica eram voltados para as inovações nos filmes, sendo que, em 1981, a Kodak (Eastman Kodak Corporation, Rochester, NY) introduziu no mercado, o filme Ektaspeed, o qual era um filme do grupo de sensibilidade E que requeria a metade do tempo de exposição necessário para o filme Ultraspeed, do grupo D (LUDLOW, PLATIN e MOL, 2001). As inovações tecnológicas observadas nos filmes introduzidos na seqüência foram muito significativas, principalmente no que se referiu à sensibilidade destes e à melhoria da qualidade da imagem propiciada. Estes fatores promoveram a diminuição do tempo de exposição e, conseqüentemente, a dose de radiação aplicada ao paciente.

Ao final da década de 80, surgiram os sistemas de radiografias digitais, que utilizavam os dispositivos de carga acoplada (CCD), os quais foram primeiramente utilizados em telescópios e satélites e depois adaptados para utilização com as placas intensificadoras de luz (*écrans*). Em 1989 houve o primeiro trabalho a descrever o que seria o primeiro sistema de radiografias digitais diretas, denominado de RVG (ou RadioVisioGrafia) e que se tornou um marco histórico do início da era digital em Odontologia. Este equipamento era capaz de capturar imagens radiográficas por meio de um detector rígido de radiação, e apresentá-las imediatamente em um monitor. A maior vantagem deste sistema era dispensar o processamento químico das radiografias convencionais, obtendo-se imagens quase que instantaneamente, além de possibilitar o tratamento futuro das imagens que ficariam armazenadas em um computador (MOUYEN et al. 1989).

Outros trabalhos foram marcantes nesse contexto, com a apresentação de novos sistemas de imagem digital direta como o Sens-A-Ray, o qual era eletronicamente conectado a um computador pessoal, com um monitor de alta resolução e um programa para exibição, captura, armazenamento e realce das imagens. Além disso, o sistema era capaz de produzir imagens radiográficas com 50 a 70% do tempo de exposição requerido para o filme E-speed (NELVIG, WING e WELANDER, 1992). Outros tipos foram desenvolvidos no decorrer da década de 90, como os sistemas baseados em placa reutilizável armazenadora de fósforo, que capturava as imagens e alguns segundos após ser processada por um *scanner a laser*, apresentava as imagens no monitor do computador. Um exemplo que pode ser citado é o sistema DIGORA (Soredex, Finlândia), o qual ainda apresentava um detector maior que o dos seus antecessores, portanto do tamanho de um filme adulto (nº2).

Dentre as principais vantagens dos sistemas de radiografias digitais pode-se citar a eliminação do processamento químico das radiografias, uma significativa redução na exposição à radiação (quando comparada com a radiografia convencional), a habilidade de manipular digitalmente as imagens capturadas (para produzir imagens com melhor qualidade), a redução no tempo entre a exposição à radiação e a interpretação da imagem e, finalmente, o arquivamento da documentação do paciente em arquivos digitais que podem ser revistos

posteriormente. Um dos maiores méritos das radiografias digitais é a opção de ajuste de brilho e contraste das imagens para obtenção do máximo de informações necessárias para a elaboração do diagnóstico, favorecendo, portanto, que nas imagens que forem realçadas, os observadores apresentem melhor desempenho na interpretação do que em imagens convencionais.

Para que a eficácia desses equipamentos fosse testada, várias pesquisas foram realizadas para avaliar a precisão dos sistemas na detecção de imagens compatíveis com inúmeras afecções, tais como cáries oclusais e proximais, no esmalte e na dentina, perda óssea causada por doença periodontal, reabsorções dentárias, fraturas radiculares e detecção de pequenos instrumentos no conduto radicular (WENZEL et al. 1991; MOYSTAD et al. 1995; PARSELL et al. 1998; BORG et al. 1998; FUGE et al. 1998). Os resultados dessas pesquisas demonstraram que os sistemas de radiografias digitais foram comparáveis ou superiores aos filmes convencionais na detecção das afecções estudadas.

Uma desvantagem freqüentemente citada é a rigidez e o pequeno tamanho dos detectores utilizados, o que poderia trazer desconforto para os pacientes e requerer tomadas radiográficas adicionais para englobar todos os dentes a serem avaliados.

Além disto, existe outro fator que pode dificultar a total implantação das radiografias digitais em países como o Brasil, que é o alto custo dos equipamentos utilizados. Nos países onde as pesquisas pioneiras referentes aos sistemas digitais foram realizadas como, por exemplo, a França, Suécia e Dinamarca, entre outros, a realidade econômica e financeira é bem diferente da que se encontra no Brasil. O custo para aquisição de sistemas de radiografias digitais ainda é muito elevado, como também é elevado o custo de manutenção destes, tornando-os praticamente inviáveis para uso corriqueiro nos consultórios e clínicas.

Como alternativa para a utilização dos sistemas digitais, pode-se lançar mão de outras opções para que a tecnologia digital seja utilizada. A digitalização de radiografias parece ser uma alternativa bastante viável nos consultórios odontológicos, haja vista possibilitar a transformação de arquivos de radiografias

convencionais atuais e pré-existentes em arquivos digitais, inclusive permitindo melhor comunicação entre profissionais e facilitando desde a elaboração de diagnósticos até o acompanhamento radiográfico de preservação dos pacientes.

A digitalização de filmes radiográficos utilizando algum tipo de sistema digitalizador, por exemplo, câmeras CCD, *scanners a laser* e principalmente *scanners* de mesa, caracteriza-se como uma importante opção para obtenção de radiografias digitais em odontologia. As radiografias digitalizadas obtidas com os dispositivos descritos acima, nos quais o filme é primeiramente processado e depois digitalizado, oferecem a possibilidade de escolha entre vários tamanhos e formatos de imagem pela variação da escala de cinza e da resolução espacial, assim como acontece com sistemas digitais diretos (ATTAELMANAN, BORG e GRÖNDAHL, 2000).

Dentre os equipamentos digitalizadores, as câmeras de vídeo são os que produzem imagens com resoluções inferiores às que se pode obter com os *scanners* de mesa, os quais apresentam imagens com maior ampliação e reprodutibilidade de posição, além de serem menos dispendiosos do que *scanners a laser* e *scanners* de cilindro, e muito menos ainda que os sistemas digitais diretos. São aparelhos de alta tecnologia que oferecem vários modos para digitalização. Com eles pode-se também ajustar o tamanho e o formato da imagem, além da resolução mais apropriada para auxiliar a interpretação radiográfica.

Muitos trabalhos também citaram a importância da radiografia no diagnóstico e detecção de inúmeras afecções, como, por exemplo, as reabsorções dentárias. Estudos como o de HOLMES, GULABIVALA e van der STELT (2001) compararam a precisão diagnóstica da radiografia convencional com a imagem digitalizada, na detecção de reabsorção dentária. Outros estudos, como o de FEIGLIN (1986) e HEITHERSAY (1999) descreveram o mecanismo das reabsorções dentárias. Segundo estes autores, a reabsorção radicular externa referia-se à invasão de tecido fibrovascular derivado do ligamento periodontal na região cervical da raiz. Este processo patológico reabsorveria o cimento, esmalte

e dentina e eventualmente poderia envolver o espaço da polpa, num estágio mais avançado do processo.

A reabsorção radicular externa poderia ocorrer em qualquer parte da extensão da superfície radicular e poderia derivar de várias situações: reabsorção fisiológica (o que ocorre com os dentes decíduos), reabsorção dentária de origem ortodôntica, reabsorção induzida por trauma e reabsorção induzida por pressão causada por dentes adjacentes não irrompidos. Segundo GOLDBERG, DE SILVIO e DREYER (1998) e HEITHERSAY (1999), os dentes mais envolvidos na afecção eram os incisivos superiores, caninos e molares.

Os sinais radiográficos da reabsorção radicular são os meios primários de detecção desta doença, o que pode muitas vezes dificultar o diagnóstico se a radiografia for mal executada. Os processos de reabsorção dentária são bem reconhecidos como tendo seu diagnóstico totalmente dependente das radiografias. Quanto mais precoce for, melhores serão as condições de prognóstico do dente afetado.

SCHULZE, ROSING e HOEDT (2002) verificaram em seu estudo que a facilidade de uso e os baixos custos dos *scanners* de mesa fizeram com que estes fossem os recursos de digitalização preferidos nos consultórios odontológicos. Poucos estudos, entretanto, discorreram sobre a questão da detecção de lesões de reabsorção radicular em radiografias digitalizadas, e ainda há o que ser pesquisado.

Com base em vários estudos sobre o tema das radiografias digitais diretas, indiretas e digitalizadas, e seu potencial de detecção de várias doenças dentárias pela sua capacidade de manipulação de imagens, questiona-se: Será possível detectar lesões simuladas de reabsorção radicular externa em radiografias digitalizadas? Os recursos de manipulação e realce ou melhora da imagem podem facilitar a detecção destas lesões?

REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL

Em 1989, MOUYEN et al., descreveram um novo sistema de radiografias dentárias denominado radiovisiografia (RVG). O sistema era constituído por um aparelho convencional de raios X capaz de marcar tempos reduzidos de exposição com uma alta precisão, um dispositivo de carga acoplada (CCD) anatomicamente adaptado como um sensor, com bordas e ângulos arredondados, e uma unidade que armazenava os sinais recebidos durante a exposição, convertendo-os da forma analógica para a digital em níveis de cinza. Além destes aspectos, o sistema possuía vantagens como reduzir a dose de radiação em comparação ao método convencional, dispensando o processamento químico. Nesta comparação entre as propriedades físicas do método convencional e das imagens produzidas pelo sistema RVG, concluiu-se que o sistema RVG foi capaz de produzir imagens imediatamente após a tomada radiográfica e com doses de radiação consideravelmente menores que no método convencional. Além disto, o sistema RVG apresentava uma ampla variedade de recursos de manipulação da imagem como por exemplo, ampliação, diminuição e alteração do brilho e contraste. Por outro lado, puderam observar que os filmes convencionais possuíam uma maior

resolução do que as imagens obtidas pelo sistema RVG, quando observados com lentes de aumento.

NELVIG, WING e WELANDER (1992) apresentaram um novo sistema de radiografias intrabucais, o qual utilizava um detector com um dispositivo de carga acoplada, projetado especialmente para exposição direta à radiação, denominado Sens-A-Ray. Com a introdução do sistema RVG em 1987 na Odontologia, começou-se a usar feixes de fibra ótica para aumentar a área de sensibilidade da placa intensificadora do detector, mesmo este sendo de pequeno tamanho. Neste contexto, sugeriu-se que, apesar do detector do sistema Sens-A-Ray ser de pequeno porte, menor que o tamanho do filme intrabucal padrão, e correspondente a um filme infantil, ainda assim preenchia os requisitos necessários para a realização das radiografias dentárias. Além disto, o detector do Sens-a-Ray era mais sensível que os outros detectores comuns devido a um aumento na espessura da camada sensível. Estes fatores, aliados ao uso de colimadores, fizeram com que as radiografias produzidas pelo detector tivessem uma qualidade adequada, com a metade ou até um terço da exposição necessária para sensibilizar os filmes do grupo D.

FARMAN e SCARFE (1994) descreveram detalhadamente os componentes de sistemas digitais, no que se referia aos conceitos dos *pixels* e *voxels*, o que, segundo eles, seriam parte de um novo paradigma na imaginologia maxilofacial. Primeiramente, os autores propuseram-se a explicar que imagens, independentemente se for uma fotografia, radiografia ou diagrama, são compostas de *pixels* (*picture elements*), ou pontos de informação, os quais eram designados, no sistema de memória digital, por um *byte*, ou seja, uma seqüência de dígitos binários (*bits*) que poderiam valer 1 ou 0 (representando a presença ou ausência de pulso elétrico, respectivamente). *Voxels* seriam definidos como sendo volumes tridimensionais que poderiam ser determinados visualmente (*volume element*), ou seja, possibilitariam uma percepção tridimensional da imagem. Os bytes poderiam ser de diferentes tamanhos, dependendo do sistema digital usado, sendo que quanto maior o *byte*, mais detalhada seria a informação obtida e,

conseqüentemente, maior o espaço de armazenamento e tempo de processamento. Por exemplo, para fins odontológicos, cada byte conteria 8 bits. Salientaram-se ainda muitas outras vantagens dos sistemas digitais como a imediata produção de imagens, a redução da exposição do paciente à radiação ionizante em 75 a 80%, o ajuste das imagens sem a necessidade de exposições futuras, a dispensa de câmaras escuras ou soluções processadoras e a redução da contaminação pelo manuseio dos filmes e embalagens no consultório odontológico.

KHADEMI (1996) ressaltou a importância da radiografia digital como uma importante alternativa à prática clínica, especialmente no campo da endodontia e implantodontia, sendo suficientemente confiáveis para o uso no dia a dia. De maneira mais abrangente, o autor explicou que os sistemas digitais de imagens radiográficas poderiam ser de três tipos: Os sistemas de radiografias digitais diretos, a radiografia computadorizada e os sistemas digitais indiretos. A radiografia digital direta seria a substituta direta dos filmes convencionais, com um sensor ou um detector de imagens conectado a um computador. Este sistema caracteriza-se por usar um dispositivo de carga acoplada (CCD) como receptor de imagens e tem como principal benefício uma imagem quase que instantânea na tela do monitor, pronta para ser visualizada ou manipulada em poucos segundos, além de poder ser repetida se houvesse necessidade. A outra forma de imagens digitais, a radiografia computadorizada, utilizava-se de uma placa flexível receptora de imagens, a qual era posicionada na boca e capturava uma imagem latente quando exposta à radiação X. Esta placa era então processada eletronicamente por um *scanner a laser*, transmitida ao computador e então visualizada, o que levava ao todo cerca de 1 a 2 minutos. Outra grande alternativa mostrada pelo autor era a possibilidade de digitalização de filmes pré-existentes, e indiretamente criar imagens digitais para arquivamento e visualização. Contudo, o autor conjecturou que este sistema não era muito prático quando havia a necessidade, por exemplo, de digitalizar um levantamento completo da boca ou para construir um arquivo eletrônico. Também descreveu-se a terminologia usada com a tecnologia digital, iniciando pelos *pixels*. Comparou-se os *pixels* aos grãos (cristais

de prata) que formavam a emulsão de um filme radiográfico. Segundo ele, uma imagem digital não era composta de grãos de cristais de prata dispostos aleatoriamente mas, ao invés, era composta de grãos estruturados e ordenados chamados de *pixels* (pontos simples em uma imagem digital, que possuíam uma localização e uma cor, ou nível de cinza, representados no computador por um número). Quanto à resolução espacial, foi descrito que os *pixels* poderiam apresentar uma forma quadrada ou retangular e o seu tamanho determinaria o padrão desta resolução, ou seja, quanto menor o tamanho de cada *pixel* melhor seria a resolução espacial.

VERSTEEG, SANDERINK e van der STELT (1997), revisaram a literatura internacional sobre a eficácia da imagem digital de radiografias intrabucais na clínica odontológica. Primeiramente, os autores indicaram as inúmeras desvantagens práticas que foram os pontos desencadeantes da busca por alternativas à radiografia convencional. Segundo os autores, com as imagens digitais é possível adquirir, manipular, armazenar, recuperar e trocar informações radiográficas. O objetivo do estudo foi comparar os métodos radiográficos digital e convencional e discutir possibilidades adicionais como qualidade de imagem, aquisição da imagem e qualidade no diagnóstico, manipulação da imagem e análise automatizada, e aplicação de programas de computador. Segundo a revisão dos autores, a imagem digital indireta (os autores referiram-se às radiografias digitalizadas) ainda requeria o processamento químico dos filmes, sofisticados aparelhos digitalizadores e tempo para efetuar a digitalização. Apesar deste não ser um método eficiente na prática dentária, na opinião dos autores, pode ser um método útil para análise quantitativa das radiografias. Ressaltou-se que os *scanners* para digitalização de diapositivos poderiam ser perfeitamente adequados para digitalizar filmes intrabucais devido à semelhança no tamanho dos filmes com os diapositivos. Além disto, as câmeras de vídeo poderiam ser menos eficazes por apresentarem alguns artefatos de imagem. Os *scanners* oferecem algumas vantagens sobre as câmeras de vídeo, como melhor resolução, melhor nitidez, melhor brilho e contraste e menor distorção e ruído da imagem. A imagem digital direta é mais eficiente que a indireta, por motivos como a aquisição imediata

das imagens, a baixa dose de radiação requerida e a não necessidade de processamento químico. Apesar de apresentar uma resolução mais baixa, a imagem digital pode ser mais precisa que a imagem convencional, podendo ser aplicada em levantamentos completos da boca. As maiores aplicações da imagem digital ocorrem em endodontia e implantodontia, para utilização de medições e localização de estruturas anatômicas, além do radiodiagnóstico, que pode ser beneficiado não só com o armazenamento, compressão dos arquivos e troca de informações radiográficas, como com os recursos de manipulação da imagem (melhora do brilho e contraste, subtração radiográfica e reconstrução da imagem). Concluiu-se que a imagem digital tem um grande potencial, especialmente com respeito à melhora na qualidade do diagnóstico e análise da imagem.

Em seu trabalho, CEDERBERG et al. (1998) afirmaram que as comparações entre as radiografias convencionais e os sistemas digitais eram inevitáveis, mas os clínicos deveriam saber que existem diferenças básicas relacionadas ao brilho, tamanho e ampliação das imagens obtidas com os filmes convencionais que alteram sua visualização. Um outro detalhe importante referia-se ao ambiente em que as imagens eram visualizadas, o qual deveria ser calmo e possuir uma luminosidade adequada. O objetivo do trabalho foi comparar o efeito de diferentes condições de luz ambiente sobre o diagnóstico de lesões proximais artificiais, radiografadas com filmes D e E-speed e com o sistema de imagem digital de fósforo fotoestimulável. Para isto, radiografias interproximais (com filmes D e E-speed e com o sistema PSP) foram feitas de dentes humanos extraídos, nos quais foram criadas lesões artificiais de cáries proximais com 0,2 e 0,5 mm de diâmetro. Oito cirurgiões dentistas (2 patologistas, 2 radiologistas e 4 clínicos gerais) avaliaram as 12 superfícies proximais e graduaram suas observações em uma escala de cinco pontos para presença ou ausência de cáries. As imagens eram mostradas em 8 bits (256 níveis de cinza) em um monitor SVGA de 17 polegadas, com resolução de 1024 X 768 *pixels*. Aos observadores era permitido manipular o brilho, contraste e ampliação como preferissem. As imagens eram visualizadas sob duas condições de iluminação: ambiente todo iluminado com lâmpada fluorescente e ambiente escurecido, com luzes apagadas e porta fechada. Foram realizadas

análises de variância ANOVA, levando em conta as variáveis observadores, tamanho de lesão, receptor de imagem, condição de luz. Os resultados mostraram que as áreas médias para o filme *D-speed* em ambiente iluminado foram maiores que para o filme *E-speed* visualizado em ambiente escurecido. A menor área sob a curva ROC foi obtida com o sistema PSP (imagens manipuladas) quando visualizadas em ambiente escurecido. Foram encontradas diferenças significativas entre os observadores, o tamanho da lesão, o tipo de receptor de imagem e na interação tamanho da lesão-receptor de imagem. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada com relação à condição de iluminação do ambiente. Os autores puderam concluir com estes resultados que as condições de iluminação do ambiente parecem não afetar a habilidade em detectar lesões proximais artificiais.

Noutro trabalho, CEDERBERG et al. (1999) tiveram o objetivo de avaliar a influência do monitor sobre o desempenho do observador. Descreveram que para os sistemas digitais, a resolução era determinada tanto pelo detector de imagem quanto pela resolução do monitor e a maioria dos monitores disponíveis comercialmente apresentavam resolução de 1024 x 768 *pixels*. Para a realização do trabalho foram criadas lesões artificiais no esmalte proximal de 40 dentes humanos hígidos usando brocas esféricas de 0.5 mm e 0.2 mm de diâmetro, e que foram montados em 5 blocos simulando um hemiarco (5 ou 6 lesões por bloco). Cada bloco era radiografado pela técnica interproximal, usando o sistema PSP de imagem (Digora), e uma fonte de raios X operando em 70 kVp e 8 mA. Um total de seis dentistas (dois patologistas bucais, dois radiologistas e dois clínicos gerais) avaliaram os hemiarcos observando cada uma das 5 imagens em 4 monitores diferentes: AlphaScan 711 (Sampo Corporation, Taipei, Taiwan), Multiscan 17 Se II (Sony Eletronics Inc., Park Ridge, NJ, USA), DS 2000 (Clinton Eletronics Corporation, Rockford, IL, USA), Latitude CP *Laptop* (Dell Computer Corporation, Round Rock, TX, USA), Aos observadores era permitido ajustar a densidade, o contraste e a ampliação das imagens digitais à sua preferência. Os autores salientaram que, fatores como a exibição e manipulação de imagens digitais, são elementos essenciais em radiografia computadorizada, cuja qualidade de imagem

pode ser influenciada por vários parâmetros físicos do sistema como, por exemplo, o sensor de imagem, o computador e o *software*, além de fatores externos como luz ambiente e reflexos na tela e limitações inerentes ao olho humano. A resolução espacial de um monitor é expressa em termos do tamanho da matriz de *pixels*, sendo que a resolução espacial, o tamanho da tela, a profundidade do *bit*, o espaçamento dos pontos e a luminosidade são características que poderiam influenciar na qualidade da imagem. A maior luminosidade dos monitores pesquisados foi a do monitor Clinton (que possuía maior luminosidade), mas não houve diferença significativa com o monitor de menor luminosidade (Sampo). Também foi relatado que as lesões simuladas maiores (0,5 mm) foram cerca de 70% mais prováveis de detectar do que as menores (0,2mm). Com os resultados deste estudo, os autores concluíram que o tipo e a fidelidade do monitor usados com um sistema digital direto, não alteraram a habilidade diagnóstica dos observadores, além do que os monitores de alta resolução têm um custo elevado, o que inviabilizaria a sua aquisição.

FRIEDLAND (1999) traçou considerações práticas sobre a radiografia digital intrabucal, que seriam muito úteis principalmente ao clínico geral que almeja adquirir um equipamento do tipo. Foram descritas as muitas vantagens e das desvantagens dos equipamentos, dentre as quais pôde-se citar: a eliminação de processadores dos filmes e da câmara escura, além de poderem adquirir e mostrar imagens mais rapidamente do que com o processamento químico. Outras vantagens dos sistemas digitais eram de que estes possuíam o recurso de ampliar suas imagens no monitor, permitindo assim uma ótima oportunidade para favorecer explicações técnicas aos pacientes. Além disto, propiciavam melhores condições de armazenamento e busca de dados dos pacientes antigos. Foi explicado com detalhes os tipos de sistemas digitais disponíveis: O sistema de armazenamento de fósforo e os equipamentos ou dispositivos com carga acoplada. No primeiro caso, o sistema requeria que um detector semelhante a um filme, e que possuísse como receptor uma placa de fósforo reutilizável, fosse posicionado na boca do paciente. Este receptor iria interagir com os raios X, formando uma imagem latente, a qual deveria ser processada num *scanner* específico a *laser* para se tornar

visível. Já os equipamentos com dispositivos de carga acoplada (*charge couple device* – CCD) utilizavam sensores rígidos e que consistiam de circuitos eletrônicos de alta tecnologia. Quando estes circuitos interagiam com os raios X, os *pixels*, representados por *microchips*, armazenavam uma carga elétrica. A seguir, as cargas eram eletronicamente removidas, resultando em um sinal analógico que era convertido em uma imagem digital exibida no monitor. Isto, diferentemente do sistema de placas de fósforo, não requeria qualquer outro tipo de processamento entre a exposição radiográfica e a apresentação da imagem. Também foi levado em conta o controle de infecção concernente aos sistemas, e percebeu-se que eram similares para os dois tipos. Portanto, haveria a necessidade de se acondicionar os detectores, para sua utilização. Outra grande vantagem era a possibilidade de envio das radiografias eletronicamente para outros profissionais, além da possibilidade de armazenamento das informações em vários formatos e em mídias diferentes.

2.2 RECURSOS DE ALTERAÇÃO DA IMAGEM DIGITAL

HORNER et al. (1990), realizaram um estudo inicial sobre o sistema de radiografias digitais lançado na época, o RVG que, a despeito das suas limitações referentes ao seu formato, pareceu ser um sistema de imagens capaz de produzir imagens periapicais clinicamente aceitáveis. Nesta ocasião foi sugerido que o sistema RVG poderia ser de grande valor em endodontia, podendo até mesmo substituir o filme radiográfico convencional. Afirmou-se que a introdução de filmes com emulsão nos dois lados e o aumento progressivo na sensibilidade destes, através dos anos, resultou em doses menores de radiação mantendo um nível aceitável de qualidade de imagem. Os filmes continuaram sendo métodos de baixo custo e confiáveis para gravar imagens das radiografias dentais, o que explicava o surpreendente fato do insucesso nas tentativas de introduzir alternativas para os filmes como a criação do sistema RVG, o qual utilizava um sensor intrabucal ao

invés do filme radiográfico, além de um temporizador eletrônico especial (denominado CCX) para garantir reduzidos tempos de exposição controlados precisamente. Neste estudo, os autores não vislumbraram qualquer vantagem ou possibilidade de aplicação clínica de recursos do sistema digital como a inversão da escala de cinza ou a ampliação da imagem obtida. Contudo, a facilidade de realçar a imagem pelo aumento do contraste facilitou a visualização de estruturas anatômicas, como os tecidos periapicais. Além destes aspectos, observou-se que a dose de radiação necessária para obtenção da imagem digital era similar ao filme *D-speed*. Concluiu-se que o RVG era um sistema rápido, de baixa dosagem, apropriado para imagens intrabucais, e capaz de produzir imagens periapicais de valor diagnóstico, usando uma dose de radiação mais baixa que o filme convencional e com um mínimo de distorção.

O objetivo do trabalho de WENZEL et al. (1991) foi comparar a precisão das radiografias com filmes convencionais, radiografias digitalizadas e a radiovisiografia RVG, para a detecção de cáries dentinárias de superfícies oclusais de dentes extraídos e não cavitados. Neste estudo, os autores descreveram as muitas vantagens da utilização das radiografias digitais para a detecção de lesões cariosas oclusais dentinárias, devido principalmente à facilidade de realce das imagens pelos sistemas digitais. O estudo consistiu de 81 terceiros molares completamente eruptados, sem cavitação da superfície oclusal visível macroscopicamente, os quais foram radiografados por 5 métodos diferentes e analisados por 4 observadores. Primeiramente foram realizadas radiografias convencionais com filme Ektaspeed e visualizadas em negatoscópio. Após, as radiografias eram digitalizadas em áreas de 3 X 3 cm com uma câmera de vídeo CCD em preto e branco. As imagens e as suas cópias eram processadas por um filtro *high-pass* para realce das bordas. No monitor de vídeo existia a opção de melhora do contraste de imagem. Estas duas séries eram estudadas com um intervalo de uma semana entre as duas. Outras radiografias foram feitas com o sistema RVG e avaliadas duas vezes com o intervalo de um dia: a primeira com a facilidade de manipulação do contraste e a segunda com a facilidade da saturação da densidade. O critério para pontuação de todos os tipos de radiografias era

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

BENZ e MOUYEN (1991) realizaram um estudo comparativo referente à qualidade da imagem entre o novo sistema RVG, o seu predecessor e os filmes periapicais (Kodak D-speed, Eastman Kodak Company, Rochester, NY). Desde que o primeiro sistema RVG apareceu em 1989, duas novas versões do sistema foram disponibilizadas. A primeira versão operava com um equipamento digital sem um microprocessador, e a segunda versão era baseada em uma unidade central de processamento utilizando um programa de computador capaz de processar imagens com um tamanho de arquivo de 32 *bits*. Todavia, a segunda versão não alcançava o padrão fixado pelo primeiro equipamento, referente à duas características principais: memória insuficiente para permitir alta-resolução e redução da quantização dos níveis de cinza de 8 *bits* (256) para 6 *bits* (64) no monitor. Os resultados do trabalho, mostraram que a segunda versão do sistema RVG permitiu retratar detalhes do objeto teste em doses menores que nos filmes, mas no que se refere à primeira versão, sua dose de exposição foi maior. Concluiu-se que a sensibilidade da versão mais nova do sistema, aumentou em 46%. Entretanto a visualização dos detalhes da imagem quando observadas na primeira versão, propiciou padrões melhores que nos filmes analisados. Além disto,

um novo modo de ampliação da imagem, denominado de ampliação de alta resolução (ZHR), foi adicionado ao sistema, permitindo que cada elemento retratado fosse armazenado e visualizado separadamente, com muito mais resolução.

WENZEL e HINTZE (1993) avaliaram a percepção (por cirurgiões dentistas) de imagens originais, capturadas digitalmente e de três filtros de tratamento aplicados a estas radiografias, para a detectabilidade de doenças dentárias. Para isto, foram utilizadas 30 imagens radiográficas de pacientes adultos, que foram divididas em três grupos com base em sua aparência radiográfica, sendo 10 periapicais de molares inferiores sem doenças dentárias, 10 periapicais de molares e pré-molares com destruição óssea marginal e periapical, de vários graus de severidade, e 10 interproximais com dentes apresentando algumas cáries. Todas as radiografias foram tomadas com o sistema Visualix e foram feitas 3 cópias de cada imagem. Cada cópia foi tratada com um filtro de imagem (otimização, somente realce e realce e suavização). Quatro imagens eram mostradas simultaneamente em uma seqüência aleatória, no monitor. Vinte cirurgiões dentistas classificaram os conjuntos de 4 imagens em uma escala de 4 pontos. Em geral a maioria dos cirurgiões dentistas preferiu as imagens tratadas às imagens originais. As imagens otimizadas e realçadas foram selecionadas mais freqüentemente como primeira ou segunda escolha, dos grupos de dentes com doença dentária e óssea e somente doença óssea. A imagem original foi menos graduada em mais de 55% da série. Para as proximais, as imagens suavizadas foram graduadas em níveis significativamente mais altos. Como conclusão, os autores indicaram que as opções de tratamento das imagens deveriam estar sempre disponíveis nos sistemas digitais, além do que diferentes facilidades poderiam ser necessárias para diferentes tarefas diagnósticas como, por exemplo, menos tratamento quando as diferenças nos tecidos forem mais sutis.

OHKI, OKANO e NAKAMURA (1994), investigaram a precisão diagnóstica de radiografias intrabucais digitalizadas, para rever os efeitos dos procedimentos de digitalização, monitores de visualização e processamento de imagens,

comparando 3 tipos de digitalizadores e 3 monitores de vídeo. Para os autores, a imagem digital tinha o potencial de melhorar a precisão e fazer diagnósticos quantitativos, além de permitir o arquivamento de figuras e sistemas de comunicação viáveis. Eles explicaram que um digitalizador de filmes radiográficos convertia a densidade do filme em níveis de cinza para o computador, sendo que os mais comuns eram os microdensitômetros, os *scanners a laser*, de cilindro e câmeras de TV, os quais foram usados neste trabalho. As imagens digitalizadas de radiografias intrabucais interproximais com filme *Ultraspeed* (Kodak) usadas neste estudo foram obtidas de um trabalho prévio e exibidas em 3 monitores de vídeo de 13, 16 e 17 polegadas (*APPLE RGB* e *IMLOGIX*). Os níveis de cinza na imagem digitalizada foram linearmente ajustados para a faixa entre 0 e 255. Os três tipos de monitores de visualização foram comparados entre si para imagens digitalizadas com um tamanho de *pixel* de $50\mu\text{m}$ e 256 níveis de cinza. Dez cirurgiões dentistas com prática clínica de mais de 3 anos (6 radiologistas, 2 especialistas em odontologia preventiva e 2 periodontistas) serviram como observadores das radiografias originais e das imagens digitalizadas. A análise estatística foi realizada por meio dos testes t pareado e ANOVA. O *scanner* de cilindro mostrou uma maior precisão no diagnóstico que o *scanner a laser* e a câmera de TV, mas, apesar disto, não houve diferença significativa entre os 3 digitalizadores, bem como não houve diferença significativa entre as imagens de quaisquer dos monitores. Confirmou-se que os níveis de cinza poderiam ser reduzidos para 32 sem perda da precisão diagnóstica. Isto foi devido ao fato de que o olho humano consegue distinguir no máximo 50 tons de cinza diferentes. Concluiu-se que um monitor de vídeo desenhado para um computador pessoal é aceitável para um sistema de arquivamento de fotos e comunicação, além do que operações tais como modificações no brilho, contraste e ampliação, de fato não melhoraram a precisão no diagnóstico mas, ao contrário, frequentemente a reduziram. Isto talvez seria porque as imagens digitais já tivessem sido formadas com um grau de densidade e contraste ideais.

Um outro trabalho de WENZEL et al. (1995) teve por objetivo avaliar a precisão diagnóstica na detecção de cáries de quatro sistemas digitais de

radiografias intrabucais, além de investigar o impacto da compressão de imagem. Os autores observaram que a imagem digital poderia ser armazenada em sua resolução completa, em um formato selecionado, ocupando um arquivo de 100 a 200 kB. Para a realização do trabalho, foram selecionados 116 molares e pré-molares humanos extraídos, os quais eram agrupados em linhas de 3, com contatos proximais em uma posição anatômica e fixados com gesso Paris. Em seguida, os dentes eram radiografados pelos quatro sistemas digitais: o Digora, o RVG, o Sens-a-Ray e o Visualix, os quais eram todos compatíveis com o sistema PC. Usou-se uma placa de acrílico de 12 mm de espessura para simular o tecido mole. Todas as imagens eram exportadas em formato TIFF (*Tagged Image File Format*) e importadas para um programa do *Windows*, o qual possuía a capacidade de melhorar o contraste, o brilho e valores da curva gama, e que os observadores poderiam usar conforme a necessidade. Dezesesseis imagens de cada sistema, selecionadas aleatoriamente, foram compactadas usando o formato irreversível JPEG (*Joint Photographic Experts Group*), disponível no *Adobe Photoshop* (versão 2.5.1, *Adobe System Inc.*, CA) e foram mescladas com as outras imagens em uma ordem aleatória para serem avaliadas. Seis radiologistas foram os observadores, aos quais foi questionado sobre a presença ou não de cáries. Após essas observações, os dentes eram seccionados e observados microscopicamente por 2 observadores, para garantir a presença ou não de lesões cariosas. Como resultados, não foram obtidas diferenças significativas estatisticamente entre imagens compactadas e não compactadas, além do que, para superfícies oclusais, o sistema RVG tendeu a ser o mais preciso, seguido pelo sistema Digora. Os autores afirmaram que a capacidade de mudar o contraste e a densidade nas imagens pode compensar a baixa resolução dos sistemas digitais, se comparados aos filmes. Pôde ser concluído que os quatro sistemas digitais avaliados atuaram quase que igualmente bem na detecção de lesões de cáries oclusais e proximais, além do que as imagens comprimidas em 8% do seu armazenamento original foram tão precisas quanto as originais.

MOYSTAD et al. (1995) realizaram um estudo *in vitro* e avaliaram o efeito da ampliação de radiografias digitalizadas sobre a detecção de cáries proximais.

Segundo os autores, pouca atenção estava sendo dada na literatura ao efeito da ampliação sobre o diagnóstico de imagens, sabendo-se que em Medicina, por exemplo, eram fatores inter-dependentes. Para a realização do estudo, os autores utilizaram 44 dentes, entre molares e pré-molares, humanos extraídos com aparência ou com lesões cárias, selecionados por inspeção visual e por radiografias prévias. Foram realizadas seis radiografias interproximais prévias e padronizadas, feitas com filme *Ektaspeed*. Cada radiografia era digitalizada com uma câmera de vídeo CCD e a seguir exibida em um monitor SVGA 17", cuja resolução era de 800 x 600. Vinte e oito superfícies proximais foram selecionadas das radiografias Interproximais digitalizadas e isoladas como regiões de interesse. As 28 imagens destas regiões foram ampliadas 3 X, 6 X, 12 X, 18 X e 30 X do tamanho original de uma interproximal. Todo o conjunto de imagens foi lido por 20 clínicos gerais, os quais eram instruídos a visualizar uma superfície proximal em cada imagem para detectar a presença ou a ausência de cárie e marcar em uma escala de 5 pontos. Os resultados mostraram que o padrão de respostas foi significativamente inferior nas maiores ampliações (18 X e 30 X) se comparadas às menores (3 X, 6 X e 12 X), enquanto que a menor ampliação (3 X) foi tida como muito pequena. Os autores salientaram que os operadores do sistema radiográfico podem optar pela ampliação a ser utilizada, diferentemente dos sistemas convencionais, onde a ampliação do filme é limitada a duas vezes. Não foi possível estabelecer um limite inferior de ampliação que não interferisse na precisão do diagnóstico. Um detalhe observado foi que os observadores preferiam ter imagens maiores para visualização, ao invés das menores, o que poderia indicar que a ampliação de 3 X poderia ser próxima do limite inferior aceitável para realizar diagnósticos. Com os resultados, pôde-se concluir que a ampliação da imagem digital exerce uma grande influência no desempenho do observador na detecção de lesões cárias, pois as duas maiores ampliações reduziram o resultado diagnóstico.

GOTFREDSEN, WENZEL e GRONDAHL (1996) realizaram uma pesquisa ainda sobre o mesmo tema, avaliando como os observadores usavam os recursos de manipulação de imagens na detecção de cáries em radiografias tomadas a

partir de quatro sistemas digitais, bem como o tempo consumido para isto e a inter-relação entre compressão de imagens e os recursos de manipulação. Para a realização deste estudo, foram utilizados 131 molares e pré-molares humanos extraídos, montados em blocos de 3 dentes cada, e fixos com gesso Paris. As radiografias foram tomadas por quatro sistemas, sendo eles o Digora, o RVG, o Sens-A-Ray e o Visualix, dos quais foram usadas as versões mais recentes. As imagens foram armazenadas em formato TIFF, uma a uma. Destas, 16 imagens foram aleatoriamente comprimidas pelo método JPEG, obtendo-se um total de 588 imagens disponíveis para avaliação. Um programa desenvolvido por um dos autores foi usado para exibir, manipular e armazenar os escores. As imagens foram avaliadas por 6 observadores que deveriam marcar em uma escala de cinco pontos a presença ou não de cáries. O programa apresentava as imagens em uma ordem aleatória, onde os observadores podiam manipulá-las e melhorar sua qualidade antes de registrar o diagnóstico. Os monitores utilizados apresentavam uma resolução de 640 X 480 e eram ajustados com um fotossensitômetro. Como resultados, encontrou-se que a curva gama foi mudada em 96% das imagens, o brilho em 36% e o contraste em 19%. Menos de 1% das imagens não foi manipulada de nenhuma maneira. As imagens do Visualix foram as mais freqüentemente manipuladas (talvez porque este sistema apresente imagens mais ruidosas ou menos densas, dificultando a detecção de cáries), seguidas pelo Sens-A-Ray, Digora e RVG. As imagens compactadas foram manipuladas com uma freqüência um pouco maior do que as imagens originais (em brilho e gama, talvez porque apresentassem maior ruído). Percebeu-se que os observadores diagnosticaram mais rápido com o sistema Digora, ao passo que essas imagens foram menos freqüentemente manipuladas que outras. Concluiu-se com este estudo que as facilidades de manipulação da densidade e contraste podem ser muito vantajosas para o diagnóstico, além do que, a manipulação da curva gama foi muito utilizada e merece estudos posteriores. Também, as imagens compactadas foram mais manipuladas do que as originais, sendo que o número de manipulações realizadas não foi um fator determinante do tempo gasto para a elaboração do diagnóstico.

TIRREL et al. (1996) compararam as radiografias convencionais com as digitais, na detecção de lesões ósseas, determinando se o sistema RVG era capaz de demonstrar lesões criadas quimicamente na cortical óssea de cadáveres humanos, mais precocemente que as radiografias convencionais. Para isto, os autores utilizaram seis arcadas humanas, 3 maxilas e 3 mandíbulas, das quais aproveitaram-se um canino, um segundo pré-molar e um primeiro molar superiores, além de um incisivo lateral, um segundo pré-molar e um primeiro molar inferiores. Foi desenvolvido um dispositivo para a realização das tomadas radiográficas em um mesmo padrão. As lesões periapicais foram criadas quimicamente com o auxílio de camadas de cera e esmalte para não contaminar os tecidos circunjacentes. Utilizou-se o ácido perclórico a 70% durante 4 horas. Em tempos designados pelos pesquisadores foram feitas as radiografias, o que simulava a progressão da desmineralização e erosão resultantes quando patologias periapicais estão presentes. As radiografias convencionais foram feitas com filme E-speed (Kodak), 10mA e 90kVp. As radiografias digitais foram feitas com o sistema RVG. Ao todo, obtiveram 42 imagens convencionais e 294 imagens digitais. As imagens foram avaliadas aleatoriamente por cinco observadores. A estes era dito qual dente e qual parte da raiz era para ser avaliada, mas não era dito qual estágio de lesão era visualizado. Os observadores deveriam graduar suas observações em uma escala de cinco pontos sobre a presença ou ausência de lesão perapical. Os dados foram anotados e os testes de variância ANOVA e Tukey foram realizados. Com os resultados, os autores puderam concluir que quando não existia lesão, não houve diferença estatisticamente significativa nas imagens convencionais e nas imagens digitais, na detecção precoce. No período de 12 e 24 horas após a utilização do ácido, pôde-se perceber lesões mais precocemente nas imagens digitais que nas imagens convencionais. Nenhuma diferença foi encontrada nos dois tipos de imagem, no período de 36 horas e mais tarde. Além disto, não houve diferenças significativas nos diferentes ajustes de realce usados no RVG, em quaisquer períodos de tempo examinados. Também foi observado que as lesões na maxila foram mais difíceis de serem interpretadas que na mandíbula.

O objetivo do estudo de KULLENDORF, NILSSON e ROHLIN (1996) foi comparar o sistema digital Visualix DDR com o filme do tipo E, com relação à resolução de alto contraste e de baixo contraste, para estudar os parâmetros de desempenho físico e a precisão no diagnóstico na detecção de lesões ósseas periapicais produzidas experimentalmente. As lesões ósseas foram produzidas em seis mandíbulas secas que foram cortadas em blocos. As cavidades simulando as lesões foram feitas com brocas pequenas no ápice da raiz de um molar ou de um pré-molar, inicialmente com 1 mm de diâmetro e depois eram aumentadas p/ 3 e 5 mm. As lesões sempre envolviam a lâmina dura. Sete observadores, quatro radiologistas e três endodontistas, foram solicitados para interpretar as lesões ósseas periapicais. Os observadores foram avisados qual dente possuía a lesão periapical. A resolução de alto contraste do sistema Visualix era mais baixa do que os filmes do tipo E, embora a resolução de baixo contraste nos dois sistemas fosse comparável. Os resultados similares do sistema Visualix e dos filmes do tipo E com relação à resolução de baixo contraste foram surpreendentes, porque o sistema digital apresentava ruído (*noise*) significativamente menor do que o filme. O sistema Sens-A-Ray poderia apresentar resultados diferentes do sistema Visualix. Contudo, as diferenças deveriam ser devidas aos objetos de teste utilizados nos dois estudos. O uso de imagens padronizadas onde se sabe da presença ou ausência de lesões, seria vantajosa porque o diagnóstico verdadeiro seria, neste caso, feito sem usar o consenso de especialistas no assunto. Neste estudo, os observadores não estavam familiarizados com o diagnóstico baseado em sistema digitais, o que resultou numa subestimação do sistema digital.

SINTON et al. (1997) realizaram um estudo cujo propósito foi determinar se presença de restaurações adicionais poderia influenciar no número de lesões cariosas detectáveis. Para a realização deste estudo, foram selecionadas 52 radiografias interproximais provenientes dos arquivos do autor, das quais foram utilizadas somente quatro que estavam de acordo com critérios estabelecidos previamente. Dois radiologistas experientes analisaram a localização e profundidade das lesões cariosas. As radiografias foram então digitalizadas com um *scanner* radiográfico de mesa (XRS Modelo 3CX, XRS Corporation, Torrance,

Califórnia) e manipuladas com um programa de computador *Adobe Photoshop*, no ajuste de brilho e contraste, antes que fossem examinadas pelos radiologistas. Das quatro imagens originais eram feitas 5 cópias, sendo que a primeira imagem era um espelho e a 3ª, 4ª e 5ª cópias eram manipuladas para incluir restaurações adicionais na proximidade do dente com lesão, progressivamente até que a 5ª imagem parecesse ser de uma boca com grande número de restaurações. Em seguida, as séries eram fotografadas, e os filmes resultantes cortados e montados em cartelas padrões de filmes periapicais. Estas séries montadas eram exibidas, sob condições padronizadas, em uma ordem aleatória, e visualizadas por seis cirurgiões dentistas, aos quais pedia-se para marcar a presença ou não de cáries em cada imagem. Os resultados foram analisados por meio de 3 testes de variância e confirmaram que os examinadores não detectaram que as imagens se originaram de um pequeno grupo de radiografias. Houve uma pequena diferença entre os observadores mas, a presença de restaurações adicionais não pareceu alterar a habilidade em detectar cáries nas radiografias interproximais. Salientou-se a apresentação de um novo método de variação de parâmetros em uma mesma imagem para propósitos experimentais.

KULLENDORF, PETERSSON e ROHLIN (1997) afirmaram em seu artigo que o desenvolvimento de métodos radiográficos digitais diretos tornou possível reduzir a dose de radiação e melhorar a qualidade da imagem após a aquisição da mesma. Outra vantagem da radiografia digital seria a possibilidade de melhoria da imagem por meio de cálculos e equações matemáticas, com o auxílio de diferentes funções processadoras da imagem como alteração do contraste, brilho e filtragem da imagem. Os objetivos deste trabalho foram os de investigar se as imagens com radiografias digitais diretas eram comparáveis com o filme radiográfico convencional na detecção de lesões ósseas periapicais e determinar o impacto do processamento da imagem na detecção de lesões ósseas periapicais. Para isto utilizou-se o sistema digital Visualix/VIXA (Gendex Dental Systems, Milan, Italy). Foram examinados 50 pacientes. As imagens de 59 raízes foram apresentadas a sete observadores: três radiologistas, dois endodontistas e dois clínicos gerais, os quais deveriam graduar suas respostas em uma escala de cinco pontos, sobre a

presença ou não de lesão. Os observadores acessavam, inicialmente, as imagens originais e, depois, era permitido a eles processar as imagens por meio do programa de computador. Neste estudo os observadores tiveram um melhor desempenho com os filmes radiográficos convencionais do que com as imagens digitais. A diferença foi pequena, mas como os resultados foram uniformes, ela foi estatisticamente significativa. Neste estudo aos observadores só foi permitido alterar a função da escala de cinza. Com os resultados obtidos, concluiu-se que o desempenho no diagnóstico dos observadores foi menor com o sistema digital do que com as radiografias convencionais. O aumento da razão "falso-positiva" usando o sistema digital foi principalmente devido à mudança na decisão diagnóstica. O ponto crucial foi, se as pequenas diferenças encontradas neste estudo, foram suficientes para influenciar a decisão clínica no tratamento endodôntico. Como a decisão de um tratamento endodôntico não se baseia somente na interpretação radiográfica, mas também na informação obtida do exame clínico e da história do paciente, deve-se também acreditar que uma única imagem radiográfica não deve guiar a decisão do tratamento.

FUGE, STUCK e LOVE (1998) afirmaram que a endodontia clínica é dependente das imagens radiográficas para a elaboração do diagnóstico e monitoramento do progresso do tratamento, sendo que as imagens radiográficas devem ser adequadas para possibilitar a visualização precisa das estruturas endodônticas. Por isto, os autores realizaram este trabalho, cujo objetivo foi determinar se as imagens digitalizadas com *scanner* de radiografias periapicais ofereceriam alguma vantagem sobre a radiografia convencional na visualização de limas endodônticas finas em relação ao ápice radiográfico de raízes de molares. Para a realização da pesquisa, os autores utilizaram 20 molares permanentes extraídos, cujos canais foram acessados e preenchidos com uma lima K-file 06 até que a ponta rompesse o forame apical. Foram realizadas radiografias periapicais com filme E-speed, em técnica padronizada, e as radiografias foram digitalizadas com um *scanner* de mesa. Cada imagem foi salva no computador e manipulada com o programa *Exhance*, com o qual as imagens foram manipuladas da seguinte forma: otimização, inversão do positivo para e negativo, ampliação da imagem e

ampliação da imagem invertida. As imagens foram visualizadas por 3 avaliadores e comparadas com as radiografias convencionais que não eram ampliadas, graduando a visualização ou não das limas endodônticas em relação aos ápices. Como resultados, os autores observaram que houve diferença estatisticamente significativa para a radiografia convencional, que foi superior à imagem digital em todas as possibilidades testadas. O resultado do teste *kappa* indicou um alto grau de concordância entre os observadores. Com estes resultados, pôde-se concluir que a qualidade da imagem de radiografias digitalizadas e manipuladas não proveu a qualidade diagnóstica necessária para determinar onde estava a ponta da lima endodôntica K-File 06 em raízes de molares, quando comparadas com as radiografias convencionais.

BARBAT e MESSER (1998) afirmaram que os sistemas radiográficos digitais diretos oferecem uma mudança potencial no diagnóstico de patologias. Estes sistemas ofereceriam vantagens clínicas como a velocidade que as imagens eram obtidas para análise, diminuição considerável da dose de radiação e possibilidade de manipulação das imagens. Um aspecto importante na radiologia endodôntica é a detecção de lesões periapicais. A maioria das opiniões ainda considera que o envolvimento da lâmina dura ou pelo menos do trabeculado é um pré-requisito para se detectar uma lesão periapical. Este estudo teve como propósito comparar a capacidade diagnóstica de radiografias convencionais (filme Kodak Ultraspeed) e imagens digitais diretas (sistema Digital Digora) na detecção de radiolucências apicais, baseadas na simulação de lesões periapicais em mandíbulas humanas. Devido ao osso trabeculado ter menos tecido mineralizado por unidade de volume do que o osso cortical, considera-se que a destruição óssea não pode ser detectada na radiografia antes de envolver a cortical óssea. Mudanças na integridade radiográfica da lâmina dura podem indicar evidências precoces na patogênese de lesões periapicais. Desta forma, o primeiro estágio de criação de lesões periapicais neste estudo foi a violação da integridade da lâmina dura, com associação mínima da remoção de osso trabecular em todos os espécimes, exceto nos do grupo controle. Análises estatísticas dos diferentes estágios da lesão periapical, mostraram que a remoção da lâmina dura mostrou um

efeito significativo em cada técnica radiográfica avaliada. Estes dados demonstraram claramente que o rompimento da lâmina dura é detectável radiograficamente na maioria dos casos. O envolvimento da cortical aumenta posteriormente a detectabilidade das lesões, embora não seja um pré-requisito essencial. Contudo, não se deve concluir que a cortical é um fator irrelevante na detecção de lesões, pois a razão entre as densidades da cortical e do osso trabeculado é importante. As imagens radiográficas convencionais e as imagens digitais diretas são comparavelmente precisas. Deveria se requerer observadores igualmente familiares com todos os tipos de imagens. Contudo, imagens radiográficas provêm informações diagnósticas valiosas mas, para uma certa amplitude as informações obtidas são empíricas, também sujeitas a interpretações empíricas.

SULLIVAN, DI FIORE e KOERBER (2000) compararam as habilidades do sistema RVG de quarta geração nos moldes de contraste fixo e de contraste variável, com a radiografia convencional (filme Kodak tipo E) para detectar lesões ósseas criadas mecanicamente em espécimes de cadáveres humanos. Para isso usaram 6 mandíbulas humanas com 16 dentes (2 incisivos, 3 caninos, 5 pré-molares e seis molares). Foi idealizado um dispositivo para deixar a fonte de radiação, o dente e o filme ou o sensor sempre na mesma posição. As lesões periapicais foram criadas na face vestibular do osso usando uma peça de mão em alta rotação e brocas dos tamanhos #2, #4, #6 e #8, até que toda profundidade da broca fosse colocada na cavidade prévia. Os três examinadores possuíam uma média de 21 anos de experiência na avaliação de radiografias periapicais, mas nenhum com experiência em imagens digitais. Foram dadas orientações aos observadores de como manipular as imagens do RVG para se ajustar a escala de contraste e melhorar a qualidade da imagem. Para cada um dos 16 dentes foram estabelecidos os seguintes critérios: (+) presença de lesão, (0) impossibilidade de avaliação, (-) ausência de lesão. Os resultados foram computados e analisados estatisticamente. Com base nos resultados, o estudo sugeriu que a radiografia convencional e a radiografia digital têm grandes diferenças, pois a convencional tende a ser melhor na detecção de ausência de lesões (maior especificidade) e a

digital, com variação de contraste, tende a ser melhor para detectar pequenas lesões (maior sensibilidade). A radiografia digital com contraste fixo não foi superior a nenhuma condição de avaliação. Em lesões maiores as duas radiografias foram semelhantes. A confiabilidade entre os padrões de avaliação foi melhor com a radiografia convencional do que com a digital, provavelmente pela inexperiência dos avaliadores com este sistema.

SYRIOPOULOS et al. (2000) realizaram um estudo cujo propósito foi comparar a precisão diagnóstica na detecção de cáries proximais usando as radiografias convencionais e os sistemas digitais CCD (dispositivo de carga acoplada) e PSP (placa de armazenamento de fósforo). Os autores ressaltaram as muitas vantagens dos sistemas digitais como a redução do tempo de processamento, o ajuste na densidade e contraste, a subtração radiográfica, a reconstrução tridimensional, assim como a diminuição da dose de radiação no paciente. Para a realização deste trabalho foram selecionados 60 pré-molares humanos extraídos e montados em blocos de 3 dentes cada. Para cada radiografia, dois blocos eram posicionados lado a lado, simulando uma radiografia interproximal. As radiografias foram feitas usando 6 tipos diferentes de sistemas de imagens: dois filmes radiográficos (Dentus M2 e Ektaspeed Plus), o sistema CCD (Visualix II e Sidexis) e o sistema PSP (Digora e DenOptix). O tempo de exposição usado para os dois tipos de filme foi de 0,32 s, e para os sensores digitais foi de 50% deste tempo. As imagens digitais foram avaliadas (com um monitor SVGA de 17 polegadas com aplicação do programa Emago) por 8 cirurgiões dentistas (quatro radiologistas e quatro clínicos gerais), aos quais foi permitido manipular as imagens com relação à densidade e ao contraste, e pedido para graduarem seus registros em uma escala de cinco pontos sobre a presença ou não de cáries. Os registros de cada observador foram comparados com o diagnóstico histológico. Como resultados, foi observado que não existiram diferenças significativas na precisão diagnóstica entre os dois filmes testados. O sistema CCD Sidexis teve um desempenho equivalente ao filme radiográfico na detecção de cáries proximais, bem como o sistema Visualix II mostrou-se inferior ao Sidexis. Não houve diferenças significativas entre os outros dois sistemas de armazenamento de

fósforo com o Sidexis, embora o sistema Digora tenha sido melhor que o DenOptix. Como demonstrado em outros estudos, foram observadas diferenças no desempenho diagnóstico dos observadores, provavelmente devido a diferenças na experiência pessoal, treinamento e percepção visual. Os radiologistas tiveram uma performance significativamente melhor do que os clínicos gerais, independentemente da modalidade de imagem, provavelmente devido ao fato dos clínicos gerais serem relativamente inexperientes com imagens digitais. Concluiu-se que não houve diferenças significativas na precisão diagnóstica entre os dois filmes radiográficos e os sistemas Sidexis e Digora, apesar de que o sistema DenOptix foi significativamente inferior a estes sistemas. A ausência de lesão afetou significativamente o desempenho dos observadores, pois o diagnóstico dos radiologistas foi significativamente mais preciso do que o diagnóstico dos clínicos gerais, independente do sistema de imagem utilizado.

2.3 DIGITALIZAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS

GRÖNDAHL et al. em 1982, num dos primeiros trabalhos sobre radiografias digitalizadas, examinaram os efeitos da técnica de melhoria do contraste sobre o desempenho de observadores na elaboração de diagnósticos com radiografias digitais subtraídas de várias exposições simuladas. Para que isto fosse possível, os pesquisadores utilizaram radiografias interproximais de pacientes livres de cárie, as quais foram digitalizadas por meio de uma câmera de vídeo convencional conectada a um computador. As imagens resultantes foram duplicadas e armazenadas no computador. Em um dos conjuntos de imagens foram simuladas radiolucências, similares em aparência, às lesões interproximais. As imagens de referência foram superpostas espacialmente e subtraídas de suas cópias, as quais continham lesões proximais simuladas. Este processo foi realizado para cada imagem separada, independentemente, pela substituição dos níveis de cinza originais em cada imagem. As diferenças de imagem resultantes tiveram seus

contrastes realçados por um método que, primeiro suavizava as variações locais nos níveis de cinza, e depois reordenava esses valores estatisticamente. Para ajudar na localização, estas imagens foram então subtraídas das imagens originais sem lesões, rendendo imagens similares às originais mas com o contraste melhorado. O desempenho do observador, por meio destas imagens melhoradas, foi comparado com o que foi produzido com as imagens controle. Com estes resultados, pôde-se concluir que o realce aumentou a certeza com a qual o diagnóstico foi elaborado e, além disto, a precisão no diagnóstico foi aumentada em imagens severamente degradadas por níveis reduzidos de exposição.

HILDEBOLT et al. (1990) realizaram um trabalho cujo objetivo foi comparar um sistema de processamento de imagem, obtido com câmera de vídeo, e outro obtido com *scanner*. Os autores salientaram que os *scanners* tiveram seus custos reduzidos e apresentavam atributos suficientes para serem utilizados pelos pesquisadores, além do que o tamanho dos diapositivos de 35 mm era similar ao tamanho dos filmes radiográficos. Os autores explicaram que a digitalização de uma imagem consistia em dividi-la em séries de pequenos elementos igualmente espaçados (*pixels*) e níveis de cinza ordenados. O número de pixels, nos quais uma imagem era digitalizada, era referido como a resolução espacial e o número de níveis de cinza era a resolução de contraste. No entanto, a qualidade real da imagem dependia de outras características que eram a resolução, nitidez, contraste, distorção e ruído, os quais poderiam ser designados como: a resolução referia-se à habilidade de distinção entre objetos intimamente espaçados; a nitidez era o grau de distinção de uma borda e o contraste era a distinção entre áreas claras e escuras da radiografia. Para a realização deste estudo, os autores utilizaram uma câmera de vídeo e um *scanner* de diapositivos, os quais foram testados para a sua aplicabilidade em estudos quantitativos em doença periodontal. O conteúdo de informação nos filmes foi estimado e os sistemas digitalizadores foram avaliados de acordo com estes requerimentos. A digitalização com o *scanner* não apresentou ruído detectável (flutuações indesejáveis na densidade da imagem que a obscureciam), além do que foi comparável à câmera no item densidade, mas apresentou mais distorção geométrica (correspondência

geométrica entre pontos em um objeto e a imagem radiográfica destes pontos) que esta. Com estes resultados, os pesquisadores puderam concluir que, feitos alguns ajustes e ressalvas, o *scanner* de diapositivos teria potencial para realização de estudos sobre doenças dentárias, além de ser mais adequado para tais estudos que as câmeras de vídeo. Apesar disto, os autores ressaltaram que os dois aparatos de digitalização poderiam ser pouco aceitáveis para realização de estudos de atividade de doença, na qual mudanças tênues de radiodensidade são avaliadas.

SHROUT et al. (1993) realizaram uma avaliação quantitativa das propriedades de um *scanner* com leitor de diapositivos de 35 mm (Nikon), e de sua adequação na digitalização de filmes radiográficos intra-bucais. As avaliações foram baseadas no desempenho do *scanner* com diapositivos coloridos de 35 mm, que era a sua função primária. Para a realização dos trabalhos, foram utilizados modelos de testes de registro e alinhamento, que foram digitalizados, bem como filmes que foram expostos à radiação sem imagens, com uma graduação de densidades ópticas. Após processados, os filmes foram montados em cartelas em posições fixas, para prevenir o arqueamento dos mesmos. Em seguida, foram digitalizados no *scanner* utilizando 8 *bits* e 256 níveis de cinza. Salientou-se que deveriam ser feitos ajustes de algumas qualidades referentes aos sistemas radiográficos, as quais eram o contraste, o ruído, a resolução, a nitidez e a distorção. Por isto, realizaram análises quantitativas destes fatores para determinar quais os requisitos necessários para digitalização de imagens. O contraste foi determinado por medir quão fielmente a densidade óptica foi transformada em níveis de cinza. Para isto, utilizou-se um densitômetro para medir a densidade da série de radiografias, cujo resultado variou de 0,21 a 3,9 unidades de densidade óptica. A escala de cinza foi ajustada de maneira que o branco fosse representado pelo zero e o preto por 255. O ruído foi considerado como flutuações indesejadas na intensidade dos *pixels*, e por isto, calcularam-no para toda a imagem digital. A resolução referia-se à habilidade de distinção entre objetos muito próximos e poderia ser provida pela função de transferência de modulação. O modelo de teste de alinhamento operacional foi usado para determinar esta função para cada

sistema de digitalização. Outras habilidades também foram testadas, como a nitidez (grau de distinção das bordas) e o grau de distorção (variações entre pontos e a imagem digitalizada destes pontos). Com os resultados, foi concluído que os testes realizados nesse trabalho poderiam ser desempenhados por qualquer sistema de digitalização, inclusive por sistemas de radiografias digitais diretas. O *scanner* de diapositivos Nikon trabalha bem como um sistema digitalizador e mostrou-se superior a outros sistemas digitalizadores testados.

Em outro trabalho da mesma série, SHROUT et. al. (1993) avaliaram os efeitos do controle de brilho e contraste sobre o sistema de digitalização, a fim de que fossem estabelecidas recomendações sobre os seus ajustes, além de diretrizes padrões sobre o processo de digitalização. Com o uso de uma série de ajustes de brilho e contraste do *scanner*, várias imagens foram digitalizadas: uma radiografia periapical, uma radiografia exposta serialmente em diferentes densidades, e um teste padrão de alinhamento operacional. As imagens que os autores obtiveram, foram usadas para avaliar o efeito dos controles digital e analógico sobre os valores radiométricos de imagem. Para isto, eles avaliaram na radiografia periapical os efeitos completos destes controles em uma determinada região de interesse; avaliaram as mudanças ocorridas na densidade do filme, devido aos ajustes dos controles e, finalmente, avaliaram se a resolução da imagem seria afetada pelas mudanças nos controles digital e analógico. Todas as imagens foram digitalizadas com o *scanner* Nikon, associado com o programa de computador *Photoshop* e conectado a um computador Macintosh II, com resolução de 8 bits e 256 níveis de cinza. Além disto, os autores digitalizaram duas imagens dos testes padrão usando um computador 386 e um programa de computador *PhotoStyler*, em ajustes analógicos e digitais pré-definidos. Foram obtidas, ao todo, duas séries de nove imagens, sendo uma série com variação analógica e outra com variação digital, as quais foram submetidas a vários testes e análises. Com os resultados obtidos, os autores puderam concluir que o *scanner* de diapositivos Nikon possibilita o ajuste de brilho e contraste de imagem durante o processo de digitalização, os quais, contudo, podem afetar a natureza dos dados radiométricos na radiografia. Para evitar este problema, os autores indicaram evitar ajustes

extremos e manter sempre os mesmos ajustes durante o processo de digitalização. Além disto, também concluíram que existem muitas diferenças nas imagens obtidas por diferentes meios de digitalização.

CHEN E HOLLENDER (1995) pesquisaram as propriedades e a viabilidade de uso dos *scanners* de mesa com leitor de transparências para digitalização de radiografias convencionais. Para isto, foi utilizado um *scanner* de mesa Artix ArtiScan (USA) com um programa de computador para edição de imagem Aldus *Photostyler* (USA) para digitalização de uma imagem, processada passo a passo, obtida com filme T-MAT G (Kodak). A imagem escalonada foi digitalizada em várias posições e com o *scanner* ajustado em 200 *dpi's* e 8 bits (256 níveis de cinza). Os valores de *pixels* das imagens digitais resultantes foram analisados, bem como a imagem escalonada foi digitalizada por um densitômetro a laser, a fim de medir a densidade óptica das escalas do filme para comparação. Os resultados mostraram que utilizando os ajustes de digitalização pré-definidos, as imagens digitalizadas tiveram valores de *pixels* distribuídos em um alcance mais reduzido que o obtido com o filme. Diferentes valores de *pixels* foram obtidos quando as imagens escalonadas foram digitalizadas em diferentes posições e em diferentes tempos. Resultados reprodutíveis puderam ser obtidos quando as imagens eram digitalizadas na mesma área escolhida, sem mudar os ajustes do *scanner* e depois que este foi desligado por alguns minutos. Com estes resultados, os autores puderam concluir que quando se pretende digitalizar radiografias convencionais para fins diagnósticos e de acompanhamento radiográfico longitudinal com um *scanner* de mesa, os ajustes do *scanner* e a posição do filme devem ser cuidadosamente selecionados e padronizados antes de iniciar o trabalho.

CHEN e CHIANG (1997) avaliaram as várias propriedades físicas dos *scanners* de rolamento, cujas aplicações clínicas foram altamente recomendadas. Os autores iniciaram seu trabalho mostrando as facilidades obtidas com imagens digitais, tais como o processamento da imagem, a melhora no arquivamento e comunicação, e a redução na dose de radiação ao paciente. Eles também explicaram que as imagens radiográficas digitais poderiam ser obtidas pela

digitalização direta com sistemas radiográficos de CCD ou de sensores de fósforo, ou ainda indiretamente, por meio de câmeras ou *scanners* de cilindro e a *laser*. Para a realização deste estudo utilizou-se um densitômetro digital Victoreen, obtendo-se assim uma imagem escalonada de 96 x 19 mm, com 10 escalas de igual extensão. Foram realizadas cinco varreduras unidimensionais com um *scanner* de rolagem VXR-12, com escalas de 0,05 cm, as quais mostraram contornos de densidade óptica similar à imagem escalonada. Dos resultados de 5 varreduras, foi feita uma média e observou-se que o *scanner* capturou imagens em 4096 ou 256 níveis de cinza com resolução máxima de cerca de 85 $\mu\text{m}/\text{pixel}$. Para realizar o escaneamento, um filme foi colocado no mecanismo de rolagem e a região de interesse foi definida. O filme foi "rolado" sobre uma lâmpada fluorescente, cuja luz passou através do filme para um foco fixo (lentes) de abertura que focalizava a imagem para um arranjo de 5000 elementos de CCD, formando imagens digitais. No experimento, usou-se esse *scanner* para digitalizar a imagem do densitômetro, com 85 $\mu\text{m}/\text{pixel}$ e 8 níveis de cinza, além do programa de computador, para edição de imagem, *Paint Shop Pro*. Os ajustes predefinidos do *scanner* eram 10 mseg de tempo de exposição e 0% de lâmpada auxiliar (que é a quantidade de luz extra usada durante um escaneamento, comparada com a quantidade de luz usada para calibração). As imagens digitais obtidas pelo *scanner* de rolamento VXR-12 apresentaram um alcance dinâmico similar ao filme radiográfico, ou seja, mais amplo do que do *scanner* de mesa ou do que o *scanner* de filme de 35 mm, o que é necessário quando um diagnóstico baseia-se no contraste da imagem, por exemplo na detecção de cáries e de mudanças na massa óssea na região da crista interdentária. Observou-se também que o *scanner* de mesa era mais sensível aos ajustes de varredura, o que não foi observado no *scanner* de rolamento, que contém recurso de luz fixos, o foco e a abertura das lentes, além de vários outros fatores inerentes ao aparelho. Foi lembrado que na radiografia convencional, a imagem armazenada era a mesma que a imagem exibida, ao passo que na radiografia digital, a imagem exibida era representada pelos valores de luminescência (quantidade de luz emitida por uma fonte), mostradas pelos valores de *pixels*, além de serem afetadas pelo programa de computador, pelo equipamento e pelos ajustes de monitor, processo pelo qual a resolução das imagens digitais poderia ser diminuída. Os autores explicaram que,

até o momento ainda não havia um padrão de resolução requerido para imagens digitais. No entanto, para alguns propósitos diagnósticos específicos, a resolução máxima do digitalizador usado neste estudo (300 *dpi* ou 85 $\mu\text{m}/\text{pixel}$) poderia não ser suficiente.

PARSELL et al. (1998) realizaram uma pesquisa cujo propósito foi determinar a efetividade em diagnosticar defeitos ósseos medulares, utilizando-se dos seguintes métodos radiográficos: filme convencional, radiografia digitalizada normal e manipulada, imagem digital direta normal e manipulada, além da subtração radiográfica digital normal e manipulada. Foi utilizado neste estudo, seis mandíbulas humanas secas, das quais extraíam-se os dentes e produziam-se defeitos ósseos de 1,5 mm de diâmetro, com profundidades variando de 1, 2, 4 e 6 mm. Após a confecção das respectivas cavidades, os dentes eram reposicionados em seus alvéolos e as radiografias eram tomadas padronizadamente, com 80 kVp e 15 mA para as convencionais, e com 70 kVp e 10 mA para os sistemas digitais. Para cada defeito ósseo produzido, foram realizadas sete radiografias. As radiografias eram exibidas no programa de computador *Image Tool* (UTHSCSA, Texas, USA) para a realização das manipulações e da subtração radiográfica. Foram obtidas, ao todo, 198 imagens, que foram observadas por 20 clínicos, aos quais foi aplicado um questionário para graduarem a presença ou não de defeitos apicais. Os resultados mostraram que as lesões a partir de 2 mm de profundidade foram diagnosticadas com maior certeza com a subtração radiográfica, bem como para defeitos de 4 e 6 mm, em que a subtração radiográfica superou todos os métodos, exceto os filmes convencionais e as imagens digitalizadas diretamente que, para os defeitos específicos de 6 mm foram muito melhores que os outros. Pôde-se concluir que a subtração radiográfica digital foi a técnica mais efetiva e superior no diagnóstico de defeitos ósseos medulares produzidos artificialmente.

LUDLOW e ABREU (1999) pesquisaram qual seria a influência do filme, do monitor do computador e do monitor de computador portátil sobre a detecção de lesões cariosas. Para isto, os autores utilizaram radiografias de um estudo prévio

de detecção de cáries, que foram digitalizadas com uma câmera de vídeo, com 256 níveis de cinza e 8 *bits*, com uma matriz de *pixels* de 640 X 480, em uma resolução de 16 pl/ mm. As imagens foram salvas em formato TIFF, transferidas para um computador de mesa e para um computador portátil. As imagens do computador de mesa foram visualizadas em um monitor SVGA de 17 polegadas e do computador portátil em monitor SVGA de 11,5 polegadas, ambos com resolução da tela de 800 X 600 *pixels* e 16 *bits*. Desta forma, havia 3 modalidades de visualização: os filmes convencionais, o monitor do computador de mesa e o monitor do computador portátil. Seis observadores analisaram as imagens e graduaram a presença ou ausência de cáries em esmalte e dentina para cada um dos monitores e para os filmes. As imagens digitalizadas foram manipuladas com o programa de computador *Image Tool* (UTHSCSA, Texas, USA, desenvolvido por Wilcox, Dove, MacDavid e Greer), e aos observadores era permitido modificar o contraste e o brilho das imagens. Em seguida, era realizado um estudo histológico para confirmação das lesões. Como resultados observou-se que, apesar de não ter havido diferenças significativas na detecção de cáries proximais em esmalte e dentina para os diferentes modos de visualização, houve uma pequena tendência de mostrar melhores resultados com as imagens visualizadas nos monitores do que com os filmes convencionais. Os autores concluíram que os monitores de vídeo dos computadores portáteis (de matriz de cristal líquido ativo) também provêm qualidade diagnóstica para a detecção de cáries, comparáveis com os filmes convencionais e com o monitor dos computadores de mesa.

ATTAELMANAN, BORG e GRÖNDAHL (2000) realizaram um estudo cujo objetivo foi determinar os parâmetros de qualidade ótimos para as radiografias digitalizadas que poderiam ser obtidas por processos de digitalização e visualização. Para a realização deste trabalho, foram usadas duas mandíbulas secas, as quais foram seccionadas em seis espécimes contendo um molar, dois pré-molares, um canino e um incisivo respectivamente. As arcadas foram colocadas em um aparelho mecânico para padronizar a geometria de projeção, e expostas atrás de um de um cilindro de 2 cm de espessura de polimetilmetacrilato, preenchido com água para simular tecido mole. A distância focal foi de 30 cm. As

radiografias foram tomadas com filme periapical nº2 (Kodak) e expostas a 7 mA e 60kV. As seis radiografias resultantes foram digitalizadas usando um *scanner* de imagem Arcus II (Agfa, Bélgica). Várias opções de ajustes do *scanner* eram possíveis, as quais poderiam determinar a qualidade e o tamanho da imagem digital resultante, e foram: ajuste da escala de cinza, resolução do *scanner* (em 200, 400 e 600 *dpi's*) e curva de tonalidade, além de 8 bits ou 256 níveis de cinza. As radiografias foram digitalizadas com e sem uma máscara plástica transparente. Foram obtidas, ao todo, 36 imagens digitalizadas, as quais foram visualizadas em um monitor de 21 polegadas, e analisadas por sete radiologistas em uma sala escurecida, que deveriam graduar em uma escala de 5 pontos, a qualidade da imagem. O tamanho da tela do monitor variou entre 4 tamanhos possíveis: 640 X 480, 800 X 600, 1024 X 768 e 1152 X 864 *pixels*. A análise estatística foi realizada para determinar o formato de imagem preferido pela maioria. Todos os observadores julgaram melhores as imagens com máscara transparente do que as sem máscara. Além disto, as imagens digitalizadas com 400 *dpi's* e tamanho de tela grande foram julgadas com maior qualidade, seguidas pelas imagens de 200 *dpi's* (visualizadas no menor tamanho de tela de 640 X 480 *pixels*) e por último as de 600 *dpi's* (consideradas as piores imagens para visualização). Ao lado disto, as imagens digitais intrabucais deveriam ser mostradas em 256 níveis de cinza e com o maior tamanho de tela possível. Houve uma concordância de que a otimização da qualidade da imagem digital exibida requereria uma otimização da qualidade do *scanner* e do monitor através da manipulação dos ajustes disponíveis nestes equipamentos.

O objetivo do trabalho de JANHOM et al. (2001) foi estudar qual resolução do *scanner* seria apropriada para a digitalização de radiografias interproximais utilizando um *scanner* de mesa, para a detecção da presença e profundidade de cáries. Para isto, os autores utilizaram 52 pré-molares e 48 molares montados em blocos e radiografados com filmes convencionais (Ektaspeed Plus, Kodak), simulando uma projeção interproximal. Obtiveram ao todo 15 radiografias interproximais que foram digitalizadas com um *scanner* de mesa em 3 resoluções (150, 300 e 600 *dpi's*), com curva gama ajustada em 2,2 e as imagens arquivadas

em formato BMP. As imagens digitalizadas foram exibidas em um monitor de 17 polegadas SVGA, em uma ordem aleatória, para dez observadores que avaliaram 90 imagens (30 de cada resolução) sobre a presença ou não de cáries, graduando-as em uma escala de cinco pontos e, sobre a profundidade das cáries em uma escala de 3 pontos. Em seguida, os dentes foram examinados histologicamente para confirmação, por dois examinadores, sobre a presença e profundidade de cáries, e os resultados foram comparados com as respostas dos examinadores. Todos os resultados foram comparados e submetidos a uma análise de variância multivariada ANOVA. Os resultados mostraram que a profundidade das lesões exerceram um efeito significativo na certeza do reconhecimento da lesão. O principal efeito da interação entre a resolução e a profundidade da lesão foram significativos, pois a confiança ou certeza na resposta dos observadores aumentou com o aumento da resolução. No entanto, não houve diferença significativa quando a resolução aumentou de 300 para 600 *dpi's*. Os maiores erros na observação de superfícies íntegras foram obtidos com resolução de 150 *dpi's*, e na observação de cáries dentinárias com a resolução de 600 *dpi's*. Os autores puderam concluir que quando radiografias proximais são digitalizadas com *scanner* de mesa, os melhores resultados são obtidos quando a resolução do *scanner* é ajustada em 300 *dpi's*, pois, nesta resolução o tamanho do arquivo é manejável, sem perda significativa de informações necessárias à elaboração do diagnóstico de cárie.

GÜRDAL, HILDEBOLT e AKDENIZ (2001) afirmaram que o sistema TIFF de arquivamento de imagens era amplamente aceito para melhor observação dos níveis de cinza, permitindo uma melhor permuta de imagens com outros programas de computador e sistemas digitais. No entanto, o problema encontrado com este formato de arquivamento era que, dependendo da resolução usada, este formato poderia requerer cerca de 100 a 1000 kilobytes da memória de um computador, o que poderia criar problemas durante a armazenagem e a transmissão dos dados. Por isto é que foram criados programas de compressão de imagens, sendo o mais comumente usado o JPEG, capaz de reduzir em até 95% o tamanho dos arquivos, mas com perda irreversível de dados. O objetivo deste trabalho foi determinar se as variações nos dados de radiodensidade foram introduzidos pela compressão

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

BÓSCOLO et al. (2001) realizaram um estudo clínico com dois sistemas digitais CCD, com um sistema de placa armazenadora de fósforo, com filme *E-speed* e com filmes digitalizados, e avaliaram a qualidade da imagem quando submetidas a diferentes kilovoltagens e tempos de exposição. Além disto, avaliaram comparativamente o alcance dinâmico e a sensibilidade destes sistemas. Para isto, os autores utilizaram os seguintes materiais: um sistema *Sens-A-Ray 2000*, um sistema *CDR – Schick*, um sistema *Digora*, filmes *E-speed Kodak* processados manualmente e radiografias digitalizadas com um *scanner Scanjet HP* e manipuladas com um programa *Corel Photo Paint*. As imagens eram

armazenadas em formato TIFF, sem compressão, com 8 *bits*, 600 *dpi*'s de resolução e um arquivo aproximado de 700 kB. O monitor utilizado era um SVGA de 17 polegadas, configurado em 1024 X 768 *pixels* por polegada. Os cinco objetos analisados eram duas secções de mandíbula e uma secção de maxila, secas, um densitômetro de alumínio e um bloco de alumínio com 6 orifícios com profundidades variando de 0,5 a 3 mm. As kilovoltagens utilizadas foram 50, 60 e 70 kVp e os tempos foram de 0,05, 0,08, 0,13, 0,2, 0,4, 0,8 e 2,0 segundos para cada kVp, em 21 grupos diferentes. Os tempos mais baixos eram usados para testar a sensibilidade do sistema e os mais altos para testar o alcance dinâmico, tudo com o auxílio de aparelhos específicos. A posição dos objetos era sempre padronizada e cada um foi radiografado 21 vezes nos cinco sistemas, perfazendo 105 imagens de cada, totalizando 525 imagens. As imagens foram avaliadas por seis observadores (três radiologistas, dois clínicos gerais e um estudante veterano) fazendo um total de 3150 avaliações. Os observadores eram treinados previamente para trabalharem com cada sistema, e as observações eram feitas com um sistema por dia para evitar fadiga visual. Era permitido aos observadores manipularem o brilho e contraste com ferramentas de manipulação. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes, com o sistema de armazenamento de fósforo produzindo o alcance dinâmico mais amplo, seguido pelos filmes digitalizados. O sistema CDR mostrou grande sensibilidade, seguido pelo sistema Digora. Os autores também afirmaram que as radiografias digitalizadas, além do maior alcance dinâmico, também apresentaram maior sensibilidade que os filmes convencionais, provavelmente devido à disponibilidade das ferramentas de manipulação digitais, o que permitiu que radiografias de baixa qualidade pudessem ser recuperadas. Entretanto, a despeito desses fatores, os autores relataram que os filmes digitalizados dificilmente poderiam fazer parte da rotina odontológica, devido à dificuldade demonstrada na aquisição da imagem. Como conclusão, afirmou-se que, para avaliar a qualidade diagnóstica de qualquer sistema é necessário considerar a qualidade da imagem, o alcance dinâmico e a sensibilidade, como conceitos intimamente relacionados e que podem influenciar uns sobre os outros.

SCHULZE, ROSING e HOEDT (2002) compararam a qualidade da imagem visual de radiografias panorâmicas convencionais e digitalizadas. Os autores salientaram que a aplicação simples e os baixos custos tornaram os *scanners* de mesa os equipamentos de escolha nos consultórios odontológicos. O estudo realizado levou em consideração, ao invés dos parâmetros físicos do equipamento (brilho, contraste, resolução e densidade óptica), outros aspectos como as propriedades da imagem causadas pela interação complexa destes fatores como, por exemplo, a perceptibilidade de pequenas cavidades feitas com brocas, em radiografias panorâmicas. Este foi o objetivo do trabalho, ou seja, testar se a percepção destas cavidades seria igual nos filmes e nas radiografias digitalizadas. Para isto, os autores utilizaram uma cunha de alumínio puro contendo 100 lojas, nas quais 90 tinham cavidades rasas, e que foi exposta na unidade de radiografias panorâmicas. Duas imagens exibindo o mais amplo alcance de níveis de cinza, de acordo com o julgamento subjetivo de dois observadores, foram selecionadas para avaliação. Estes dois filmes panorâmicos foram digitalizados com 300 *dpi's* e 8 *bit's* num *scanner* de mesa e exportadas em formato de arquivo TIFF. As imagens foram visualizadas em um monitor de 17 polegadas com uma resolução de 1280 X 1024 *pixels*. Cinquenta observadores foram recrutados a analisar as imagens, graduando se eles percebiam ou não um ponto representando uma cavidade em cada célula da grade. Os dados obtidos foram agrupados em uma planilha e analisados pelo teste t-pareado. Com base nos resultados, os autores observaram algumas falhas nas imagens obtidas com *scanner* de mesa, principalmente no processo de tradução das informações das imagens radiográficas contendo alto nível de densidade óptica. Segundo os autores, isto pode obstruir o processo de detecção de áreas com diferentes contrastes em áreas enegrecidas como, por exemplo, a crista óssea interproximal. Como conclusão, demonstrou-se que houve uma perda significativa de sensibilidade, ou seja, houve perda de informação na imagem, principalmente em áreas enegrecidas, com alta densidade óptica. Apesar de ser estatisticamente significativa, a diferença real entre ambas as modalidades de imagem foi relativamente pequena.

2.4 DIAGNÓSTICO DE REABSORÇÕES RADICULARES EXTERNAS POR IMAGENS

Iniciando o assunto das reabsorções radiculares, cita-se a pesquisa de GUNRAJ (1999), o qual afirmou que a reabsorção dos dentes permanentes poderia ocorrer clinicamente devido a alguns fatores como por inflamação crônica da polpa e/ou tecidos periodontais, por trauma, por pressão induzida ao ligamento periodontal associado à movimentação ortodôntica, por tumores ou pela erupção dentária. A reabsorção externa da raiz usualmente acompanha reações simultâneas no osso alveolar, como resultado da inflamação local. Ocorre inicialmente às expensas dos osteoclastos, mas outras células como os macrófagos, monócitos e osteócitos também podem estar envolvidas. Dentre os mecanismos fisiológicos inibidores da reabsorção dentária pode-se citar o ligamento periodontal, que age como uma barreira entre o osso alveolar e o cimento. A reabsorção externa também pode estar associada a um trauma. Se há irritação à dentina, cimento ou ligamento periodontal, células clásticas serão atraídas à área afetada da superfície da raiz e a reabsorção ocorrerá como parte da função das células. A reabsorção inflamatória pode ocorrer em casos mais severos de trauma, quando o dano ao cimento progride até envolver reabsorção da camada intermediária do cimento. Se a polpa for necrótica e infectada, os produtos bacterianos iniciam o estímulo para o início da fagocitose, causando inflamação e posterior reabsorção radicular e óssea. Segundo este mesmo autor, a denominada reabsorção por substituição ocorreria em casos de luxações, quando houvesse perda da viabilidade das células do ligamento periodontal, ou em casos de avulsão dentária onde ocorreria um dano excessivo ao ligamento. Nesses casos, se o dente permaneceu fora do alvéolo por um período longo e em más condições, o progresso desta condição seria a perda do dente, pois a raiz seria gradualmente sendo substituída por tecido ósseo. A dentina radicular se fusionaria com o osso (anquilose). Na reabsorção externa da polpa necrótica, a reabsorção seria aumentada por meio de substâncias liberadas de células inflamatórias nos tecidos adjacentes, como o fator ativador dos osteoclastos, fator quimiotático dos macrófagos e prostaglandinas, e que poderia afetar todos os dentes que

possuíssem periodontite apical perirradicular. A reabsorção externa devida à pressão no ligamento periodontal poderia ocorrer como resultado da movimentação ortodôntica e nos casos de processos de crescimento lento como tumores, cistos, tumores de células gigantes, osteoesclerose e lesões fibro-ósseas, a qual cessa quando o estímulo é removido. A reabsorção dita cervical (também designada reabsorção invasiva extrarradicular, reabsorção cervical invasiva ou reabsorção interna-externa) seria uma reabsorção que poderia resultar de movimentação ortodôntica, ou após clareamento interno ou ainda de cirurgias ortognáticas e dentoalveolares. Poderia ocorrer em polpas aparentemente normais, pois o processo de reabsorção não seria provocado nem estimulado por tecido necrótico pulpar.

O trabalho de FEIGLIN (1986) também teve o propósito de revisar o tema das reabsorções radiculares e sugerir meios de melhora e recuperação do dente afetado. Esta revisão apresentou uma classificação dos vários tipos de reabsorção radicular e algumas informações de prevenção e tratamento. As reabsorções radiculares internas e externas e a reabsorção radicular inflamatória são consideradas especialmente em relação a dentes avulsionados. A reabsorção radicular interna seria aparentemente desencadeada por um sinal inflamatório em algum lugar da polpa, cuja causa provável seria um trauma. A reabsorção radicular externa poderia ocorrer em qualquer parte da extensão da superfície radicular e poderia derivar de várias situações: reabsorção fisiológica (o que ocorre com os dentes decíduos), reabsorção dentária de origem ortodôntica, reabsorção induzida por trauma e reabsorção induzida por pressão causada por dentes adjacentes não irrompidos. A reabsorção radicular inflamatória pode ser dividida em apical e cervical, cujo prognóstico é totalmente diferente em cada situação. Na reabsorção associada com dentes avulsionados, as partes lesadas do ligamento periodontal e do cemento seriam removidos por um processo de reabsorção, expondo os túbulos dentinários com uma comunicação direta entre áreas de polpa necrótica e o ligamento periodontal; uma vez iniciada, não haveria como parar sua progressão. Concluiu-se que a preservação de todos os tipos de reabsorção radicular, baseada

em exames radiográficos, seria essencial para se determinar se há ou não progressão da patologia.

CHAPNICK (1989) realizou uma avaliação experimental sobre quão valiosa e precisa deveria ser uma radiografia para avaliação de lesões simuladas de reabsorção radicular externa. Com este objetivo, utilizou uma mandíbula humana que foi inicialmente radiografada com o uso de um suporte posicionador para padronização das mesmas subseqüentes. Desta mandíbula foi extraído o 2º pré-molar no qual foram confeccionadas cinco cavidades de diferentes diâmetros para simular as cavidades de reabsorção. O dente foi reposicionado no seu alvéolo e a mandíbula foi radiografada no mesmo padrão inicial, só que em diferentes tempos de exposição e diferentes angulações. Onze observadores avaliaram as quatro radiografias obtidas, com um intervalo de uma semana aproximadamente, entre as observações, sendo os resultados anotados, tabulados e submetidos à análise estatística. Com os resultados, observou-se que pequenos defeitos de reabsorção foram significativamente mais difíceis de identificar do que os maiores. As conclusões do autor foram que as técnicas radiográficas convencionais não foram adequadas para detectar precocemente pequenos defeitos de reabsorção, além do que, as variáveis avaliadas no estudo que foram angulação, tempo de exposição e localização dos defeitos não afetaram a habilidade dos observadores em identificá-las corretamente. Concluiu também que a visualização de defeitos de reabsorção inexistentes poderia levar a tratamentos desnecessários.

O propósito do estudo de FARMAN et al. (1998) foi o de comparar a precisão dos observadores (endodontistas e especialistas em diagnóstico bucal) na avaliação do tamanho das radiolucências periapicais, com o filme Ektaspeed plus e com as medidas algorítmicas do sistema digital Visualix-2 (CCD), ambos com e sem o auxílio de manipulação digital da imagem. Para este trabalho foram selecionados 28 pacientes da clínica de endodontia da Universidade de Louisville (USA). O critério para seleção dos pacientes era o de que o paciente deveria ter no mínimo 18 anos, estar em boas condições de saúde e ter um diagnóstico que requeresse cirurgia periapical. As imagens, tanto convencionais como digitais,

foram realizadas no pré e pós-operatório. Durante o procedimento cirúrgico, quando a cavidade já estava seca e completamente curetada, usou-se um material de moldagem (Impregum F polieter elastomérico, 3M-Espe) para medir a cavidade, sendo o material removido com cuidado para manter a correta orientação de impressão. Após, esta impressão era medida com o auxílio de um paquímetro, no momento e novamente após 1 semana, com o mesmo observador para eliminar erros interoperadores. As medidas variaram menos de 0,4 mm em ambos os casos e a média foi obtida para determinar a medida padrão. Quatorze observadores avaliaram as imagens. As principais medidas, méso-distal e superior-inferior, para cada modalidade, tanto pré como pós-operatória, foram menores do que as medidas obtidas pela impressão direta, exceto pelas imagens equalizadas do Visualix-2 para dimensões méso-distais pós-operatórias. Os pesquisadores afirmaram que qualquer tecnologia que complemente a informação radiográfica tem uso potencial para os endodontistas. As imagens digitais facilitam em relação ao tempo de aquisição das imagens assim como simplificam a sua obtenção. Este estudo mostrou que as imagens obtidas com o Visualix-2 foram, pelo menos, iguais clinicamente às obtidas com o filme Ektaspeed Plus na estimativa do tamanho de lesões periapicais e, mais precisas do que as radiografias convencionais quando as imagens eram manipuladas. Concluiu-se que novas pesquisas seriam necessárias para se determinar quão efetivos seriam os sistemas CCD, e programas de imagens associados, em comparação com o filme convencional na detecção precoce de lesões periapicais.

LEVANDER, BAJKA e MALMGREN (1998) descreveram em seu artigo que o diagnóstico precoce é de grande valor na detecção das reabsorções radiculares. O propósito deste trabalho foi avaliar a sensibilidade das radiografias digitais na detecção de cavidades de reabsorção radicular simuladas em um modelo experimental, e a reabsorção radicular apical ortodonticamente induzida *in vivo*. Além disto, estudou-se também o grau de reabsorção radicular apical após 3 e 6 meses de tratamento, relacionado com o formato da raiz. Foram utilizadas 44 radiografias convencionais e 44 radiografias digitais de pré-molares de uma mandíbula humana seca. As radiografias foram tomadas inicialmente e após a

confeção de lesões artificiais, nos terços cervical, médio e apical, nas faces proximais, vestibulares e linguais das raízes. Em cada dente, duas cavidades pequenas (0,6 mm de diâmetro e 0,3 de profundidade), duas cavidades médias (1,2 mm e 0,6 mm) e duas cavidades grandes (1,8 mm e 0,9 mm) foram feitas. As exposições foram feitas em três diferentes angulações (orto, méso e disto-radial). As posições do filme, do sensor e da mandíbula estavam fixas para todas as tomadas. As radiografias digitais foram tomadas com o sistema Sens-A-Ray e visualizadas em um monitor de computador. Todas as imagens foram visualizadas por três observadores experientes, que graduavam a presença ou ausência de lesão e a localização destas, em um negatoscópio com ampliação de 2 X e no monitor com ampliação de 5 X. A reabsorção *in vivo* foi estudada em 92 incisivos superiores, após 3 e 6 meses de tratamento com aparelhos fixos. Os resultados mostraram uma sensibilidade similar para os dois métodos. A sensibilidade aumentou significativamente com o aumento das cavidades. Com 3 meses de controle, uma reabsorção de apenas 0.5 mm foi detectada em apenas poucos dentes, mas após 6 meses, este número aumentou significativamente. Houve um alto grau de reabsorção radicular em dentes com ápices rombóides, nos quais os autores recomendaram radiografias de controle de 3 em 3 meses.

BORG et al. (1998) afirmaram que o diagnóstico precoce de lesões de reabsorção externa é essencial para assegurar o tratamento correto do dente em questão. O propósito deste estudo foi avaliar a habilidade dos observadores em detectar cavidades simuladas de reabsorções radiculares externas em radiografias convencionais e em imagens digitais produzidas com um sistema digital CCD e com um sistema de placa de fósforo (PSP). Os autores também quiseram determinar se a detecção era influenciada por diferentes tamanhos de reabsorções e diferentes tempos de exposições. Neste trabalho não foi relatado como as cavidades foram feitas, somente que as cavidades possuíam 0,6 mm e 0,9 mm de profundidade, além do que foram feitas somente radiografias orto-radiais. Observou-se que os filmes apresentaram maior sensibilidade com o aumento da exposição radiográfica, o que também ocorreu com o sistema CCD. O filme radiográfico e o sistema CCD apresentaram maior sensibilidade e especificidade

para ambos os tamanhos das reabsorções num tempo de exposição de 200 milissegundos. As lesões mais profundas mostraram uma aparência de túnel, com bordas mais distintas, mas as reabsorções externas não seguiram este tipo de conformação, sendo mais irregulares. Isto foi confirmado por um outro estudo que dizia que os defeitos criados mecanicamente possuíam um contraste maior que as lesões naturais de cárie e eram mais fáceis de identificar.. Este estudo concluiu que os sistemas digitais têm um desempenho semelhante às radiografias convencionais na detecção de cavidades simuladas de reabsorções radiculares. Contudo o tempo de exposição correto foi crucial especialmente para os filmes convencionais e para o sistema digital CCD.

GOLDBERG, DE SILVIO e DREYER (1998) analisaram a possibilidade de detectar radiograficamente a presença de cavidades simuladas de reabsorção radicular externa, com diferentes tamanhos e localizações. Para isto, utilizaram 3 crânios humanos com, no mínimo 3 dos 4 incisivos superiores. Para padronizar as exposições, a maxila foi separada do crânio e fixada em uma plataforma que permitia ajustes da angulação horizontal. Foram realizadas radiografias iniciais sob estas condições, sendo que após, os incisivos foram extraídos e as cavidades eram confeccionadas nos terços cervical, médio e apical das superfícies radiculares, com brocas de alta rotação com 0,6, 1,2 e 1,8 mm de diâmetro. As radiografias foram tomadas entre as confecções das cavidades. As 30 radiografias obtidas foram analisadas por 3 observadores endodontistas, aos quais, numa primeira observação, eram mostradas as radiografias iniciais, depois as radiografias com cavidades pequenas, médias e grandes, sem permissão de comparação com as radiografias iniciais. Numa segunda observação, cada seqüência foi comparada com as radiografias iniciais. Foi realizada a análise estatística com os testes de Fischer e Qui-Quadrado. Os resultados mostraram que as cavidades pequenas foram mais difíceis de detectar que as cavidades médias e grandes. Além disto, as cavidades localizadas nas superfícies proximais foram mais facilmente detectadas que aquelas localizadas nas superfícies vestibulares. Finalmente, quando os observadores podiam comparar as seqüências com as radiografias iniciais, a taxa de detecção foi consideravelmente maior.

HEITHERSAY (1999) alertou em seu trabalho quanto à possibilidade da reabsorção cervical invasiva, especialmente após trauma, clareamento interno ou tratamento ortodôntico, além do que checagens periódicas com radiografias eram necessárias para aqueles dentes considerados de risco. Este estudo foi realizado para avaliar os vários fatores predisponentes em um grupo relativamente grande (222 pacientes – num total de 257 dentes), apresentando vários graus da reabsorção cervical invasiva. Os fatores predisponentes foram descritos em categorias como se segue: trauma (considerações com relação à idade em que ocorreu o trauma e severidade do mesmo); clareamento intracoronário (número de sessões e o tempo que o clareamento foi realizado); cirurgia (tipo de cirurgia e a área em que foi realizada); tratamento ortodôntico (idade do início e término do tratamento e o método empregado); retrações gengivais (severidade do envolvimento periodontal e duração do tratamento); bruxismo; erupção atrasada; defeitos de desenvolvimento e, finalmente, restaurações intracoronárias. Para se iniciar uma reabsorção cervical, a camada protetora de tecido cementóide deve ser deficiente ou estar danificada. Isto pode ocorrer devido a um trauma químico e/ou físico. Os resultados deste trabalho mostraram que o clareamento intracoronário foi o único fator predisponente potencial em 4,5% dos pacientes. O trauma foi confirmado como um fator predisponente potencial com incidência relativamente alta: 25,2% dos pacientes (ou 25,7% dos dentes), cuja região de maior incidência foi dos dentes anteriores superiores. Procedimentos cirúrgicos envolvendo a junção cimento esmalte foram identificados como fatores predisponentes em 6,8% dos pacientes (5.8% dos dentes). A região de maior incidência foi a de segundos molares após extração dos terceiros. A maior incidência de reabsorção cervical invasiva foi encontrada em pacientes com histórico de tratamento ortodôntico. Não houve correlação entre a técnica ortodôntica empregada e o desenvolvimento deste tipo de reabsorção. A pressão causada por forças ortodônticas excessivas pode resultar em tecido necrótico adjacente ao cimento desnudo. Os dentes mais afetados são, em primeiro lugar, os caninos e em segundo lugar os incisivos centrais superiores. O tratamento periodontal não pareceu ser um grande fator predisponente em potencial mesmo quando combinado a outros fatores. Em 28,9%

dos pacientes, havia mais de um fator predisponente (por exemplo 7,5% dos pacientes tinham um histórico de trauma e clareamento intracoronal). Este estudo tentou identificar os fatores predisponentes no desenvolvimento da reabsorção cervical invasiva, cuja detecção precoce é importante porque permite condições de tratamento com relativo grau de sucesso. Pareceu haver fortes associações entre a reabsorção cervical invasiva e tratamento ortodôntico, clareamento intracoronal e trauma dentário, isolados ou em combinação, mas investigações futuras ainda são necessárias.

LAUX et al. (2000) investigaram a confiabilidade de radiografias na detecção de reabsorções inflamatórias apicais por meio da correlação do diagnóstico radiográfico com achados histológicos. Na primeira fase do estudo, um especialista em endodontia, com boa experiência avaliou todas as 124 radiografias sem saber o diagnóstico histológico. Os dentes com radiolucências periapicais foram examinados pela presença ou ausência de reabsorção no terço apical da raiz e foram divididas em três categorias: categoria 0 (nenhuma evidência de reabsorção); categoria + (reabsorção moderada - presença de irregularidades "borradas" no contorno da raiz); categoria ++ (reabsorção severa - presença de radiolucência distinta com "encurtamento" radicular). A segunda parte do estudo, incluía análise microscópica à luz dos cortes histológicos obtidos dos dentes. As amostras foram analisadas segundo os seguintes critérios: categoria 0 (ausência de reabsorção radicular apical sem reparo); categoria + (reabsorção limitada somente ao cimento); categoria ++ (reabsorção severa do cimento e da dentina). Enquanto 19% dos dentes eram radiograficamente diagnosticados como tendo reabsorção radicular inflamatória, 81% dos dentes examinados com periodontite apical apresentavam reabsorção radicular inflamatória distinta por meio de análise histológica. Este fato é indicativo das limitações das radiografias para o diagnóstico de reabsorções radiculares apicais inflamatórias. Com os resultados, este estudo demonstrou claramente as dificuldades associadas em reconhecer a presença de reabsorções radiculares inflamatórias em radiografias comuns, devido a vários fatores como tamanho e localização das reabsorções, variações anatômicas dos maxilares e dos dentes e o conteúdo mineral, além do tipo e o número das

radiografias usadas, ângulo de incidência do feixe de raios X, tempo de exposição, sensibilidade do filme e procedimentos de processamento. Segundo os autores, as cavidades localizadas em superfícies proximais são mais fáceis de se detectar do que aquelas nas faces bucais ou linguais.

HOLMES, GULABIVALA e van der STELT (2001) compararam a precisão diagnóstica da radiografia convencional com a subtração de imagem na detecção de lesões de reabsorção dentária interna simuladas em dois cadáveres, cada qual com incisivos centrais intactos e dentes posteriores suficientes que permitiam a padronização da técnica radiográfica, pelo uso de posicionadores específicos confeccionados especialmente para o estudo, os quais direcionavam o feixe de raios X. As cavidades que simularam as reabsorções radiculares internas foram realizadas seqüencialmente, desde 0,6 mm até 1,6 mm de diâmetro, após a remoção e secção dos incisivos centrais superiores, sendo que entre a confecção das cavidades realizavam-se novas radiografias convencionais (120 ao todo). Após este processo, as radiografias foram montadas para a visualização por 5 observadores, os quais completavam um questionário. Posteriormente, as radiografias eram digitalizadas por uma câmera de vídeo monocromática, montada perpendicularmente ao filme, sendo a imagem visualizada em um monitor. Após as imagens controle serem arquivadas, realizou-se a captura das imagens subseqüentes relativas às reabsorções dentárias internas simuladas na coroa e na raiz. Invertendo-se a escala de cinza das imagens controle e sobrepondo as imagens subseqüentes, a subtração radiográfica foi realizada com o programa EMAGO (Amsterdam, Holanda). As imagens foram manipuladas de uma maneira idêntica para assegurar a padronização do contraste e a reconstrução geométrica corrigindo erros de alinhamento. Novamente cinco observadores foram solicitados a responder um questionário sobre a interpretação das diferentes reabsorções dentárias simuladas, comparando-se as imagens digitalizadas subtraídas, das imagens convencionais. Os resultados constataram a viabilidade da subtração radiográfica para avaliação de reabsorção radicular interna. O trabalho também permitiu a validação de um *stent* (dispositivo posicionador) apropriado para permitir o acompanhamento de reabsorções dentárias, principalmente em dentes

unirradiculares. Concluíram que a subtração de imagens é superior às radiografias convencionais, na detecção das lesões simuladas de reabsorções dentárias principalmente coronárias, além do que, pode ser uma ferramenta valiosa para monitoração do progresso das lesões.

HEO et al. (2001) avaliaram a capacidade de diagnóstico e quantificação de imagens digitais subtraídas para reabsorções radiculares simuladas, e também compararam a precisão diagnóstica de radiografias convencionais com imagens de subtração digital para esta condição. Para a realização desta pesquisa foram usados 10 incisivos centrais superiores íntegros, os quais foram radiografados com os sistemas digital (Digora) e convencional (filme Ektaspeed). Foram feitas incidências com 6 angulações diferentes. As imagens com 0° de angulação vertical e horizontal foram usadas como imagens controle. Após as imagens iniciais, foram feitos desgastes com brocas, de 0,5 mm simulando reabsorções nos dentes. As imagens digitais foram processadas em um computador com o programa Emago/Advanced (Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, The Netherlands). As porcentagens de perda dentária nas imagens foram calculadas a partir da seguinte equação: $(L1 - L2) / L1 \times 100$, onde L1 era o comprimento do dente na imagem padrão e L2 era o comprimento do dente da imagem subsequente após a reconstrução da imagem. Neste estudo, os autores puderam comprovar que níveis mínimos de reabsorção puderam ser observados com a subtração radiográfica e que o efeito de variação das angulações vertical e horizontal dos raios X eram negligenciáveis com este programa, o qual corrigia automaticamente qualquer erro geométrico feito durante a subtração radiográfica digital. Neste estudo, a análise das radiografias convencionais sugeriu que é difícil detectar quantidades pequenas de reabsorção, apesar de que todos os casos foram detectados com a subtração radiográfica. Outro fator a se considerar neste estudo é que um defeito produzido com uma broca é mais fácil de se detectar do que um defeito biológico que se desenvolve de uma forma mais irregular. Além disto, com a subtração radiográfica, o ruído estrutural é diminuído. Os resultados deste trabalho mostraram que a quantidade de reabsorções apicais radiculares foi medida precisamente com o

auxílio do programa Emago, sendo que o valor calculado foi igual à quantidade real de perda dentária.

LYROUDIA et al. (2002) realizaram um trabalho sobre dois casos de reabsorção dentária interna (um incisivo e um canino) que foram estudados usando radiografias, um estereomicroscópio e um microscópio eletrônico de varredura com imagens tridimensionais. Neste trabalho, os dois dentes foram radiografados em três angulações horizontais. Após, foram seccionados e estudados com o estereomicroscópio e por reconstrução tridimensional, utilizando-se as secções anteriores que foram digitalizadas com uma câmera de vídeo. Além disto, foram avaliados com o microscópio eletrônico de varredura. Os resultados foram que, radiograficamente, as reabsorções apresentaram-se como radiolucências uniformes. No entanto, ao microscópio foi vista uma extensa destruição dentinária, enquanto que ao microscópio eletrônico de varredura observou-se um claro desaparecimento dos túbulos dentinários. O método de reconstrução em 3D revelou um defeito oval circunscrito que não havia perfurado a área cementária. Como conclusão, concordou-se que a reabsorção radicular interna é um processo de remodelamento raro que pode ser estudado por vários métodos experimentais diferentes, nos quais foi observado que o osso externo não é removido ou reabsorvido pela proteção natural do cimento. Este fato, segundo os autores, pode ser usado como uma característica radiográfica diferencial, na elaboração do difícil diagnóstico deste problema.

KIM et al. (2003) relataram um caso de uma paciente com histórico de hipotireoidismo, que apresentava múltiplas lesões de reabsorção radicular externa, em vários dentes. Foi realizado um exame de tomografia computadorizada para se obter melhor visualização das áreas de reabsorção. Os dados digitais tridimensionais obtidos de um programa de visualização em 3D foram exportados para produzir o filme radiográfico. Para a fabricação do modelo dos dentes em tamanho real, foi usada uma máquina de protótipos rápidos. A partir dos resultados, as formas de tratamento foram discutidas para todos os dentes que possuíam lesões. Afirmou-se que o uso da Tomografia Computadorizada pode ser

muito útil para diagnosticar o tamanho exato e a localização das lesões. A utilização do protótipo de construção rápida demonstrou a imagem real da reabsorção, podendo-se optar por um autotransplante para a resolução do caso. Como conclusões deste trabalho inovador, afirmaram que realmente a TC não é sempre necessária. Contudo, em casos selecionados, tais como lesões em seio maxilar, lesões em torno do forame mental e reabsorção interna e externa severas, a TC torna-se muito útil ao demonstrar a relação real entre a lesão e as estruturas anatômicas normais, o que é muito difícil de ser realizado com as radiografias convencionais. Portanto, este procedimento é benéfico tanto para o endodontista quanto para o paciente quando se está à frente de afecções como as descritas.

1 PROPO

Co

de

PROPOSIÇÃO



3 PROPOSIÇÃO

Considerando a ampla utilização das radiografias digitalizadas e seus recursos de manipulação, no auxílio ao diagnóstico de afecções como cárie e lesões periapicais, concomitantemente à escassez de trabalhos sobre o diagnóstico de reabsorções radiculares externas pelo referido método, o presente trabalho teve como propósito realizar um estudo *in vitro* sobre a detecção de reabsorções radiculares externas simuladas em dentes humanos, por meio de radiografias convencionais e digitalizadas, objetivando:

- 3.1 Avaliar a capacidade de detecção da reabsorção radicular externa simulada por ambos os métodos;
- 3.2 Comparar os métodos entre si, incluindo os recursos de manipulação das radiografias digitalizadas;
- 3.3 Comparar os diferentes examinadores quanto à capacidade de observação das lesões.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente trabalho foi realizado conforme o paradigma quantitativo ou tradicional. A variável dependente foi a detecção das reabsorções radiculares externas, enquanto que as variáveis independentes foram as radiografias convencionais e digitalizadas. Para o estudo da variável dependente foram analisadas cavidades de diferentes diâmetros simulando as reabsorções. Para o estudo das variáveis independentes, três examinadores analisaram tanto as radiografias convencionais quanto as digitalizadas, estas últimas com dois recursos de manipulação da imagem.

A hipótese principal do estudo baseou-se na possibilidade de que tanto radiografias convencionais e principalmente, radiografias digitalizadas com seus recursos de manipulação, fossem eficazes na detecção de reabsorções radiculares externas simulada por cavidades de diferentes tamanhos

4.1 OBTENÇÃO DAS RADIOGRAFIAS

As radiografias utilizadas foram provenientes de um trabalho realizado por WESTPHALEN (2002), no qual foram utilizadas seis mandíbulas humanas secas com

dentes, oriundas do acervo da PUCPR, as quais foram identificadas com as letras A, B, C, D, E e F. Após avaliação radiográfica, foram selecionados 9 incisivos (centrais e laterais), 9 caninos, 9 pré-molares e 9 molares sem patologia apical, os quais foram classificados com números.

A simulação de tecido mole foi realizada com músculo bovino seccionado em partes de aproximadamente 1,5 mm de espessura posicionado nas regiões vestibular e lingual para simular tecido gengival, e com aproximadamente 10 mm, posicionado por vestibular para simular a bochecha. A fim de se obter as espessuras de tecido desejadas, o músculo bovino foi congelado, facilitando assim seu corte. Para a realização das tomadas radiográficas os fragmentos de músculo foram descongelados e adaptados corretamente nos locais pré-determinados.

Todos os dentes selecionados foram radiografados, inicialmente, em três angulações horizontais diferentes: orto-radial, méso-radial e disto-radial. As radiografias convencionais foram realizadas com filmes periapicais Kodak *Insight*¹, os quais foram identificados previamente, com letras de chumbo fixas por cera utilidade, antes de serem expostas, utilizando-se aparelho de raios X² Gnatus. As identificações foram efetuadas com quatro marcações: a primeira identificando a mandíbula (A, B, C, D, E ou F); a segunda, o dente (de 10 a 18 os incisivos centrais e laterais; de 20 a 28 os caninos; de 30 a 38 os pré-molares e de 40 a 48 os molares); a terceira indicando a radiografia inicial (I), ou após a simulação das cavidades pequenas (W), ou cavidades médias (Y), e a quarta indicando a angulação horizontal: orto-radial (O), méso-radial (M) e disto-radial (D). Para obtenção das radiografias méso-radiais e disto-radiais, modificou-se a angulação horizontal em aproximadamente 15 graus, pela movimentação do cilindro localizador. Após a realização de um teste prévio, o tempo de exposição dos filmes foi determinado em 0,12 s.

Para a confecção das cavidades foram utilizadas brocas cilíndricas³ de diâmetros compatíveis com aqueles idealizados no projeto do trabalho prévio, que

¹ - (Eastman Kodak Co, Rochester, NY, USA), sensibilidade E/F, tamanho 2

² - Gnatus IntraOs 70, área focal 0,8, com 70 kVp, 7 mA (Gnatus Equipamentos Médicos Odontológicos Ltda., Ribeirão Preto, SP).

³ DORMER® - HSS - Aço Rápido

eram acopladas a uma fresadora ferramenteira⁴ ligada a um leitor digital numérico⁵. Os dentes foram presos por meio de um alicate de pressão⁶, e este, por sua vez, era preso a uma morsa da própria fresadora, para que não se movimentassem durante a execução das cavidades (Figura 1).

Após a realização das cavidades, os dentes eram reposicionados nos alvéolos e, então, radiografados novamente. Inicialmente foram feitas cavidades com brocas de 0,7 mm de diâmetro e com profundidade também de 0,7 mm, sendo os dentes reposicionados nos respectivos alvéolos para as novas tomadas radiográficas.

Na seqüência, após as tomadas radiográficas, os dentes foram retirados de seus alvéolos e as cavidades foram ampliadas para 1,0 mm de diâmetro e 1,0 mm de profundidade. Reposicionaram-se os dentes e, outra vez, foram radiografados. Obtiveram-se, assim, cavidades e imagens radiográficas localizadas nos terços apical, médio e cervical, nas faces vestibular, mesial e distal, com dois diâmetros e duas profundidades diferentes.

Os filmes foram processados em soluções Kodak GBX^{®7}, pelo método tempo-temperatura, em câmara escura, sob luz de segurança. O tempo médio de revelação foi de 4 minutos a 20° Celsius. O banho interruptor foi de 30 segundos em água corrente, e a fixação de 10 minutos. Após fixados, as radiografias foram lavadas em água corrente por 20 minutos, secas e montadas em cartelas de papel próprias para filmes radiográficos.

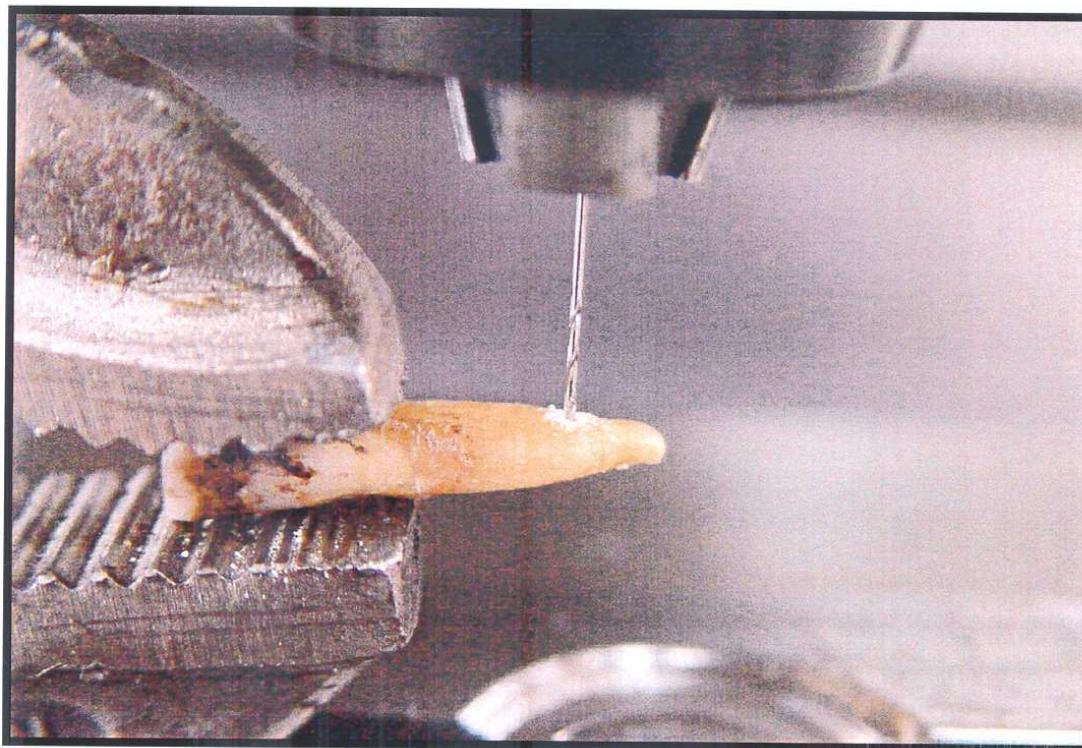
⁴ INTOS[®], Zebrók, FNGJ32, Republic Czech, 220 v, 160Hz, 6,5 kVa, 2000 rpm

⁵ HEIDENHAIN, Germany

⁶ GEDORE VANADIUM[®], N137-10

⁷ Revelador e reforçador GBX, fixador e reforçador GBX, Kodak Brasileira Com. e Ind. Ltda., São José dos Campos, SP

FIGURA 1 – DENTE FIXO POR UM ALICATE DE PRESSÃO, DURANTE O PROCESSO DE CONFEÇÃO DAS CAVIDADES REALIZADO POR UMA FRESADORA AUTOMÁTICA DE ALTA PRECISÃO.

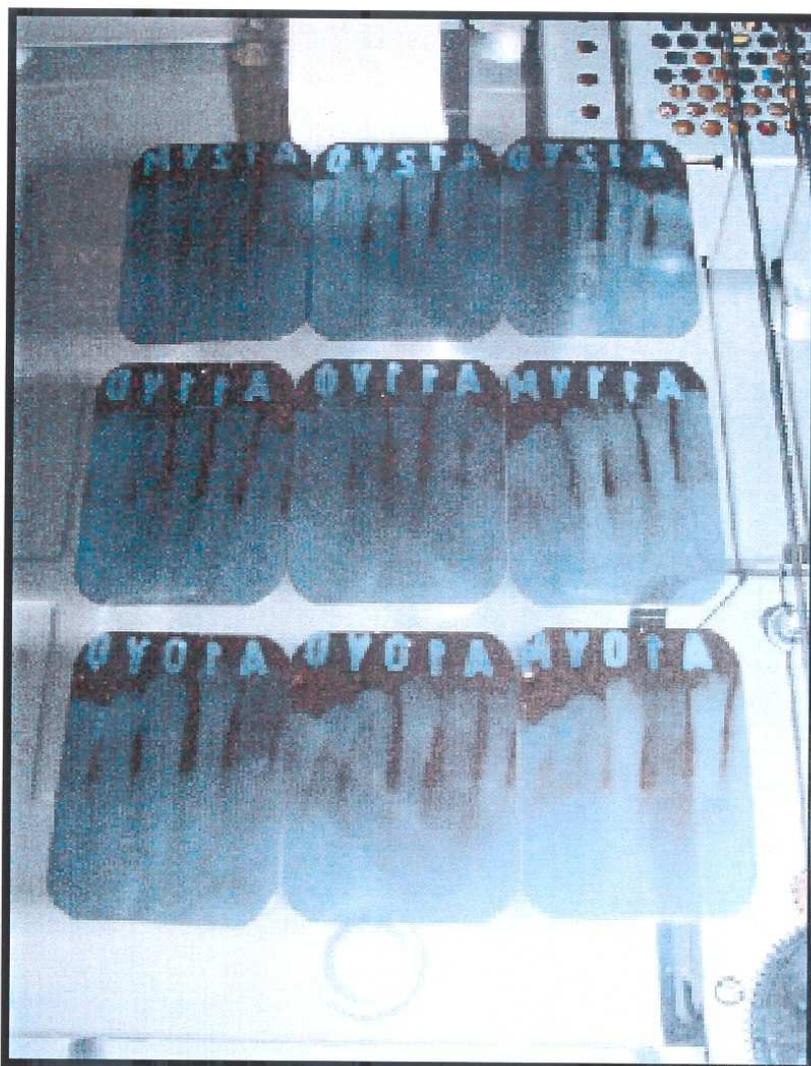


FONTE: WESTPHALEN, VPD 2002.

4.2 DIGITALIZAÇÃO E ARQUIVAMENTO DAS RADIOGRAFIAS

Na realização do presente trabalho foram utilizadas as radiografias do grupo dos Incisivos, com nove unidades dentárias, em duas diferentes situações, como seguem: Incisivos cavidades pequenas (Y), e cavidades grandes (X). As radiografias eram manipuladas com luvas de vinil, e eram dispostas sobre a plataforma do *scanner* de mesa (Genius) em conjuntos de três radiografias, tomando-se o cuidado de posicioná-las com a convexidade voltada para baixo e na disposição correta de angulação méso, orto ou disto-radial (Figura 2).

FIGURA 2 - RADIOGRAFIAS POSICIONADAS SOBRE O
SCANNER.



FONTE: WESTPHALEN, VPD 2002

Foi posicionado sobre a plataforma do *scanner* um negatoscópio de luz difundida⁸ tomando-se o cuidado no correto enquadramento do mesmo (Figura 3).

FIGURA 3 - NEGATOSCÓPIO DE LUZ DIFUNDIDA
POSICIONADO SOBRE A PLATAFORMA
DO SCANNER.



FONTE: WESTPHALEN, VPD 2002

Inicialmente foi realizada uma calibração prévia do aparelho, testando-se o programa de computador *Image Tool*⁹, versão 3.0, na obtenção, manipulação e arquivamento das imagens.

⁸ MEDALIGHT LP400, LIGHT PANEL, Universal Electronics Industries Ltd

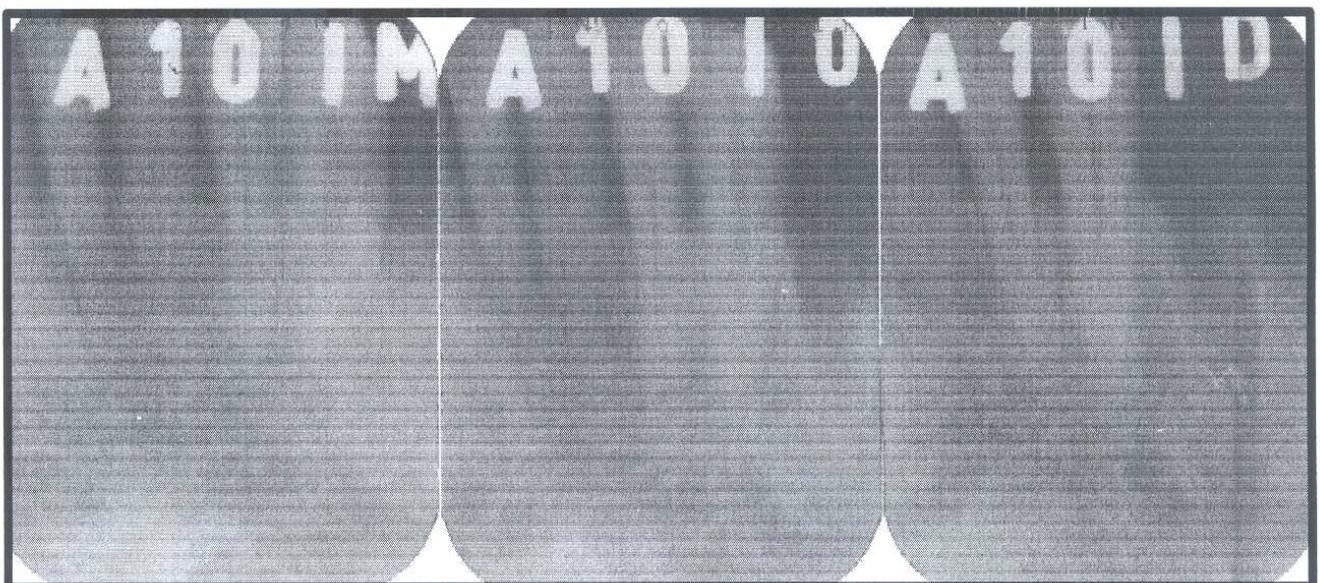
⁹ UTHSCSA – Texas, USA

Com a realização de testes prévios, chegou-se ao consenso de que a resolução de escolha seria de 200 dpi's (*dots per inch* ou pontos por polegada) e os tons médios de cinza ajustados em 70%, obtendo-se, desta forma, conjuntos de imagens radiográficas digitalizadas com 220 kB, em média, arquivadas em formato TIFF, com siglas representando cada dente, a mandíbula respectiva e cada processo de digitalização.

4.3 APLICAÇÃO DOS RECURSOS DE MANIPULAÇÃO E REALCE DAS IMAGENS

Na seqüência, os arquivos de imagens eram exportados para o programa *Image Tool*, no qual, dentre os inúmeros recursos disponíveis, foram selecionadas duas ferramentas que pudessem facilitar o processo de manipulação e realce das imagens. Estas ferramentas foram a otimização/ melhora do contraste e brilho da imagem (*stretching*) e inversão dos tons de cinza da imagem (*Invert*) (Figuras 4, 5 e 6).

FIGURA 4: IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITALIZADAS SEM MANIPULAÇÃO, REPRESENTANDO O TIPO DE RADIOGRAFIA 2



O tipo de radiografia 1 corresponde à radiografia convencional que, para ser mostrada neste trabalho, necessitou ser duplicada em pranchas radiográficas, conforme exemplo apresentado na página 66.

FIGURA 5 IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITALIZADAS MANIPULADAS COM OTIMIZAÇÃO DO BRILHO E CONTRASTE, REPRESENTANDO O TIPO DE RADIOGRAFIA 3.

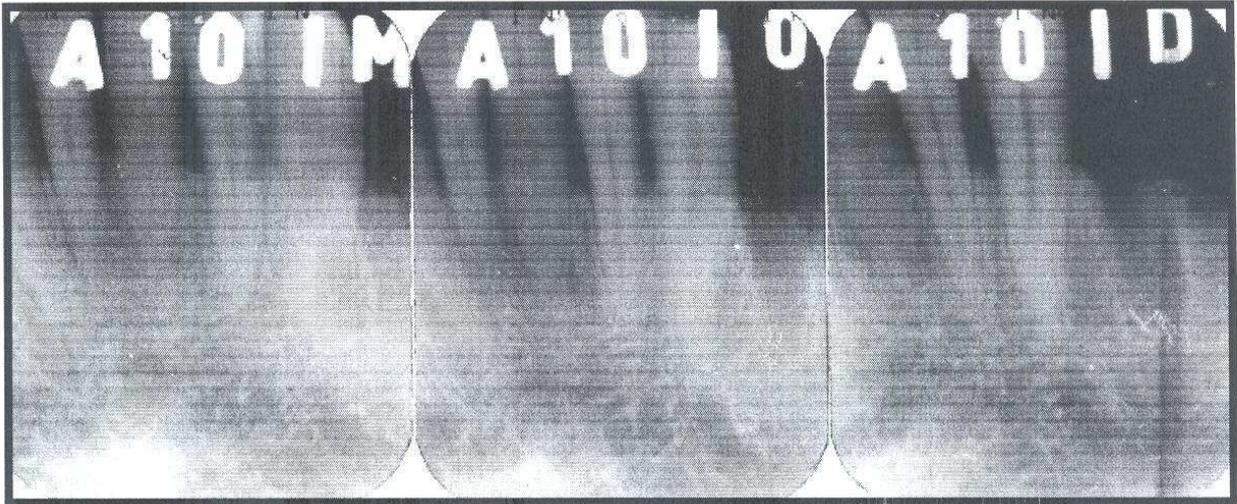
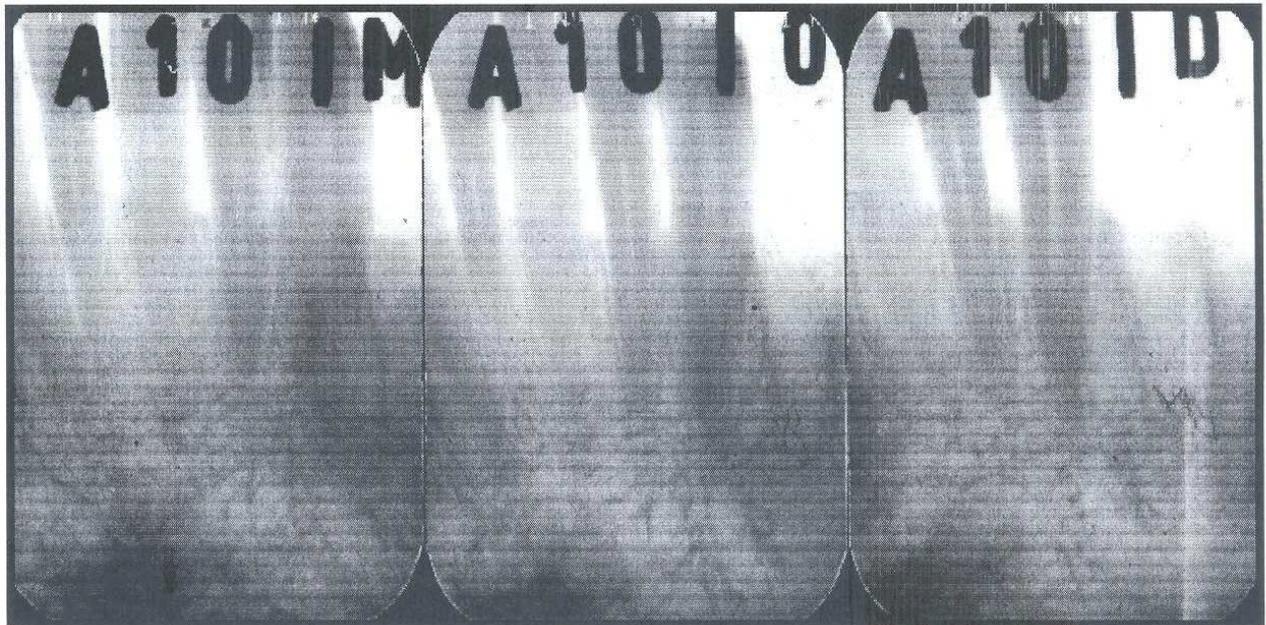
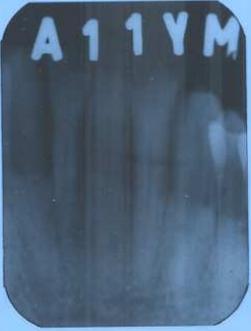


FIGURA 6: IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITALIZADAS MANIPULADAS COM INVERSÃO DOS TONS DE CINZA, REPRESENTANDO O TIPO DE RADIOGRAFIA 4.





Em seguida a cada ferramenta de realce, as imagens eram arquivadas com siglas representando cada processo, como segue o exemplo: **Inc Y 10 219,95 kB; A10 I, ST, INV**. Nesse exemplo, **Inc** significa Incisivos; **Y** refere-se ao grupo de radiografias com cavidades pequenas; **10** é o número do dente a ser analisado; **219,95 kB** refere-se ao tamanho do arquivo ocupado pelas imagens em formato TIFF; **A10** refere-se à mandíbula com o incisivo 10; **I** refere-se à radiografia inicial sem manipulação; **ST** refere-se ao recurso *stretching* (otimização) e finalmente **INV** refere-se ao recurso de inversão dos tons de cinza.

Para facilitar a observação das imagens e a análise estatística, as imagens foram todas agrupadas por tamanho de cavidade (grupo **A**, cavidades pequenas; grupo **B** cavidades grandes) e por tipo de radiografia utilizada, sendo número 1 a radiografia convencional; número 2 radiografia digitalizada sem recurso de manipulação; número 3 radiografia digitalizada otimizada e número 4 a radiografia digitalizada invertida

4.4 ANÁLISES RADIOGRÁFICAS

Foi elaborado um questionário no qual os avaliadores deveriam marcar a presença (pelo valor **1**) ou a ausência (pelo valor **0**), de lesões simuladas detectáveis, nos espaços designados das angulações e dos terços cervical, médio ou apical das superfícies radiculares (Apêndice 1). O local escolhido para as observações foi a sala de Radiologia Odontológica da PUCPR.

Foram selecionados 3 observadores para avaliar as imagens radiográficas, sendo um endodontista, um clínico geral e um radiologista. Primeiramente, as radiografias a serem avaliadas foram as radiografias convencionais, as quais estavam montadas em cartelas de papel, em conjuntos de 3 radiografias do mesmo dente, com as angulações orto, méso e disto radial. As radiografias eram dispostas sobre o mesmo negatoscópio de luz difundida que foi utilizado no processo de digitalização, e mostradas na seqüência de números dos dentes (**10 a 18**), e tamanhos de cavidades (grupo **A**, cavidades Pequenas; grupo **B** cavidades grandes). O critério para

pontuação de todos os tipos de radiografias era dicotômico: (1 - a presença ou 0 - a ausência de reabsorção externa). Os avaliadores sentavam-se sempre à mesma maneira, no período do início da tarde, quando o ambiente tornava-se calmo e livre de ruídos, além da iluminação ser diminuída com o auxílio de cortinas negras. Um intervalo de 2 a 3 dias era dado entre todas as avaliações. Após as radiografias convencionais, os observadores avaliaram as radiografias digitalizadas, as quais eram visualizadas em um monitor SVGA 15 polegadas¹⁰, com resolução de 800 X 600 *dpi*s também na seqüência dos números dos dentes (10 a 18), dos tamanhos das cavidades (**A, B e C**) e dos recursos de manipulação (inicial – **a**, com *stretching* – **b**, com inversão dos tons de cinza – **c**). Todos os dados foram tabulados em planilhas do programa Excel (Microsoft Office) e foram submetidos à análise estatística de diferença de proporções (teste “z”) entre variáveis binomiais.

¹⁰ (Multiscan sf 15, Trinitron, Sony Eletronics Inc., Park Ridge, NJ, USA)

RESULTADOS

5 RESULTADOS:

Os resultados do presente trabalho foram obtidos a partir das observações dos examinadores, os quais avaliaram 216 imagens radiográficas. Todos os dados foram anotados e tabulados em planilhas, em uma escala de dois pontos referentes à presença ou à ausência de lesões detectáveis, respectivamente os valores "1" e "0". Os valores aplicados pelos examinadores foram comparados com uma tabela-gabarito (Apêndice 3, pág. 104), a qual apresentava os locais nos respectivos dentes onde foram confeccionadas as cavidades simuladas de reabsorção radicular externa. Os dados constantes desta tabela foram considerados o padrão ouro, com o qual os dados obtidos pelos examinadores foram comparados com os valores reais. O teste estatístico realizado foi o teste "z" que calcula as diferenças de proporções entre variáveis dicotômicas.

No quadro 1 estão ilustrados os resultados obtidos quando os três observadores analisaram as cavidades pequenas em todos os tipos radiográficos.

QUADRO 1 – NÚMERO DE CAVIDADES PEQUENAS DETECTADAS PELOS TRÊS EXAMINADORES, EM TODOS OS TIPOS DE RADIOGRAFIAS ANALISADAS

CAVIDADES PEQUENAS					N=324
Examinador	Rad. 1 n=27	Rad. 2 n=27	Rad. 3 n=27	Rad. 4 n=27	n= 108
Radiologista	24	27	26	24	101
Endodontista	13	10	14	9	46
Clínico geral	19	13	14	7	53
Total	56	50	54	40	200
Percentual de acertos	69,1%	61,7%	66,7%	49,4%	61,72%

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2003

Neste quadro pode-se constatar o número total de observações realizadas pelos três examinadores, nas cavidades pequenas, em todos os tipos de radiografias analisados, mostrando-se os casos nos quais as cavidades foram detectadas.

No quadro 2 são apresentados os resultados obtidos quando os três observadores analisaram as cavidades grandes em todos os tipos radiográficos.

QUADRO 2 – NÚMERO DE CAVIDADES GRANDES DETECTADAS PELOS TRÊS EXAMINADORES, EM TODOS OS TIPOS DE RADIOGRAFIAS ANALISADAS

CAVIDADES GRANDES					N=324
Examinador	Rad. 1 n=27	Rad. 2 n=27	Rad. 3 n=27	Rad. 4 n=27	n= 108
Radiologista	27	27	27	27	108
Endodontista	23	23	23	23	92
Clínico geral	25	26	26	23	100
Total	75	76	76	73	300
Percentual de acertos	92,6%	93,8%	93,8%	90,1%	92,59%

FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2003

Neste quadro é possível constatar o número total de observações realizadas pelos três examinadores, nas cavidades grandes, em todos os tipos de radiografias analisados, mostrando-se os casos nos quais as cavidades foram detectadas.

A tabela 1 apresenta a comparação total entre as proporções de visualização das imagens em função dos tipos de radiografias em cavidades pequenas (observadas pelos três examinadores).

TABELA 1 - COMPARAÇÃO TOTAL ENTRE AS PROPORÇÕES DE VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS EM FUNÇÃO DOS TIPOS DE RADIOGRAFIAS EM CAVIDADES PEQUENAS

RADIOGRAFIA. 1	RADIOGRAFIA. 2	VALOR p BILATERAL
0,69	0,62	0,3501
RADIOGRAFIA 1	RADIOGRAFIA 3	
0,69	0,67	0,7853
RADIOGRAFIA 1	RADIOGRAFIA 4	
0,69	0,49	*0,0105
RADIOGRAFIA 2	RADIOGRAFIA 3	
0,62	0,67	0,5070
RADIOGRAFIA. 2	RADIOGRAFIA 4	
0,62	0,49	0,0979
RADIOGRAFIA 3	RADIOGRAFIA 4	
0,67	0,49	*0,0216

NOTA: Valores de $p \leq 0,05$ indicam diferenças estatísticas significantes entre as duas proporções. As proporções foram obtidas com base em amostras de tamanho 81 para cada tipo de radiografia. FONTE: Dados da pesquisa, Clínica de Odontologia, PUCPR, Curitiba, 2003

De acordo com a tabela 1 constatou-se que não houve diferenças estatísticas significativas quando foram comparados os métodos radiográficos convencional (tipo 1), com o digitalizado sem recursos de manipulação (tipo 2) e com o digitalizado otimizado (tipo 3), nas cavidades pequenas, para os três examinadores. No entanto, quando foram comparados os métodos radiográficos convencional (tipo 1) e digitalizado invertido (tipo 4), observou-se que este último apresentou um desempenho inferior ao obtido com a radiografia convencional, onde mais lesões foram detectadas, com uma diferença estatística significativa ($p \leq 0,05$). Esta condição também foi observada quando se compararam as radiografias digitalizadas otimizadas (tipo 3) com as radiografias digitalizadas invertidas (tipo 4).

A tabela 2 apresenta a comparação total entre as proporções de visualização das imagens em função dos tipos de radiografias em cavidades grandes (observadas pelos três examinadores).

TABELA 2 - COMPARAÇÃO TOTAL ENTRE AS PROPORÇÕES DE VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS EM FUNÇÃO DOS TIPOS DE RADIOGRAFIAS EM CAVIDADES GRANDES

RADIOGRAFIA 1	RADIOGRAFIA 2	VALOR p BILATERAL
0,93	0,94	0,7966
RADIOGRAFIA 1	RADIOGRAFIA 3	-
0,93	0,94	0,7966
RADIOGRAFIA. 1	RADIOGRAFIA 4	-
0,93	0,90	0,4946
RADIOGRAFIA. 2	RADIOGRAFIA 3	-
0,94	0,94	1,0000
RADIOGRAFIA. 2	RADIOGRAFIA 4	-
0,94	0,90	0,3495
RADIOGRAFIA 3	RADIOGRAFIA 4	-
0,94	0,90	0,3495

NOTA: Valores de $p \leq 0,05$ indicam diferenças estatísticas significantes entre as duas proporções. As proporções foram obtidas com base em amostras de tamanho 81 para cada tipo de radiografia.

De acordo com esta tabela constatou-se que não houve diferenças estatísticas significativas quando foram comparados os diferentes métodos radiográficos utilizados nas cavidades grandes, para os três examinadores.

Portanto, estes resultados mostraram que o desempenho obtido com as radiografias digitalizadas, como um todo, foi semelhante ao desempenho obtido com a radiografia convencional, não havendo diferenças estatísticas significativas entre os métodos analisados (quando $p \leq 0,05$).

A tabela 3 apresenta a comparação entre as proporções de visualização das imagens em função dos examinadores em cavidades pequenas.

TABELA 3 - COMPARAÇÃO TOTAL ENTRE AS PROPORÇÕES DE VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS EM FUNÇÃO DOS EXAMINADORES EM CAVIDADES PEQUENAS

Radiologista	Endodontista	VALOR p BILATERAL
0,94	0,43	*0,0000
Radiologista	Clínico geral	-
0,94	0,49	*0,0000
Endodontista	Clínico geral	-
0,43	0,49	0,3773

NOTA: Valores de $p \leq 0,05$ indicam diferenças estatísticas significantes entre as duas proporções. As proporções foram obtidas com base em amostras de tamanho 108 para cada examinador.

A tabela 4 apresenta a comparação entre as proporções de visualização das imagens em função dos examinadores em cavidades grandes.

TABELA 4 - COMPARAÇÃO TOTAL ENTRE AS PROPORÇÕES DE VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS EM FUNÇÃO DOS EXAMINADORES EM CAVIDADES GRANDES

Radiologista (1)	Endodontista (2)	VALOR p BILATERAL
1,00	0,85	*0,0000
Radiologista (1)	Clínico geral (3)	-
1,00	0,93	*0,0056
Endodontista (2)	Clínico geral (3)	-
0,85	0,93	0,0616

NOTA: Valores de $p \leq 0,05$ indicam diferenças estatísticas significantes entre as duas proporções. As proporções foram obtidas com base em amostras de tamanho 108 para cada tipo de observador.

De acordo com as tabelas 3 e 4 pode-se observar que o examinador 1 (Radiologista) detectou mais lesões em todos os tipos de radiografias analisadas, nos dois tamanhos de cavidades, com diferenças estatísticas significativas ($p \leq 0,05$).

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Para este trabalho, utilizou-se um arquivo de radiografias convencionais, cujas imagens foram digitalizadas e mostravam lesões simuladas de reabsorção radicular externa. Estas lesões foram as de eleição para serem estudadas devido a serem muito freqüentes e facilmente encontradas na clínica do dia a dia (decorrentes de tratamentos ortodônticos, clareamentos dentários e traumatismos), quando o clínico geral, o endodontista e/ou o radiologista precisam estar atentos para detectá-las e interpretá-las corretamente. De acordo com GUNRAJ (1999), o diagnóstico precoce é de extrema valia para o estabelecimento do prognóstico dos dentes envolvidos, aspecto que pode ser melhorado com a utilização dos recursos de alteração e realce das imagens.

6.1 RADIOGRAFIAS DIGITAIS E DIGITALIZADAS E APLICAÇÃO DE RECURSOS DE MANIPULAÇÃO E REALCE DAS IMAGENS

Os sistemas radiográficos digitais diretos há muito vêm sendo destacados pelas suas vantagens de aquisição e melhora das imagens. Desde que MOUYEN et al., em 1989, descreveram o primeiro sistema radiográfico digital, a RadioVisioGrafia, outros sistemas digitais foram desenvolvidos. Autores como MOUYEN et al. (1989); NELVIG, WING e WELANDER (1992); KHADEMI (1996) e

FRIEDLAND (1999), relataram as vantagens destes sistemas, podendo-se citar a utilização de menores tempos de exposição, o que reduziria a dose de radiação em cerca de metade e até a um terço do requerido para os filmes convencionais. Além disto, a imagem pode ser visualizada quase que imediatamente após a tomada radiográfica, dispensando o uso de filmes e o seu processamento químico. Os referidos autores concordaram com VERSTEEG, SANDERINK e van der STELT (1997), que afirmou que as maiores vantagens dos sistemas radiográficos digitais era a aplicabilidade dos recursos de manipulação sobre as imagens, dentre os quais eles citaram a ampliação, melhora do brilho e contraste, subtração radiográfica e reconstrução da imagem.

KHADEMI (1996); HORNER et al. (1990) descreveram a radiografia digital como uma importante alternativa à prática clínica, especialmente no campo da Endodontia e Implantodontia. No entanto, HORNER et al. (1990) salientaram que a substituição dos filmes convencionais pelos sistemas digitais ainda estaria longe de acontecer naquela época, pois os primeiros ainda eram métodos baratos e confiáveis, além de não haver nenhuma vantagem em utilizar recursos de manipulação como a ampliação e a inversão dos tons de cinza.

Essa afirmação foi contrária aos trabalhos de WENZEL et al. (1991); WENZEL e HINTZE (1993); MOYSTAD et al. (1995); GOTFREDSEN, WENZEL e GRONDAHL (1996) e SYRIOPOULOS et al. (2000), que reportaram em seus trabalhos que as imagens radiográficas processadas digitalmente poderiam ser consideradas qualitativamente como melhores que as radiografias convencionais devido aos recursos de manipulação de imagem (filtros de melhora de brilho e contraste, ampliação e realce de bordas), os quais melhoravam a detecção de afecções dentárias. Essa vantagem não pode ser observada em radiografias convencionais, as quais uma vez processadas quimicamente, não podem ser modificadas.

WENZEL et al. (1991) concluíram que alteração do contraste e brilho nas radiografias digitalizadas e digitais diretas foi a responsável pela obtenção de diagnóstico de cáries mais precisos, confirmado pelos resultados obtidos por WENZEL e HINTZE (1993) ao afirmarem que as imagens tratadas com recursos de manipulação foram preferidas às imagens não manipuladas, em seu trabalho de

detectabilidade de doenças dentárias. Estes autores ainda salientaram que as facilidades de manipulação de imagem deveriam estar disponíveis nos sistemas radiográficos, servindo a diferentes propósitos de interpretação radiográfica, em concordância com as conclusões de MOYSTAD et al. (1995) de que a capacidade de ampliação dos sistemas digitais poderiam favorecer a elaboração dos diagnósticos.

Em outro trabalho, WENZEL et al. (1995) afirmaram que a capacidade de mudar a densidade e o contraste das radiografias digitais pode compensar a baixa resolução que essas imagens apresentam, quando comparadas às imagens convencionais.

O trabalho de OHKI, OKANO e NAKAMURA (1994), contrário às afirmações anteriores, relatou que as modificações no brilho e contraste, e ampliação não contribuíram para a melhora na precisão do diagnóstico em radiografias digitalizadas mas, ao contrário, diminuíram-na. Eles explicaram que isso talvez fosse devido às radiografias já terem sido formadas com um grau de densidade e contraste ótimos, em primeira instância, sem necessidade de aplicação de recursos de manipulação. Estes relatos podem não representar a realidade atual, uma vez que recursos de alteração e realce das imagens estão disponíveis nos sistemas radiográficos digitais e também nos programas de computador como o *Image Tool*.

Apesar de haver um grande número de sistemas de imagens digitais diretos disponíveis para aquisição, o recurso de digitalização de filmes pré-existentes continuou a ser uma importante alternativa de obtenção de imagens digitais. As imagens assim obtidas, oferecem a possibilidade da seleção entre vários tamanhos e formatos pela variação da escala de cinza e da resolução espacial, além ser menos dispendiosa a aquisição de um aparelho digitalizador do que de um sistema digital direto.

A digitalização indireta dos filmes convencionais foi apresentado por autores como GRÖNDAHL et al. (1982); OHKI, OKANO E NAKAMURA (1994); VERSTEEG et al. (1997); KHADEMI (1996), como sendo uma alternativa aos sistemas digitais diretos, possibilitando-se indiretamente criar imagens digitais para arquivamento e visualização. O processo de digitalização poderia ser realizado com câmeras de

vídeo e *scanners* de vários tipos como, por exemplo, os *scanners* de cilindro, de rolagem, a *laser* e os de mesa.

VERSTEEG et al. (1997); CHEN E CHIANG (1997) afirmaram que apesar da digitalização indireta requerer o processamento químico dos filmes, sofisticados aparelhos digitalizadores e tempo para efetuar a digitalização, ainda assim poderia ser um método útil para análise quantitativa das radiografias, e ressaltaram também a facilidade de uso dos *scanners* e as vantagens sobre as câmeras de vídeo, como melhor resolução, melhor nitidez, melhor brilho e contraste e menor distorção e ruído da imagem.

No entanto, muitos pesquisadores rejeitaram o processo, alegando que era trabalhoso e caro, concordando com WENZEL et al. (1991), os quais relataram que a era das radiografias digitalizadas estava logo chegando ao fim, pois os sistemas de radiografias digitais, além de todas as vantagens conhecidas (como a diminuição em 25% da dose de radiação), ainda eliminavam o processamento químico. Estas opiniões estavam de acordo com BÓSCOLO et al. (2001), que ratificaram que as radiografias digitalizadas, dificilmente poderiam fazer parte da rotina odontológica devido à dificuldade na aquisição da imagem. Mas os mesmos autores, em seu trabalho confirmaram que as radiografias digitalizadas apresentaram imagens com amplo alcance dinâmico e maior sensibilidade que os filmes, pela facilidade dos recursos de manipulação.

HILDEBOLT et al. (1990); SHROUT et al. (1993), CHEN e HOLLENDER (1995) salientaram que após feitos alguns ajustes e ressalvas, o *scanner* de diapositivos teria potencial para realização de estudos sobre doenças dentárias, além de serem mais adequados que as câmeras de vídeo. Além disto, quando se intenciona digitalizar radiografias convencionais para fins diagnósticos e de acompanhamento radiográfico longitudinal, com um *scanner* de mesa, os ajustes do *scanner* e a posição do filme devem ser cuidadosamente selecionados e padronizados antes de iniciar o trabalho.

Esses relatos concordaram com os de CHEN e CHIANG (1997), que escreveram que os *scanners* de mesa também poderiam ser utilizados para digitalizar radiografias, mas com uma reprodutibilidade menor do que os do tipo *laser* e de cilindro. No entanto, a agravante destes digitalizadores seria o custo de

aquisição e operacional, o que pode ser reduzido com a utilização dos *scanners* de mesa.

BÓSCOLO et al.(2001) concordaram com GRÖNDAHL et al. (1982), de que as radiografias convencionais degradadas por baixos tempo de exposição, poderiam ser recuperadas quando fossem digitalizadas, devido aos recursos de manipulação de brilho, contraste e densidade.

6.2 DIAGNÓSTICO DE REABSORÇÕES RADICULARES POR IMAGENS

Com relação à afecção estudada neste trabalho, GUNRAJ (1999); HEITHERSAY (1999) concordaram com FEIGLIN, em 1986, que afirma que a reabsorção radicular externa poderia ocorrer em qualquer parte da extensão da superfície radicular e poderia derivar de várias situações como, por exemplo a reabsorção fisiológica que ocorre com os dentes decíduos, tratamentos ortodônticos e clareamentos dentários, traumatismo e ainda por pressão causada por dentes não irrompidos ou tumores. Além disto, concordaram com LEVANDER, BAJKA e MALMGREN (1998) quando relataram que o diagnóstico precoce realizado com radiografias é de extrema valia para propiciar melhores condições de tratamento e maior sucesso.

CHAPNICK e ENDO (1989); LAUX et al. (2000) e HEO et al. (2001) não confirmaram o que os outros autores escreveram, relatando que as radiografias apresentam certas limitações para o diagnóstico de reabsorções radiculares devido a vários fatores como tamanho e localização das reabsorções, variações anatômicas dos maxilares e dos dentes, além do tipo e o número das radiografias usadas, ângulo de incidência do feixe de raios X, tempo de exposição, sensibilidade do filme e procedimentos de processamento.

HOLMES, GULABIVALA e van der STELT (2001) relataram que a subtração digital de imagens é superior às radiografias convencionais, na detecção das lesões simuladas de reabsorções dentárias, além de ser uma ferramenta valiosa para monitoração da progressão das lesões. FARMAN et al. (1998); BORG et al. (1998) estão em concordância, pois os sistemas digitais têm um desempenho semelhante

às radiografias convencionais na detecção de cavidades simuladas de reabsorções radiculares.

KIM et al. (2003) apresentaram uma alternativa inovadora para o diagnóstico mais preciso das reabsorções radiculares, que é a utilização da tomografia computadorizada, a qual não é sempre necessária, mas em casos selecionados pode auxiliar o diagnóstico demonstrando a relação real entre a lesão e as estruturas anatômicas normais, o que é muito difícil de ser realizado com as radiografias convencionais.

6.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE A METODOLOGIA

Com relação ao presente trabalho, os autores citados na seqüência aplicaram a mesma metodologia utilizada de radiografias iniciais de controle, confecção das cavidades simulando reabsorções radiculares e análises radiográficas com examinadores - HEO et al. (2001); HOLMES, GULABIVALA e van der STELT (2001); GOLDBERG, de SILVIO e DREYER (1998); BORG et al. (1998); LEVANDER, BAJKA e MALMGREN (1998); CHAPNICK (1989); WESTPHALEN (2002).

Foram utilizadas radiografias periapicais de um estudo prévio, as quais foram digitalizadas com um *scanner* de mesa. O aparelho utilizado apresentou-se de fácil manuseio e simples aplicação, além de ser menos oneroso que um sistema radiográfico digital ou um *scanner* a laser, que são aparelhos de alta tecnologia (VERSTEEG et al. (1997); SHROUT et. al. (1993); CHEN e HOLLENDER (1995); CHEN e CHIANG (1997); SCHULZE, ROSING e HOEDT (2001)) que, apesar de apresentar imagens de qualidade, são bastante dispendiosos para sua aquisição e manutenção.

A utilização de um *scanner* de mesa foi preferível à uma câmera fotográfica digital ou à uma câmera de vídeo, principalmente ainda devido ao custo inferior dos *scanners*, além destes aparelhos terem a capacidade de digitalizar imagens com melhor nitidez e resolução, brilho e contraste, distorção e ruído, do que os referidos aparelhos - HILDEBOLT et al. (1990); OHKI, OKANO e NAKAMURA (1994);

VERSTEEG et al. (1997); ATTAELMANAN, BORG e GRÖNDAHL (2000); JANHOM et al. (2001).

Os mesmos autores citados anteriormente concordaram que os ajustes do *scanner* devem ser definidos em testes prévios, assim como foi realizado neste trabalho, onde a resolução foi definida em 200 *dpi's*, 8 *bits* e 256 níveis de cinza, sem compressão de arquivo, armazenado em formato TIFF com cerca de 200 kB, concordando com autores como SHROUT et al. (1993); WENZEL et al. (1995); CHEN E HOLLENDER (1995); GÜRDAL, HILDEBOLT e AKDENIZ (2001), obtendo-se desta forma imagens com melhor visualização dos tons de cinza e um arquivo menos pesado; diferentemente de BÓSCOLO et al. (2001), cujas imagens eram armazenadas em formato TIFF, sem compressão, com 8 *bits*, 600 *dpi's* de resolução e um arquivo aproximado de 700 kB.

Com a utilização de uma programa de imagens denominado de *Image Tool*, cuja versão 3.0 foi obtida gratuitamente por meio da *internet*, os recursos de manipulação foram aplicados às imagens, e foram a ampliação, inerente ao processo de visualização do programa, a otimização ou realce do contraste e brilho e a inversão dos tons de cinza, semelhantemente aos trabalhos de FUGE, STUCK e LOVE (1998), PARSELL et al. (1998); LUDLOW e ABREU (1999); GÜRDAL, HILDEBOLT e AKDENIZ (2001). Inclusive, o trabalho de GÜRDAL, HILDEBOLT e AKDENIZ (2001) concluiu que as imagens arquivadas em formato TIFF e exibidas e manipuladas com o programa *Image Tool* apresentam escalas de cinza que correspondem identicamente às escalas de cinza verdadeiras. Praticamente todos os trabalhos revistos concordaram que a aplicação destes recursos pode facilitar a visualização de lesões simuladas ou naturais, nas radiografias digitais diretas ou digitalizadas.

O padrão-ouro utilizado nesta pesquisa foi um quadro-gabarito no qual foram anotados todos os locais onde foram confeccionadas as cavidades simuladas de reabsorção radicular externa, por ocasião da realização do trabalho de WESTPHALEN em 2002. Este conceito está de acordo com FLETCHER, FLETCHER e WAGNER, 1996, que afirmaram que a avaliação de um método diagnóstico baseia-se em sua relação com algum meio de saber se a doença está

ou não presente, ou seja um padrão confiável ou o mais próximo da verdade, no caso o padrão-ouro.

6.4 DETECÇÃO DAS LESÕES EM CAVIDADES PEQUENAS

Com relação aos resultados obtidos no presente trabalho, pôde-se observar pelos dados mostrados no Quadro 1 (pág. 71) que todos os métodos radiográficos analisados foram efetivos na tarefa específica de detecção de lesões simuladas de reabsorção radicular externa (com cavidades pequenas), com exceção do tipo de radiografia 4 (radiografia digitalizada com tons de cinza invertidos) que não apresentou desempenho satisfatório quando comparado com os outros tipos radiográficos, pois apenas 49,4% das lesões presentes foram detectadas.

Esses dados foram confirmados pelos dados apresentados na Tabela 1 (pág. 72) que mostra os valores de *P* bilaterais, salientando-se que o desempenho obtido pelo tipo de radiografia 2 foi inferior aos tipos de radiografias 3 e 1, com diferenças estatísticas significativas. Estes resultados foram confirmados clinicamente quando os examinadores apresentavam dificuldades em avaliar as imagens das radiografias com os níveis de cinza invertidos, além de corroborarem, em parte, os resultados obtidos por HORNER et al. (1990) e OHKI, OKANO e NAKAMURA (1994), os quais afirmaram que os recursos de manipulação das imagens podem, em algumas situações, dificultar a tarefa diagnóstica ao invés de facilitá-la, pois as imagens digitalizadas e digitais já são formadas em graus de contraste e densidade ótimos. Não houve total confirmação dos dados dos referidos autores pois, observou-se neste trabalho que as imagens digitalizadas sem realce e as otimizadas, ou realçadas em seu brilho e contraste apresentaram um desempenho comparável ao obtido com as radiografias convencionais, em concordância com GRÖNDAHL et al. (1982); WENZEL e HINTZE (1993); GOTFREDSEN, WENZEL e GRONDAHL (1996); BORG et al. (1998); HOLMES, GULABIVALA e van der STELT (2001); HEO et al. (2001)

6.5 DETECÇÃO DAS LESÕES EM CAVIDADES GRANDES

No Quadro 2 (pág. 71) e na Tabela 2 (pág. 73), onde estão ilustrados os resultados obtidos com todos os tipos de radiografias quando se observavam as cavidades grandes, pôde-se notar que não houve diferenças estatísticas significativas entre as imagens analisadas, sendo que todas as radiografias, sem exceção, foram efetivas na tarefa específica de detecção das lesões simuladas de reabsorção radicular externa, ratificando as afirmações de LEVANDER, BAJKA e MALMGREN (1998) de que a sensibilidade dos sistemas radiográficos avaliados aumentou significativamente com o aumento das cavidades.

Estes resultados foram diferentes dos resultados obtidos por SULLIVAN, DI FIORE e KOERBER (2000), de que a radiografia convencional e a radiografia digital têm grandes diferenças, pois a convencional tende a ser melhor na detecção de ausência de lesões (maior especificidade) e a digital, com variação de contraste, tende a ser melhor para detectar pequenas lesões (maior sensibilidade). Também diferiram dos resultados de FUGE, STUCK e LOVE (1998) que afirmaram que as radiografias digitalizadas e manipuladas não foram efetivas na tarefa diagnóstica de detecção de pequenos instrumentos endodônticos e, que a radiografia convencional foi superior à imagem digital em todas as possibilidades testadas

6.6 DESEMPENHO DOS EXAMINADORES

KULLENDORF, NILSSON e ROHLIN (1996); KULLENDORF, PETERSSON e ROHLIN (1997); FUGE, STUCK e LOVE (1998); SULLIVAN, DI FIORE e KOERBER (2000) obtiveram resultados negativos com as radiografias digitais e realçadas, justificando que estes foram devidos ao fato de que seus examinadores possuíam pouca experiência com os sistemas digitais e com o programa de computador.

Os achados clínicos deste trabalho foram diferentes das conclusões dos referidos autores pois, os examinadores solicitados não tinham a menor experiência com radiografias digitalizadas e ainda assim trabalharam bem com as imagens.

Os resultados deste trabalho também confirmaram os resultados obtidos por SYRIOPOULOS et al. (2000), que afirmaram que o diagnóstico dos radiologistas foi significativamente mais preciso do que o diagnóstico dos clínicos gerais, independente do sistema de imagem utilizado.

6.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando-se os resultados obtidos, observa-se que o tema ainda não está esgotado, necessitando de trabalhos futuros em que novas metodologias podem ser testadas com relação ao número de examinadores para avaliar as radiografias e as imagens. E com os *scanners* podem ser definidas novas resoluções espaciais e novos ajustes de alteração das imagens, de acordo com os objetivos que se queira estudar. Inclusive poderão ser testados novos filmes radiográficos, além dos *scanners a laser* e de cilindro.

É importante salientar que os sistemas digitais diretos e indiretos, em comparação com os sistemas convencionais, também devem ser avaliados, inclusive no estudo de outras afecções dentárias como cáries e lesões periapicais.

Após o estudo da literatura apresentada, pode-se observar que os métodos digitais de radiografias, sejam eles quais forem, são muito úteis como auxiliares na interpretação radiográfica, devido à possibilidade de realce e manipulação que pode ser aplicada às imagens.

Observou-se também que os *scanners* são equipamentos de muita valia como um método alternativo de digitalização, principalmente quando o Cirurgião Dentista estiver habituado a manusear tais aparelhos no dia a dia do seu consultório.

Um fator importante a ser salientado é que com a utilização dos *scanners* comuns, aliada ao uso do negatoscópio, pode-se criar arquivos de imagens digitais das radiografias atuais e pré-existentes, diminuindo o custo financeiro.

CONCLUSÃO



7 CONCLUSÃO

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

- 7.1 As radiografias periapicais digitalizadas são efetivas na tarefa específica de detecção de lesões simuladas de reabsorção radicular externa, pois apresentam um desempenho comparável e algumas vezes superior ao obtido com as radiografias convencionais.
- 7.2 É possível detectar as lesões simuladas de reabsorção radicular externa por meio das radiografias periapicais convencionais e das radiografias digitalizadas, com aplicação de recursos de manipulação e realce das imagens.
- 7.3 As radiografias digitalizadas com aplicação do recurso de inversão dos tons de cinza apresentam desempenho inferior aos outros tipos de radiografias analisadas.
- 7.4 O Radiologista apresenta desempenho técnico superior quando comparado ao obtido pelo Endodontista e pelo Clínico Geral.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ATTAELMANAN A., BORG E., GRÖNDAHL H-G. Digitization and display of intra-oral films. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 29, p. 97-102, Mar, 2000.

BARBAT J., MESSER H. H. Detectability of Artificial Periapical Lesions Using Direct and Conventional Radiography. **J Endod**, Baltimore, v. 24, n. 12, p. 837-842, Dec. 1998.

BENZ C., MOUYEN F. Evaluation of a new RadioVisioGraphy system image quality. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, n. 72, p. 627-631, Nov. 1991

BORG E., KÄLLQVIST A., GRÖNDAHL K., GRÖNDAHL H. G. Film and digital radiography for detection of simulated root resorption cavities. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, n. 86, p. 110-114, July 1998.

BÓSCOLO F. N., OLIVEIRA A. E., ALMEIDA S. M., HAITER C. F. S., HAITER NETO F. Clinical study of the sensitivity and dynamic range of three digital systems, E-speed film and digitized film. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 12, n. 3, p. 191-195, 2001.

CEDERBERG R. A., FREDERIKSEN N. L., BENSON B. W., SCHULMAN J. D. Effect of different background lighting conditions on diagnostic performance of digital and film images. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 27, p. 293-297, Sept. 1998.

_____. Influence of the digital image display monitor on observer performance. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 28, p. 203-207, July, 1999.

CHAPNICK L. External root resorption: an experimental radiographic evaluation. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 67, p. 578-582, May 1989.

CHEN S-K., CHIANG T-C. Digitizing of radiographs with a roller-type CCD scanner. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 83, p. 719-724, June, 1997.

CHEN S. K. HOLLENDER L. Digitizing of radiographs with a flatbed scanner. **J Dent**, Guilford, v. 23, n. 4, p. 205-208, Aug. 1995.

FARMAN A. G., AVANT S. L., SCARFE W. C., GREEN D. B. In vivo comparison of Visualix-2 and Ektaspeed Plus in the assessment of periradicular lesion dimensions **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 85, n. 2, p. 203-209, Feb. 1998.

FARMAN A. G., SCARFE W. C. Pixel perception and voxel vision: constructs for a new paradigm in maxillofacial imaging. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 23, p. 5-9, Feb. 1994.

FEIGLIN B. Root resorption. **Aust Dent J**, St Leonards, v. 31, n. 1, p. 12-22, Feb. 1986.

FLETCHER, R., FLETCHER, S., WAGNER, E. Epidemiologia clínica: Elementos essenciais. 3ª ed., Porto Alegre: Artes Médicas, 1986.

FRIEDLAND B. Practical considerations in intraoral digital radiography. **J Mass Dent Soc**, Boston, v. 48, n. 3, p. 34-40, Sept. 1999.

FUGE K. N, STUCK A. M. C, LOVE R.M. A comparison of digitally scanned radiographs with conventional film for the detection of small endodontic instruments. **Int Endod J**, Oxford, v.31, p. 123-126, Mar. 1998.

GOLDBERG F., DE SILVIO A., DREYER C. Radiographic assessment of simulated external root resorption cavities in maxillary incisors. **Endod Dent Traumatol**, Copenhagen, v. 14, p. 133-136, 1998.

GOTFREDSSEN E., WENZEL A., GRÖNDAHL H-G. Observers' use of image enhancement in assessing caries in radiographs taken by four intra-oral digital systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 25, n. 1, p. 34-38, Jan. 1996.

GRÖNDAHL H-G., GRÖNDAHL K., OKANO T., WEBBER R. L. Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 53, p. 219-223, 1982.

GUNRAJ, M. N. Dental root resorption. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 88,n. 6, p. 647-653, Dec. 1999.

- GÜRDAL P., HILDEBOLT C. F., AKDENIZ B. G. The effects of different image file formats and image analysis software programs on dental radiometric digital evaluations. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 30, p. 50-55, Jan. 2001.
- HEITHERSAY G. S. Invasive cervical resorption: an analysis of potential predisposing factors. **Quintessence Int**, Berlin, v. 30, n. 2, 83-95, Feb. 1999.
- HEO M. S., LEE S. S., LEE K. H., CHOI H. M., CHOI S. C., PARK T. W. Quantitative analysis of apical root resorption by means of digital subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 91, p 369-373, Mar. 2001.
- HILDEBOLT C. F., VANNIER M. W., PILGRAM T. K., SHROUT M. K. Quantitative evaluation of digital dental radiograph imaging systems. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol, Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 70, p. 661-668, Nov. 1990.
- HOLMES J. P., GULABIVALA K. VAN DER STELT P. F. Detection of simulated internal tooth resorption using conventional radiography and subtraction imaging. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 30, p. 249-254, Sept. 2001.
- HORNER K., SHEARER A. C., WALKER A., WILSON N. H. F. RadioVisioGraphy: An initial evaluation. **Br Dent J**, London, v. 24, p. 244-248, Mar. 1990.
- ISKANDAR J. I. **Normas da ABNT comentadas para trabalhos científicos**. 2. ed. Curitiba: Editora Juruá, 2003, 96 p.
- JANHOM A. , VAN GINKEL F. C., VAN AMERONGEN J. P., VAN DER STELT P. F. Scanning resolution and the detection of approximal caries. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 30, p. 166-171, May, 2001.
- KHADEMI J. A. Digital images & sound. **J Dent Educ**, Washington, v. 60, n. 1, p.46, Jan. 1996.
- KIM E., KIM K. D., ROH B.D., CHO Y.S. LEE S. J. Computed tomography as a diagnostic aid for extra canal invasive resorption. **J Endod**, Chicago, v. 29, n. 7, p. 463-465, July 2003.

KULLENDORF B., NILSSON M., ROHLIN M. Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions: overall comparison between conventional and direct digital radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 82, p. 344-350, Sept. 1996.

KULLENDORF B., PETERSON K., ROHLIN M. Direct digital radiography for the detection of periapical bone lesions: a clinical study. **Endod Dental Traumatol**, Copenhagen, v. 13, p. 183-189, Aug. 1997.

LAUX M., ABBOTT P. V., PAJAROLA G., NAIR P. N. Apical inflammatory root resorption: a correlative radiographic and histological assessment. **Int Endod J**, Oxford, v. 33, n. 6, p. 483-493, Nov. 2000.

LEVANDER E., BAJKA R., MALMGREN O. Early radiography diagnosis of apical root resorption during orthodontic treatment: A study of maxillary incisors. **Eur J Orthod**, Oxford, v. 20, p. 57-63, Feb. 1998.

LUDLOW J. B., ABREU JR. M. Performance of film, desktop monitor and laptop displays in caries detection. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 28, p. 26-30, Jan. 1999.

LUDLOW J. B., PLATIN E., MOL A. Characteristics of Kodak Insight, an F-speed intraoral film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 91, p. 120-129, Jan. 2001.

LYROUDIA K. M., DOUROU V. I., PANTELIDOU O. C. H, LABRIANIDIS T., PITAS I. K. Internal root resorption studied by radiography, stereomicroscope, scanning electron microscope and computerized 3D reconstructive method. **Dent Traumatol**, Copenhagen v. 18, p. 148-152, June 2002.

MOUYEN F., BENZ C., SONNABEND E., LODTER J. P. Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 68, p. 238-242, Sept. 1989.

MÖYSTAD A., SVANAES D. B., LARHEIM T. A., GRÖNDAHL H. G. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital

images with dental X-ray film. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 202-206, Sept. 1996.

_____. Effect of image magnification of digitized bitewing radiographs on approximal caries detection: an *in vitro* study. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 24, n. 4, p. 255-259, Nov. 1995.

NELVIG P., WING K., WELANDER U. Sens-a-Ray. A new system for direct digital intraoral radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 74, p. 818-23, Dec. 1992.

OHKI M., OKANO T., NAKAMURA T. Factors determining the diagnostic accuracy of digitized conventional intraoral radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 23, p. 77-82, May 1994.

PARSELL E. D., GATEWOOD S. R., WATTS J. D., STRECKFUS C. F., MISS J. Sensitivity of various radiographic methods for detection of oral cancellous bone lesions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 86, p. 498-502, Oct. 1998.

PROGRAMA *IMAGE TOOL*. Disponível em: <http://ddsdx.uthscsa.edu>

SALES M. A. O., COSTA L. J., NETO J. B. S. Controvérsias em radiologia digital. **Revista Brasileira de Patologia Oral**, Natal, v. 1, n. 1, p. 13-18, out/ dez. 2002.

SCHULZE R. K. W., ROSING S. T. R., HOEDT B. Contrast perception in digitized panoramic radiographs compared with their film-based origin. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 94, p. 388-394, Sept. 2002.

SHROUT M. K., POTTER B. J., YURGALAVAGE H. M., HILDEBOLT C. F., VANNIER M. W. 35-mm film scanner as an intraoral dental radiograph digitizer. I: A quantitative evaluation. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 76, n. 4, p. 502-509, Oct. 1993.

_____. 35-mm film scanner as an intraoral dental radiograph digitizer. II: Effects of brightness and contrast adjustments. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 76, n. 4, p. 510-518, Oct. 1993.

SINTON J. M., WOOD R. E., PHAROAH M. I., LEWIS D. W. Influence of the addition of restorations on the diagnosis of caries from digitized bitewing radiographs. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 84, p. 443-448, Oct. 1997.

SULLIVAN J. E., DI FIORI P. M., KOERBER A. RadioVisioGraphy in detection of periapical lesions. **J Endod**, Chicago, v. 26, n. 1, p. 32-35, Jan. 2000.

SYRIOPOULOS K., SANDERINK G. C. H., VELDEERS X. L., VAN DER STELT P. F. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 29, p. 312-318, Sept. 2000.

TIRREL B. C., MILES D. A., BROWN JR C. E., LEGAN J. J. Interpretation of chemically created lesions using direct digital imaging. **J Endod**, Chicago, v. 22, n. 2, p. 74-78, Feb. 1996.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ. Sistemas de Bibliotecas. Normas para apresentação de documentos científicos. Curitiba: Ed. UFPR, 2000.

VERSTEEG C. H., SANDERINK G. C. H., VAN DER STELT P. F. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. **J. Dent**, Guilford, v. 25, n. 3-4, p. 215-224, May/July 1997.

WENZEL A., HINTZE H., GRÖNDAHL G. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and storage phosphor systems: an *in vitro* study. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 24, n. 4, p. 250-254, Nov. 1995.

WENZEL A., HINTZE H., MIKKELSEN L., MOUYEN F. Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 72, p. 621-626, 1991.

WENZEL A., HINTZE H. Perception of image quality in direct digital radiography after application of various image treatment filters for detectability of dental disease. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, V. 22, p. 131-134, Aug. 1993.

WESTPHALEN V. P. D. **Comparação da eficácia dos métodos radiográficos convencional e digital no diagnóstico de reabsorções radiculares externas simuladas, em função de examinadores e tamanhos de cavidades.** Bauru, 2002.

125 p. Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração Endodontia). Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

APÊNDICES



QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO DAS RADIOGRAFIAS

1- Identificar a presença ou ausência de cavidades de reabsorção radicular externa simuladas, nas seguintes imagens radiográficas. Utilize o valor “1” para indicar a presença, e o valor “0” para indicar a ausência de lesões detectáveis. O significado das siglas é:

- **M:** angulação méso-radial
- **O:** angulação orto-radial
- **D:** angulação disto-radial
- **C:** terço cervical
- **M:** terço médio
- **A:** terço apical

DENTE 10 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 10 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 10 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 11 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 11 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 11 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 12 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 12 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 12 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 13 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 13 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 13 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 14 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 14 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 14 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 15 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 15 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 15 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 16 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 16 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 16 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 17 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 17 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 17 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 18 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS A

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 18 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS B

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

DENTE 18 CONJUNTO DE RADIOGRAFIAS C

	M	O	D
C	()	()	()
M	()	()	()
A	()	()	()

QUADRO 3 – Distribuição e numeração dos incisivos nas mandíbulas.

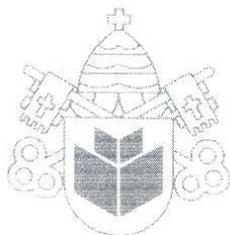
Mandíbulas	Dentes	Numerações dos dentes
A	INCISIVO LATERAL ESQUERDO	10
A	INCISIVO CENTRAL ESQUERDO	11
A	INCISIVO CENTRAL DIREITO	12
A	INCISIVO LATERAL DIREITO	13
C	INCISIVO LATERAL ESQUERDO	14
E	INCISIVO LATERAL ESQUERDO	15
E	INCISIVO CENTRAL ESQUERDO	16
E	INCISIVO CENTRAL DIREITO	17
E	INCISIVO LATERAL DIREITO	18

QUADRO 4 - Distribuição das cavidades de reabsorção simuladas nos incisivos, nos terços e faces radiculares.

Mandíbula	Nº do Dente	Terço Radicular	Face Radicular
A	10	Cervical	Vestibular
A	10	Médio	Mesial
A	10	Apical	Distal
A	11	Cervical	Mesial
A	11	Médio	Distal
A	11	Apical	Vestibular
A	12	Cervical	Distal
A	12	Médio	Vestibular
A	12	Apical	Mesial
A	13	Cervical	Vestibular
A	13	Médio	Mesial
A	13	Apical	Distal
C	14	Cervical	Mesial
C	14	Médio	Distal
C	14	Apical	Vestibular
E	15	Cervical	Distal
E	15	Médio	Vestibular
E	15	Apical	Mesial
E	16	Cervical	Vestibular
E	16	Médio	Mesial
E	16	Apical	Distal
E	17	Cervical	Mesial
E	17	Médio	Distal
E	17	Apical	Vestibular
E	18	Cervical	Distal
E	18	Médio	Vestibular
E	18	Apical	Mesial

ANEXO





Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde

Curitiba, 14 de outubro de 2.003.

Of. 202/2003

Ref. "Detecção de reabsorção radicular externa simulada em radiografias digitalizadas".

Prezado (a) Pesquisador (es),

Venho por meio desta informar a Vossa Senhoria que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde PUCPR, que no dia 14 de outubro do corrente ano aprovou o Projeto Intitulado "Detecção de reabsorção radicular externa simulada em radiografias digitalizadas", pertencente ao Grupo III, sob o registro no CEP n° 159 e será encaminhado ao CONEP para o devido cadastro. Lembro ao senhor (a) pesquisador (a) que é obrigatório encaminhar relatório anual parcial e relatório final a este CEP.

Atenciosamente

Prof. Dr. Emílio José Scheer Neto. Coordenador
do Comitê de Ética em Pesquisa

Ilmo Sr.

Fernando Henrique Westphalen