Julio Cesar Pedro

PRINCÍPIOS E SISTEMAS DE OBTENÇÃO DE IMAGEM DIGITAL INTRA-ORAL EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade de Campinas, como requisito para a obtenção do título de Especialista em Radiologia Odontológica.

245

PIRACICABA
2001

Julio Cesar Pedro

TCE/UNICAMP
P343p
1290005136 FOP

PRINCÍPIOS E SISTEMAS DE OBTENÇÃO DE IMAGEM DIGITAL INTRA-ORAL EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade de Campinas, como requisito para a obtenção do título de Especialista em Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Livre Docente Agenor Montebelo Filho

PIRACICABA
2001

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

N.º Chamada
N.º autor P343p
v.
Tombo

dade - FOP/UNICAMP
-E / UNICAMP
343p Ed.
Ex.
ibo 5136
C☐ D☒
: 16P-134/2010
ço R$11,00
a 03/12/10
istro 776779

Ficha Catalográfica

Pedro, Julio Cesar.
P343p Princípios e sistemas de obtenção de imagem digital intra-oral em radiologia odontológica. / Julio Cesar Pedro. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
104p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Agenor Montebelo Filho.
Monografia (Especialização) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Radiografia dentária. 2. Radiologia. 3. Odontologia. I. Montebelo Filho, Agenor. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

Agradecimentos,

Primeiramente à "Deus".
Pois sem ele nada seria possível.
Por estar sempre forte ao meu lado,
possibilitando força e saúde
para mais uma conquista,
nesta passagem que é a vida.

Aos meus Pais,
Sérgio e Maria Elisa
Pelo seu eterno apoio, por sempre terem
se preocupado com meus estudos, principalmente
pela compreensão e atenção dispensados para
realização desse trabalho.

À minha namorada Maria Heloísa,
companheira perfeita, sempre alegre e atenciosa,
pelo apoio indiscutível dado por ela a essa obra,
para que tudo fosse possível.

E a Nossa Senhora Aparecida,
Mãe Eterna, a minha devoção especial,
Pois sempre pude contar nos momentos
que mais precisava.

Ao meu orientador Prof. Dr. Livre Docente Agenor Montebelo Filho, que acreditando em minha capacidade de realização, deu-me a honra de tê-lo como meu orientador neste trabalho.

Ao coordenador do curso de Radiologia Prof. Dr. Livre Docente Francisco Haider Neto por sua constante preocupação com o curso e amizade com os alunos.

Aos professores de Radiologia da FOP, Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo e a Profa. Dra. Solange Maria de Almeida pela transmissão de conhecimentos e respeito aos alunos, meus sinceros agradecimentos.

Aos pessoal do Departamento de Radiologia, Raquel, Waldeck e Giselda pelo apoio e amizade aos alunos.

Aos queridos amigos do curso de especialização: Ana Paula, Andréa, Daniela, Dora, Gustavo, Levi , Paulo, Naida, Thalía, Eurico e Denilton pela sincera amizade e companheirismo.

"Determine que algo pode e deve ser feito;
então você achará o caminho para fazê-lo."

Abraham Lincoln

SUMÁRIO

RESUMO.....03

ABSTRACT.....04

1. *INTRODUÇÃO*.....05

2. *REVISÃO DA LITERATURA*

2.1. *Formação da Imagem digital*.....*08*

2.2. *Controle da Imagem digital*.....10

2.3. *A radiografia digital intra-oral*.....14

2.4. *Método indireto*.....17

2.5. *Método direto*.....21

2.6. *Sistemas de Radiografias digitais intra-orais*.....27

2.7. *Desempenho da Radiografia digital*.....59

2.8. *Armazenamento e Transmissão da imagem*.....68

3. *COMENTÁRIOS*.....71

4. *CONCLUSÕES*.....92

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....95

RESUMO

Aliada à informática, a radiologia odontológica está se desenvolvendo e se modernizando rapidamente. Com o rápido desenvolvimento tecnológico, a radiografia convencional está sendo gradualmente substituída pela radiografia digital. A radiografia digital se tornou uma alternativa à radiografia convencional devido as diversas vantagens que apresenta, tais como, o processamento digital das imagens, capacidade de manipulação das imagens, arquivamento, comunicação e maior segurança para a saúde do paciente com a aplicação de doses menores de radiação.

ABSTRACT

Associated to the new development in computer science, oral radiology is advancing rapidly. With the fast technological development, the conventional x-ray is being substituted gradually by the employment of the digital x-ray. The digital x-ray became an alternative to the conventional x-ray due to several advantages, such as, digital processing of the images, capability of manipulating the images, file, communication and larger safety for the patient 's health with the application of smaller doses of radiation.

1. INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas houve um grande desenvolvimento na Radiologia Odontológica, com o advento de filmes cada vez mais rápidos, melhorias nos aparelhos de raios-x e nas medidas de seguranças para a proteção contra a radiação ionizante. Entretanto a produção de radiografias intrabucais permaneceu imutável desde que o físico alemão Wilhelm Conrad Röentgen descobriu os raios-x em 1895 (FERREIRA, 1996).

As imagens radiográficas ainda são produzidas através da colocação de filmes na boca do paciente e expondo ambos à radiação ionizante. A imagem resultante torna-se visível através do processamento químico. Recentemente, porém, técnicas de imagens digitais tem melhorado a visualização das arcadas e de patologias que as afetam.

O diagnóstico é um procedimento muito complexo e que depende de inúmeros fatores. Alguns destes fatores relacionam-se com o procedimento radiográfico. A interpretação de uma imagem é uma atividade altamente cognitiva, estando baseada no conhecimento e

experiência do observador (DUNN, KANTOR, 1993). Contudo, para que a interpretação radiográfica possa ser realizada adequadamente, a qualidade da radiografia deve ser considerada. As imagens digitais oferecem uma certa flexibilidade e são dinâmicas em relação a radiografia convencional, devido à possibilidade de manipulação. Porém, isto não transformará uma radiografia de pobre qualidade em uma imagem "ideal", mas irá adequá-la à interpretação (BOURGÉOIS, SIKORKI e WOOD, 1995).

Como a radiografia digital se constitui da captura de imagem por "sensores" capazes de detectar a radiação e transformá-la em imagem, armazenar esta imagem, exibi-lá na tela do computador, bem como transmitir em formato digital; torna-se possível manipular esta imagem eletronicamente, ou seja, o contraste, as distorções e as interferências que existam, podem ser alteradas digitalmente (WELANDER, 1993).

Assim, após 100 anos da descoberta dos raios-x, estamos diante de uma revolução na radiologia odontológica pela utilização da informática. Através dela, é possível ter uma melhor qualidade

diagnóstica, tratamento e preservação na endodontia, periodontia, cirurgia, implantodontia e estomatologia (FERREIRA, 1996).

Porém, para o cirurgião-dentista adaptar-se ao mundo das novas tecnologias implica não só em conhecer uma nova ferramenta de trabalho ou uma nova prática. A transição para o digital representa uma mudança conceitual muito mais complexa. O material com o qual trabalhamos se converte em algo mais abstrato: a informação que descreve a imagem, e com a qual trabalharemos, não estará contida em uma película radiográfica, e sim descrita por valores numéricos em algum tipo de dispositivo informático. Desta forma, a radiografia passa a ser digitalizada.

Entretanto, apesar das facilidades apresentadas pela digitalização das imagens, alguns aspectos devem ser considerados, pois não só de vantagens se apresenta esta nova modalidade de obtenção de imagem.

Visando o tema, este estudo tem o objetivo de através de uma revisão na literatura, abordar e discutir os princípios, bem como os meios e sistemas de obtenção de imagem digital intra-oral, levando em conta suas vantagens e desvantagens, aplicações e resultados.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1– Formação da Imagem Digital

A imagem digital corresponde à decomposição de uma imagem convencional em uma matriz de pontos de imagem, chamados "pixels" (picture element). A cada campo de matriz é atribuído um número, que representa um valor de cinza ou de cor de uma paleta pré-determinada.

O tamanho do pixel descreve a resolução de contornos da imagem, assim, quanto menor o seu tamanho, maior será a nitidez (WENZEL, 1993). Para que a digitalização não apresente prejuízos na visualização final, os pixels devem ser os menores possíveis, para que na visualização da imagem digital não possam ser percebidos individualmente. As pessoas de visão normal podem distinguir a olho nu estruturas de até 0,1mm de tamanho (JENSEN, 1980). Daí pode-se deduzir que o tamanho do pixel (em uma suposta representação na relação de 1:1) não pode ser maior que 100 x 100 μm. Da medição da imagem e o tamanho do pixel, pode-se calcular o número de pontos de imagem necessários. Se for uma imagem 3x4 cm, por exemplo, com

pixel quadrado de 50 μm de lado, será necessária uma matriz de imagem de 600 x 600.

A paleta de valores de tons de cinza disponível é determinada pela profundidade de memória ou digitalização. Está profundidade é representada para o computador em "bits" (Binary digits), utilizados para representar a informação. O computador usa para a formação da imagem um gerenciamento de dados, convertidos em forma de 8, 16 ou 32 "bits" geralmente, determinados pelo tipo de sistema de computador. Como bits são números binários, um sistema de 3 bits terá oito possibilidades de representação, já um sistema de 8 bits representa 256 possibilidades. Geralmente em odontologia trabalhamos com uma profundidade de memória de "8 bits", existe então, para cada pixel, uma paleta de 2^8 = 256 tons de cinza disponíveis. Sendo que na escala 0(zero) é o preto absoluto onde se possui a máxima radiolucidez até o valor de 255 (duzentos e cinqüenta e cinco) que é o branco absoluto, onde se tem a máxima radiopacidade (PASLER e VISSER, 2001).

Assim cada pixel possui apenas uma cor, ficando fácil perceber que quanto maior o número de pixels, melhor será a qualidade da imagem digitalizada. A variação dos tons de cinza presentes na imagem

são atribuídos ao contraste. A grandeza que mede o número de pixel da imagem é chamada de resolução, sendo que, quanto maior a densidade de pixels em uma imagem, maior é a resolução desta imagem. A resolução é comumente medida em uma unidade chamada "DPI" (Dots Per Inch), isto é, pontos por polegada. Fazendo uma relação, nota-se que quanto maior a resolução – (DPI) de uma imagem digital, maior será o número total de pixels que ela possuirá significando que o arquivo de imagem será maior, ocupando maior espaço de armazenamento no computador. Para tanto devemos ter em mente o compromisso entre a qualidade e o tamanho (espaço ocupado) dessas imagens, para escolhermos uma resolução adequada para a digitalização.

2.2 – Controle da Imagem Digital

Uma das principais vantagens que a imagem digital oferece é a possibilidade de realizarmos todo tipo de mudanças nas suas características e de ver os resultados imediatamente, seja no momento da digitalização ou durante o tratamento da imagem no computador. Essa manipulação da imagem refere-se a operações realizadas pelo computador na imagem digital. Enquanto o filme mostra uma imagem estática, a imagem digital é dinâmica devido à possibilidade de

manipulação. A adequação do contraste e do brilho favorece a interpretação de radiografias de densidade inadequada. Por exemplo, a densidade para se averiguar a presença de cáries é diferente daquela ideal para avaliar pequenas alterações ósseas periodontais (DUNN, KANTOR, 1993). No estudo de diagnóstico de cáries a manipulação do contraste aumenta a acuidade para detecção de lesões oclusais em dentina (WENZEL, 1993).

A radiografia digital pode também ser ampliada, sendo que este tipo de manipulação pode ter influência significante no desempenho diagnóstico do observador. MOYSTAD et al. (1995), revelaram que a ampliação da imagem digital pode ser um meio muito útil para o diagnóstico de cáries interproximais.

Em condições laboratoriais, WENZEL; LARSEN; FEJERSKOV(1991), demonstraram que a radiografia digital, avaliada em monitor e manipulando-se o contraste, pode evidenciar acima de 70% de lesões cariosas profundas em dentina, em contraste com 45% apresentado pelo filme radiográfico convencional e a xerorradiografia.

Outro recurso empregado em periodontia diz respeito à conversão de cor das imagens, principalmente nas regiões onde houve destruição óssea. A conversão de cor dessas regiões facilita a identificação das áreas radiopacas, radiolúcidas e de radiopacidade parcial, ou seja, a determinação de cores aos vários níveis de reabsorções ósseas, tornando a interpretação da imagem sensivelmente mais clara e objetiva. BRAGGER; PASQUALI(1989), citam que com a aplicação da conversão de cor, menor índice de dúvidas foi apresentado considerando-se a presença de lesões no osso alveolar e maior quantidade de lesões foram diagnosticadas comparando-se com interpretações de imagens em branco e preto.

A manipulação da imagem não aumenta o conteúdo da informação, mas pode alterar o peso relativo dessa informação em um determinado diagnóstico, bem como facilitar a restauração da informação.

A nossa habilidade para ver detalhes em uma imagem está compelida:

- pelas próprias características da imagem;
- pela iluminação do ambiente;
- pelo nosso próprio sistema visual.

Corrigindo-se os problemas da visão, seja com óculos ou com lentes de contato, resta muito pouco que se possa fazer para otimizar nosso sistema visual. Otimizar o ambiente onde as imagens são avaliadas pode ser feito através da redução da luz do ambiente, utilização de "máscaras" no negatoscópio ou na tela do monitor, ajuste do brilho ou luminescência do monitor e trabalhar em um ambiente livre de distrações.

A otimização de cada elemento é necessária para restabelecer a quantidade máxima de informação de uma imagem. Por exemplo, uma diferença de contraste pequena é detectável em um fundo escuro, mas não em fundo claro. Assim, ao se observar uma imagem em um monitor com a luz ambiente clara, será uma tarefa difícil, senão impossível, para a avaliação de diferenças pequenas de contraste. Se o ambiente for escurecido, o brilho do monitor aumentará, tornando-se mais fácil a observação de pequenas diferenças de contraste, ou seja, muitas lesões incipientes poderão não ser detectadas devido à exibição da imagem em condições de interpretação que não são adequadas.

Uma vez controlados e otimizados estes fatores, o máximo rendimento diagnóstico está limitado à imagem original. Uma vez formada, não há como aumentarmos a informação contida nesta imagem. Entretanto, nem toda informação contida na imagem é útil ao diagnóstico. O sistema visual humano tem uma capacidade limitada de discernir a informação útil (sinal), daquela supérflua (ruído). A manipulação da imagem pode ser realizada com o intuito de "vencer" essa limitação do sistema visual humano expondo a informação útil e eliminando as restantes (DUNN, KANTOR, 1993).

A maioria dos sistemas de detecção de imagens incluem capacidade de manipulação para contraste, detalhe e ampliação. Alguns fabricantes oferecem mais opções.

2.3– A Radiografia Digital Intra-Oral

Todos os procedimentos radiológicos convencionais consistem em originar um feixe homogêneo de radiação, que, ao transpassar as estruturas do organismo, origina um campo de radiação modificado, que

vem a sensibilizar o filme radiográfico (PASLER E VISSER, 2001), o filme agora deve ser processado através de métodos pré-determinados e produtos químicos, para a definição da imagem final.

Pois bem com a radiografia digital intra-oral, o princípio do uso da radiação ionizante é o mesmo, mas a recepção desta não será mais em filmes radiográficos, e sim, em sensores (receptores) de imagem digital, esses sensores irão disponibilizar na tela do computador a imagem radiográfica digital diretamente, sem haver a necessidade de processamento químico para isso.

Temos 3 tipos de sensores disponíveis: o CCD (charge compled device) dispositivo acoplado por carga, uma tela intensificadora focada no CCD e por imagem, que usa fósforo foto ativado (Mc DOWELL, 1995).

É reportado que os primeiros sistemas de exames digitais surgiram por volta de 1980, com a digitalização de imagens radiográficas convencionais obtidas com filmes radiográficos. Mas pode-se dizer que os sistemas digitais intrabucais foram descritos pela primeira vez, em 1988 e introduzidos no Reino Unido, mas vieram a ser divulgados após a publicação na Franca, por MOUYEN et al., em 1989, da chamada "Radiovisiografia" (RVG). Que foi um sistema revolucionário de

digitalização radiográfica, pois aliava um equipamento de raios-x convencional aos recursos da informática.

Os sistemas digitais apresentam várias vantagens quando comparadas com os sistemas convencionais, pois não necessitam de filmes radiográficos, chassi, câmara escura e sistema de processamento químico, o que elimina a inconveniência de erros comuns associados com processamento de filmes convencionais, já que o sensor capta a imagem e transfere ao computador, reduzindo o tempo entre a exposição e interpretação da imagem (DOVE, 1992; FERREIRA, 1996; LANGLAIS, 1995; McDOWELL, 1995). As doses de radiação podem ser 20 a 80% menores do que as doses produzidas por métodos tradicionais baseados em filmes, diminuindo consideravelmente o tempo de exposição de raio-x ao paciente (DOVE, 1992; FERREIRA, 1996; McDOWELL, 1995; WENZEL e GRONDAHL, 1995. A manipulação da imagem também é uma grande vantagem, altera o contraste e o brilho, permite ampliar imagens, possibilita a formação imediata no monitor (DOVE e Mc DAVID, 1992; FERREIRA, 1996; Mc DOWELL, 1995; WENZEL e GRONDAHL, 1995).

Em relação as desvantagens os sistemas digitais apresentam um tamanho pequeno do sensor e o fio que o liga ao computador, na maioria destes levando também a um desconforto ao paciente e uma menor área de abrangência quando comparada ao filme radiográfico. Outro problema é a estocagem de imagem, porque necessita de grande espaço na memória do computador. É possível transferir as imagens para programas gráficos e alterá-las, por exemplo criando cáries, acrescentando restaurações, retirando dentes e osso, simulando a cura dos casos, gerando um problema legal. (FERREIRA, 1996; LANGLAIS et al. 1995; Mc DOWELL, 1995; SEWELL et al. 1997; CLASEN e AUN, 1998).

A radiografia digital intra-oral pode ser obtida através de dois métodos: método indireto e método direto.

2.4– Método Indireto

Neste método a imagem é obtida a partir de uma radiografia convencional que vai ser digitalizada por meio de um scanner de alta definição com um leitor de transparência, ou por meio de uma câmara de vídeo que gera uma imagem com sinal analógico e o frame grabber (placa de circuito acoplada ao computador) que converte este sinal em

imagem digital, disponibilizada na tela (NELVIG et al. 1992; SEWELL et al. 1997; SHROUT et al., 1993; WENZEL, 1993; WENZEL, 1994; PASLER e VISSER, 2001).

Sistemas de digitalização indireta que fazem uso de scanners apresentam melhor reprodutibilidade e menor ampliação que os sistemas que fazem uso de câmeras para a captura das imagens, por que eles não requerem ajustes de posicionamento ou controles de ampliação. Porém scanners da tambor giratório (tipo cilíndrico) e a laser são normalmente muito caros para serem usados em clínicas odontológicas. O scanner cilíndrico VXR-12 (Vidar System Corp., Hernodon, Va.) pode capturar imagens em 4096 ou 256 níveis de cinza. A resolução mais alta para este scanner é de aproximadamente 85μm/pixel. Entretanto, scanners de superfícies planas com kits para leitura de transparências podem ser usados para digitalizar adequadamente uma radiografia, embora os scanners a tambor possam apresentar maior precisão diagnóstica (CHEN e CHIANG, 1997).

Na técnica da câmera de vídeo uma radiografia é colocada em um negatoscópio e filmada, este sinal é processado para o computador através da frame grabber disponibilizando uma imagem digital. Uma das

desvantagens deste método é o alto custo pois necessitamos de vários componentes para a digitalização. Também é trabalhoso alcançar uma homogônea e uniforme iluminação da radiografia e o foco da câmera deve ser encontrado manualmente. Finalmente, a resolução permitida é pequena: o sinal de vídeo consiste de 625 linhas análogas, que são digitalizadas, com perda da qualidade da imagem, em uma matriz de 512 x 512 pixels quadrados. Desde que scanners de alto desempenho estão disponíveis, este procedimento quase não é muito usado. Muitas publicações antigas, principalmente radiografias de subtração digital, ainda utilizam este método (PASLER e VISSER, 2001).

Alguns estudos, como WENZEL, 1994, mostram que durante o registro na câmera de vídeo e o processo de digitalização são geradas interferências eletrônicas que prejudicam a qualidade da imagem e, consequentemente, a interpretação desta.

Em 1994, OHKI, OKANO e NAKAMURA, realizaram um estudo onde compararam as imagens de filmes convencionais digitalizados por três meios diferentes: scanner à laser, scanner à tambor e câmeras de vídeo. As imagens digitalizadas com um tamanho de pixel de 100 μm e 32 tons de cinza foram consideradas aceitáveis para radiografias intra-

orais com propósitos diagnósticos, sendo que as imagens digitalizadas pelo scanner a tambor foram as que apresentaram maior precisão para a interpretação de cáries incipientes.

ZENÓBIO e FERREIRA em 1997, realizaram um estudo a respeito do emprego do sistema digitalizado indireto na interpretação de uma área com destruição óssea na região de furca. Para a condução do referido estudo, uma tomada radiográfica periapical pela técnica do paralelismo foi realizada e posteriormente obtida sua digitalização através do emprego de um scanner, obtendo assim o registro da imagem digitalizada no monitor de um computador. A seguir foi determinada a região de interesse da pesquisa e a conversão de cor da região para se determinar áreas de maior radiolucidez e radiopacidade, podendo-se notar que, a conversão de cor da imagem veio a facilitar a identificação de áreas radiopacas, radiolúcidas e de radiopacidade parcial, ou seja, com a determinação de cores aos vários níveis de reabsorções ósseas, a interpretação da imagem se tornou sensivelmente mais clara e objetiva.

Figura 1– Scanner de alta definição com leitor de transparência. *(PASLER e VISSER, 2001).*

2.5– Método Direto

Pelo método direto de digitalização de imagem, é usado um sensor intra-oral exposto à radiação para capturar a imagem, e disponibilizá-la diretamente ao computador. Os sensores intra-orais podem ser: o CCD (Change Coupled Device – Dispositivo Acoplado por Carga); uma tela intensificadora focalizada em um CCD; e ou uma placa de imagem (placa de armazenamento de fósforo).

Os sensores tipo CCD são os mais comuns (Mc DOWELL, 1995), esses são formados por uma grade de silicone cristalino, onde seus átomos encontram-se unidos por ligações covalentes. Eles podem ser sensibilizados por luz emitida por placa de terras raras radioestimuladas, e conduzida por dispositivos ópticos ao CCD, ou pela sensibilidade direta à radiação, rompendo as ligações e liberando elétrons, que são captados por uma placa eletricamente positiva localizada abaixo da superfície de silicone. Os impulsos elétricos são conduzidos através de cabo, amplificados e após sua leitura são convertidos em um sinal de vídeo, que é então digitalizado. A imagem digitalizada é convertida em sinal analógico de imagem e mostrada em um monitor, em 2 a 5 segundos (NELVIG, WING e WELANDER, 1992; WELANDER et al. 1993; FUJITA et al. 1998).

Comparando os sensores tipo CCD quanto ao mecanismo de captação da imagem, verifica-se que os dispositivos ópticos tendem a produzir distorções, principalmente na periferia da imagem.

Os sistemas baseados na placa de imagem utilizam placas intensificadoras semelhantes aos ecrans convencionais, utilizados em radiografias extra bucais, e consiste em partículas de fósforo inclusas em

um polímero e unidos a uma base plástica, não necessitando cabo de conexão. As placas intensificadoras convencionais convertem a radiação incidente em luz visível, enquanto nas placas de armazenamento de fósforo ocorre um fenômeno denominado luminosidade fotoestimulada. Isto significa que parte da energia dos raios-x foi armazenada na placa e que quando estimulada por uma luz de comprimento de onda adequado, liberará a energia em forma de luz de energias diferentes. Este procedimento é executado por um leitor à laser, e à medida em que a placa é varrida, o sinal analógico (luz) vai sendo digitalizado (MOUYEN et al. 1989). O mesmo laser que executa a leitura remove a imagem latente, podendo-se utilizar o sensor em seguida (GRONDAHL et al. 1996). Apesar da técnica da placa de armazenamento de fósforo existir acerca de uma década e meia, apenas recentemente as condições tecnológicas e econômicas permitiram uma utilização clínica mais abrangente (WENZEL e GRONDAHL, 1995).

Comparando o processo de digitalização de imagem intra-oral através de um sensor CCD e uma placa de armazenamento de fósforo podemos citar algumas vantagens e desvantagens. O sistema de CCD, tem uma vida útil maior, pois a placa de fósforo sofre degradação mecânica. Por outro lado, as placas de armazenamento de fósforo

oferecem maior facilidade de posicionamento pois não são ligados a nenhum tipo de cabo para conecção ao sistema como acontece no sistema de CCD. A placa de fósforo além de ser mais flexível se apresenta em vários tamanhos, compatível com os filmes intra-bucais. Já o sistema de CCD por serem mais rígidos e com cabo de ligação ocasionam problemas de posicionamento intra-bucal e higiene (PASLER e VISSER, 2001; FREITAS, ROSA E SOUSA, 2001).

Mesmo entre as imagens digitais existem vantagens daquelas obtidas entre o método direto sobre aquelas obtidas pelo método indireto, porque estas ainda precisam da fase de radiografia convencional. As vantagens do método direto incluem além da diminuição do tempo de obtenção da imagem, a dinamização do tempo de trabalho e também a diminuição da dose de radiação ao paciente.

Tabela 1 – Comparação dos Sistemas Digitais diretos de radiografia intra-bucal quanto ao tipo de sensor, tamanho e sua área sensível (ALDER, M. E., Texas Dental I., fev. 1995).

SISTEMA	FABRICANTE		SENSOR	
		TIPO	TAMANHO	ÁREA ATIVA (mm)
VIXA	Gendex Corp., EUA	CCD– Exposição Direta	42x25x5	24x18
Sens-A-Ray	Regan Medical Systems, Suécia	CCD– Exposição Direta	40x21x8	26x17
Raio VisioGraphy (RVG)	Trophy, França	CCD + Cintilador	37x24x12	28x12
Flash Dent	Villa Sistemi Medicale, Itália	CCD + Cintilador	30x24x20	24x20
Computed Dental	Schick Technologies Inc., EUA	CCD + Cintilador	27x19x6 41x23x6 43x29x6	21x15 35x1 37x25
DenOptix	Dentsply, EUA Gendex, Itália	Placa de Armazenamento De Fósforo	Filme 0 Filme 1 Filme 2 Filme 3 Filme 4	22x35 24x40 31x41 27x54 57x76
DIGORA	Orion/Soredex, Finlândia	Placa de Armazenamento De Fósforo	35x26x2 45x35x2	30x21 40x30

Figura 2 – Sensor Tipo CCD (Charge Coupled Device).

Figura 3 – Sensor Tipo Placa de Armazenamento de Fósforo (Placa Óptica).

2.6 – Sistemas de Radiografia Digital Intra-Oral

➧ RADIOVISIOGRAPHY (Trophy Inc, Vincennes, France)

O primeiro sistema comercial de registro e digitalização direta de radiografias intrabucais foi a RadioVisiografia, surgida na França em 1989, idealizada por Mouyen et al.

Como o próprio nome sugere, o RadioVisiography é composto de três componentes principais:

A parte "Radio" consiste em um aparelho de radiografia convencional conectado a um cronometrador altamente preciso para a exposição de intervalos de tempo muito pequenos e controlados, e um sensor anatomicamente adaptado a boca do paciente, com ângulos e extremidades arredondadas. O sensor apresenta uma área sensível de aproximadamente 17 x26 mm^2 consistindo de uma tela intensificadora, alojada em uma cobertura de plástico rígida (com dimensões de 40,6mm de comprimento x 22,8mm de largura x 14mm de espessura). Atrás da tela intensificadora está uma camada de fibras ópticas e um sistema CCD. A tela intensificadora apresenta fluorescência quando recebe a

incidência dos feixes de raios X e a luz é então conduzida pelas fibras ópticas ao CCD. O CCD reconhece o padrão de luz e o traduz em um sinal elétrico que será recebido na unidade de processamento. Um cabo longo e flexível leva o sinal elétrico do CCD do sensor intra-bucal à unidade de processamento.

A parte "Visio" do RVG armazena os sinais recebidos durante a exposição e os converte então, ponto a ponto em 256 níveis de cinza. Desde que a imagem da radiografia é armazenada ponto a ponto, o tratamento adicional da imagem torna-se possível. Esta unidade de processamento apresenta vários controles que permitem a manipulação das imagens, onde o brilho e o contraste poderão ser facilmente ajustados. A imagem obtida também pode ser invertida, de forma que as regiões escuras tornam-se claras e vice-versa. O efeito de "zoom" também pode ser aplicado para se produzir uma imagem aumentada da região de interesse.

A parte "Graphy" da unidade RVG consiste de uma unidade de armazenamento digital que pode ser conectada a vários dispositivos de impressão ou podem ser feitas fotografias diretas da tela para se ter acesso à informação radiográfica mais adiante (MOLTENI, 1993). As

impressões são ligeiramente menores (95mm x 70mm) que as imagens mostradas no monitor, apresentando controles separados na impressora para ajuste do contraste e brilho.

Desde o aparecimento do sistema três versões do RVG já foram comercializadas, enquanto a primeira versão era operada com um computador básico, sem microprocessador, a segunda versão era baseada numa unidade de processamento central de programa promovendo um processamento mais flexível da imagem. Apesar disto, a segunda versão apresentou duas deficiências em relação à primeira como: memória insuficiente para usar todo o poder de resolução do sensor no modo de alta resolução e redução dos níveis de cinza de 256 (8 bits) para 64 (6 bits).

Um problema associado com o sistema RVG é a falta de flexibilidade e o tamanho limitado da superfície sensível aos raios X do sensor intra-oral. A falta de flexibilidade faz a adaptação na região posterior da boca muito difícil, enquanto que o tamanho limitado da superfície sensível aos raios X reduz o número de dentes que podem ser capturados em uma exposição (a superfície sensível do sensor acomodará um só dente molar ou dois incisivos, por exemplo). O

tamanho e forma do receptor também impedem a produção de projeções oclusais e interproximais, limitando o uso do RVG. Além disso, o tamanho do sensor e a dificuldade de controle do mesmo em posição pelo paciente também podem significar um aumento no número de imagens necessárias para cobrir uma mesma área quando comparada com o filme radiográfico convencional. Portanto, a economia de dose de radiação obtida com o uso de RVG, seria negada pela necessidade de um maior número de exposições (HORNER et al. 1990; SHEARER, HORNER e WILSON, 1994).

LIPPS et al., (1990), procuraram determinar qual seria a dose mínima possível de radiação, utilizando filmes convencionais de sensibilidade "D". e o sistema RVG, onde se pudesse ter uma imagem que mostrasse o relacionamento entre os canais radiculares e o instrumento endodôntico. Relataram que o sistema RVG permitiu uma redução no tempo de exposição na ordem de noventa por cento quando comparado ao filme convencional de sensibilidade "D".

Conduzindo um estudo in vitro, SHEARER, HORNER e WILSON em 1990, compararam o RadioVisioGraphy e o filme radiográfico intra-oral para a obtenção de imagens dos canais radiculares. Nenhuma

diferença estatisticamente significante foi observada entre o comprimento do canal radicular visível no filme convencional e a imagem obtida com o RVG, determinando-se desta maneira que o RVG pode ser considerado de igual valor ao filme radiográfico convencional, para a obtenção de imagens dos condutos radiculares in vitro. Porém, o RVG tem a vantagem de ser mais rápido e de operar com baixas doses de radiação.

Com o objetivo de se comparar a precisão do filme radiográfico convencional, a radiografia digitalizada e o RadioVisioGraphy para a descoberta de cáries de dentina em superfícies oclusais sem cavitação, WENZEL et al. em 1991, realizaram um estudo, onde 81 terceiros molares completamente erupcionados e extraídos, sem cavidade oclusal, foram avaliados por quatro observadores. Seções histológicas (500 a 600 μm de espessura) serviram como critério de validação do experimento. Os dois métodos digitais com ajuste do contraste, apresentaram maior precisão, embora não houve diferença significativa entre os três métodos avaliados.

BENZ e MOUYEN, em 1991, compararam as propriedades físicas em relação à qualidade da imagem entre o sistema CCD do

RadioVisioGraphy (terceira geração), seu antecessor e os filmes radiográficos periapicais comercialmente disponíveis mais sensíveis. O novo sistema RVG provou ser mais dinâmico que seu antecessor, tendo seu sistema de sensibilidade aumentado em 46%. Quanto ao poder de resolução, o novo sistema mostrou uma resolução de aproximadamente 11 pares de linhas /mm, o que parece mais do que suficiente para o uso clínico, embora o poder de resolução dos filmes convencionais de alta velocidade tenha mostrado um máximo de 14 pares de linhas/mm.

YOKOTA et al. (1994) pesquisaram o potencial de diagnóstico do RVG em detectar lesões periapicais, comparando-os com filmes convencionais de sensibilidade "E". Foram criadas lesões com diferentes estágios de comprometimento ósseo alveolar, tendo como avaliadores três endodontistas. Os resultados em relação ao diagnóstico mostraram que:

1) quando não existia lesão, o desempenho do RVG foi melhor;
2) quando as lesões envolviam somente a lâmina dura e o osso medular o RVG apresentou significativamente melhor;
3) quando havia a invasão da corticais, os sistemas apresentaram comportamento similar.

DAGENAIS et al. (1995) compararam a utilidade diagnóstica das imagens intra-orais da segunda geração do sistema de imagem digital RVG com as do filme convencional. Concluíram que o desempenho do RVG foi inferior ao do filme no diagnóstico das cáries artificiais proximais em esmalte (setenta e seis por cento), contra (oitenta e cinco por cento) do filme convencional.

Um estudo comparativo entre o RadioVisioGraphy (terceira geração) com o filme radiográfico convencional do grupo "D", foi conduzido por ONG; PITT FORD em 1995, para a determinação do comprimento radicular, in vitro e durante o tratamento endodôntico clínico. Dois examinadores compararam os resultados do RVG com o filme radiográfico do grupo "D" avaliando-se 20 estimativas de comprimento radicular que usaram o mesmo modelo in vitro. Um estudo clínico foi conduzido paralelamente em molares que receberam tratamento endodôntico, onde foram obtidas 35 determinações de comprimento radicular. Os resultados de ambos os estudos mostraram que, não houve nenhuma diferença estatística significativa na determinação do comprimento radicular entre os dois sistemas de imagem usados.

➡ **SENS-A-RAY (Regan Medical Systems AB, Sundsvall, Sweden)**

Na Suécia, em 1986, foi estudado e idealizado um protótipo para a obtenção de imagens digitalizadas pela empresa REGAN MEDICAL SYSTEMS AB, tentando obter um sensor que fosse o maior possível para ser utilizado intraoralmente. Em 1991 ingressou no mercado com o nome de Sens-A-Ray (NELVIG et al). Este sistema tem uma particularidade no seu sensor, que é a exposição direta do chip CCD aos raios-X, dispensando, portanto, o uso de um cintilador acoplado, o que o diferencia dos sistemas lançados anteriormente que, possuem o cintilador, cuja condução da luz do cintilador até o chip se faz via óptica ou lentes ópticas.

Este sensor tem uma área ativa medindo 17, 3mm x 26,0mm, conectado a um microcomputador, circuitos de processamento de vídeo e um conversor analógico-digital de 8 bits. As imagens são visualizadas em um monitor super VGA e armazenadas no computador. Recomenda-se o uso de discos ópticos como memória externa para arquivo permamente de imagens. Uma impressora poderá ser conectada ao sistema para se fazer cópias impressas das imagens. Este sistema

apresenta resolução de 101 p.l./mm (FURKART et al. 1992; RUDA et al. 1997; TIRREL et al. 1996; WENZEL, LARSEN e FEJERSKOV, 1991; WELANDER et al. 1993; MOLTENI, 1993).

O programa que gerência o sistema é composto de dois componentes, o primeiro é um manipulador de banco de dados, enquanto o segundo controla a exposição, captura, exibição, armazenamento e recuperação das imagens radiográficas, como também das imagens digitais resultantes das rotinas de processamento como controle do contraste e densidade, exibição negativa e positiva, histogramas, medições de distâncias, ângulos e ampliações (FURKART et al. 1992; TIRRELL et al. 1996; WENZEL, LARSEN e FEJERSKOV, 1991).

NELVIG et al. (1992), escreveram um artigo sobre o lançamento de um sistema de radiografia digital intra-oral, o SENS-A-RAY. Relataram que o sistema é baseado em um detector com CCD (Charge Couple Device), dispositivo que foi projetado especificamente para exposição direta dos raios-X. O sistema utiliza um computador pessoal IBM ou compatível, monitor de alta resolução e um software para exposição, captura, armazenamento e realçamento das imagens. Para a produção da imagem radiográfica digital é utilizado um reduzido

tempo de exposição do paciente à radiação em relação aos filmes convencionais.

FURKART et al. (1992), compararam a acurácia das imagens dos filmes convencionais de sensibilidade "D" e "E" e radiografias do sistema digital Sens-A-Ray, na detecção de lesões ósseas periodontais provocadas artificialmente. Ressaltaram que o sistema Sens-A-Ray tem como desvantagens o tamanho reduzido da área ativa do sensor e a falta de um padrão de exibição da imagem digital, pois a definição de um melhor contraste e brilho ficam a critério de uma escolha aleatória do observador. Na análise das radiografias convencionais e o as imagens do sistema SENS-A-Ray, não foi notada diferença estatisticamente significante, na detecção de lesões ósseas de 1 a 3 mm de profundidade.

McDONNELL et al. (1993) compararam o sistema de radiografia digital intra-oral Sens-A-Ray com o filme convencional de sensibilidade "D" e "E", com relação a resolução e qualidade da imagem. A resolução foi determinada ser 10 p.l./mm, com uma fonte de raios-X constante. Um objeto de alumínio foi utilizado o Sens-A-Ray com dois tipos de

filmes convencionais. Trinta observadores foram selecionados para identificar buracos executados no modelo de teste. Relataram que havia uma pequena diferença entre os filmes de sensibilidade "D" e "E" e o sucesso na identificação dos buracos executados no modelo de teste foi significativamente reduzida quando comparado os filmes convencionais de sensibilidade "D" e "E".

RAZMUS (1994) investigou a acurácia dos métodos digitais na clínica odontológica, com os sistemas RVG, Sens-A-Ray e subtração radiográfica, onde cita: "Os resultados das investigações usando estas técnicas, em comparação à radiografia tradicional, tem demonstrado um aumento de informações no diagnóstico precoce de processos cariosos, mudanças ósseas sutis de doenças periodontais e lesões periapicais".

GOSHIMA et al. (1996) avaliaram a densidade e o contraste considerando as variações de kVp no sensor radiográfico do sistema Sens-A-Ray. Concluíram que enquanto no convencional o kVp precisa ser selecionado de acordo com as características do receptor e do tecido, é

possível com o Sens-A-Ray, utilizar uma técnica com baixa quilovoltagem sem aumentar a dose de radiação.

PRICE et al. (1997) compararam a exatidão diagnóstica da película radiográfica convencional (Ektaspeed Plus) com o sistema radiográfico diretos Sens-A-Ray, utilizando um modelo de cáries proximais. O resultado foi de que a película radiográfica foi superior ao Sens-A-Ray na visualização de cáries proximais.

MISTAK et al. (1998) analisaram imagens radiográficas convencionais, imagens digitais diretas e as transmitidas eletronicamente, na interpretação de lesões periapicais. Utilizaram filme convencional Kodak Ultraspeed e o sistema Sens-A-Ray. As lesões periapicais foram produzidas artificialmente em mandíbulas e maxilas maceradas. Os resultados mostraram que durante a análise da radiografia digital direta e do filme convencional, ambos apresentaram similar comportamento na capacidade de identificar lesões ósseas periapicais artificiais.

➡ **FLASH DENT (Villa Sistem Medicalle, Buccinasco, Italy)**

Na Itália em 1992, ingressou no mercado um novo sistema de imagem radiográfica digital direta, o sistema Flash Dent, que também utiliza um sensor CCD e uma intensificadora, tendo como peculiaridade a utilização de sete lentes ópticas. (PRICE e ERGÜI, 1997; WENZEL, LARSEN e FEJERSKOV, 1991). Difere dos outros sistemas por possuir um sensor muito espesso e uma baixa latitude radiográfica (NELVIG et al., 1992).

Atualmente, o sistema Flash Dent é chamado de DIXSY (VILLA SYSTEM MEDICALLE/WEB).

O Sensor do Flash Dent apresenta uma área ativa de 24x20 mm, este sistema oferece apenas um formato próprio para arquivamento das imagens, o que se torna uma limitação e causa dificuldades na transmissão e troca de imagens e dados com outros profissionais.

O Flash Dent, apresenta um tempo de leitura relativamente longo, em comparação com a maioria dos sistemas de digitalização de imagem, sendo de aproximadamente 15 segundos.

Um aspecto importante é a redução das doses de radiação em relação aos Filmes do Grupo "E", em média, pode-se obter uma redução de até 60% nas doses de exposição a radiação com o uso do Flash Dent. Características de controle de contraste, zoom e a possibilidade de realizar medidas das estruturas também estão presentes neste sistema (PRICE e ERGÜL, 1997; WENZEL, LARSEN e FEJERSKOV, 1991).

➧ **VISUALIX/VIXA (Gendex Dental Systems, Monza, Italy)**

Também na Itália, só que por outro fabricante foi introduzido no mercado o Sistema Visualix/Vixa, que nos Estados Unidos é denominado apenas Vixa, possui um sensor bem menos espesso que os sensores dos demais sistemas, apresentando tamanho total de 25x41x5,5mm e área ativa 18,1x24,2mm, isso se deve pelo fato do sensor CCD do sistema Visualix/Vixa não apresentar lentes para adaptar o tamanho da imagem e sua digitalização, e sim, ocorre a exposição direta da radiação X sobre o sensor CCD do aparelho, que a converte em imagem digital diretamente (DUNN et al., 1993).

O sensor foi desenvolvido para uso intra-bucal, embalado em uma cápsula plástica hermeticamente fechada que também oferece proteção contra tensão mecânica sendo também satisfatória para a desinfecção através da imersão em agentes químicos. Coberturas para prevenir a contaminação secundária no ambiente de trabalho também podem ser empregadas rotineiramente com facilidade. Dispositivos para posicionar o sensor na boca, facilitando o direcionamento dos raios X, também estão disponíveis.

Este sistema requer o uso de um software de aplicação chamado VIXA, para controlar a exibição, processo de armazenamento e recuperação de arquivos de imagem. O software VIXA é projetado para apresentar como aplicação a vantagem da exibição das imagens radiográficas, tornando-as disponíveis em tempo real. Isto tem grande aplicabilidade quando o sistema é usado durante tratamentos dentais como na endodontia e implantodontia, quando a obtenção imediata da imagem e a simplicidade de uso são um fator imperativo.

As imagens obtidas pelo sistema também podem ser arquivadas em vários formatos de arquivo padrão: .TIFF, .PCX, .BMP e .PIC, facilitando assim a comunicação. O formato .TIFF tem sido proposto,

em virtude de sua grande flexibilidade e compatibilidade de aceitação por outros softwares.

O sistema Visualix/Vixa também apresenta recursos variados de manipulação de imagens como: manipulação dos diversos tons de cinza, reversão branco/preto, rotação, ampliação, medidas de distância e ângulos, podendo ser realizadas impressões em papel dos resultados obtidos não alcançando porém níveis adequados para diagnóstico. O diagnóstico deverá ser feito pelo monitor, com base nos critérios e precauções que também são recomendados para uma radiografia convencional.

WENZEL et al. (1993) avaliaram a percepção dos dentistas à qualidade das radiografias capturadas digitalmente pelo radiográfico digital VISUALIX/VIXA. Em geral, a maioria dos dentista preferiu as imagens tratadas às originais. Concluíram que a possibilidade de tratamento da imagem deve ser oferecida pelas radiografias digitais, já que a maioria dos dentistas preferiram a imagem tratada à versão original. A escolha do tratamento da imagem parece ser dependente da tarefa a ser realizada.

DUNN et al. (1993) realizaram um estudo em que verificam que a dose de radiação necessária para uma tomada radiográfica com o sistema RVG, Flash-Dent e Sens-A-Ray, em relação ao filme convencional de sensibilidade "E", situa-se em 40% (quarenta por cento), enquanto que no sistema Visualix/VIXA esse valor posiciona-se em 30% (trinta por cento).

➧ **COMPUTED DENTAL RADIOGRAPHY – C.D.R. (Long Island City, E.U.A)**

Em 1995, um outro equipamento de digitalização radiográfica intra-oral foi lançado nos E.U.A pela empresa Schick Technologies Inc., que se trata de mais um sistema de formação de imagem digital, que utiliza um sensor eletrônico tipo C.C.D. Os sensores possuem 5mm de espessura e que possuem margens arredondadas oferecendo desta maneira grande conforto ao paciente e facilidade de trabalho ao profissional. O CDR vem acompanhado de 3(três) sensores de tamanhos diferentes correspondentes a 3(três) tamanhos dos filmes convencionais padronizados. Os sensores não podem ser autoclavados ou esterilizados em estufa. Os sensores geram boa qualidade de imagens radiográficas,

e evitam a utilização da câmara escura e produtos químicos. Para aquisição de imagens, o CDR utiliza até 90% (noventa por cento) menos radiação que nos filmes convencionais, sendo compatível com todos os aparelhos de raio-X convencionais que possuem capacidade de registrar 0,04 segundos ou menos de tempo de exposição (SCHICKTECH/WEB).

Assim como os outros equipamentos o CDR possui um software para visualização das imagens e o mesmo possui uma série de opções para auxiliar o profissional no momento de realizar o diagnóstico. Possui como ferramentas, o controle de brilho, contraste, zoom, cores onde as variações da mesma revelam um resumo visual rápido dos níveis relativos de densidade e realçar pontos anatômicos significantes, o modo de mensuração que permite calcular distâncias que auxiliam procedimentos cirúrgicos como na realização de implantes e tratamento de canais radiculares, além de permitir tomadas radiográficas com uso de diques de borrachas e grampos.

O CDR também permite a criação de relatórios personalizados com as radiografias embutidas diretamente no relatório, assim como possui e permite ao profissional via Internet à emissão via "e-mail" (correio eletrônico) o envio das imagens digitais para outro profissional

ou até mesmo o cliente. O CDR também possibilita a utilização do CDRCam que é uma câmera digital intra-oral que proporciona imagens de vídeo (SCHICK TECH/WEB).

FARMAN et al. (1995) avaliaram o sistema CDR onde citam: "o CDR é um sistema radiográfico intra-oral que possui o CCD como base do receptor, e este se apresenta com a área de recepção de imagem e qualidade radiográfica próxima à do filme, no que fiz respeito ao tamanho do sensor, resolução da imagem e acurácia do diagnóstico. Mas se levarmos em consideração as características de velocidade de aquisição de imagem, redução da dose de radiação, capacidade de recuperação de dados, organização e armazenamento das imagens, o CDR supera o tradicional filme de raios-X". Estes autores destacam ainda: "O CDR pode sem dúvida substituir completamente o uso do filme intra-oral para realização de uma boca toda, sem a necessidade de nenhuma exposição extra se o sensor utilizado for de número 2. O tempo de exposição necessário para produzir uma imagem ideal em termos de densidade e contraste varia em adultos de 0,03 seg. para a região de incisivos inferiores, 0,04 seg. para incisivos superiores, 0,06 seg. para pré-molares e molares inferiores e até 0,08 seg. para a região de molares superiores e isto representa 90% (noventa por cento) da

dose requerida para uma ótima exposição do filme convencional de sensibilidade "D".

WHITE et al. (1997) avaliaram o desempenho do sistema digital direto com sensor CCD (CDR – Computed Dental Radiography) na detecção de cáries, comparando-o com a película radiográfica convencional. Foram estudados 790 (setecentos e noventa) dentes extraídos. Estes dentes foram radiografados pelos dois sistemas e 16 (dezesseis) profissionais avaliaram as superfícies de cáries proximais destes dentes. Chegaram à conclusão que a sensibilidade do sistema que utilizava sensores CCD foi inferior à película enquanto a especificidade foi superior; a exatidão das imagens não foram significativamente diferentes. Os profissionais tiveram um desempenho semelhante na interpretação das superfícies cariadas dos dentes, tanto no sistema digital, como na radiografia convencional de sensibilidade "E"., finalizaram o estudo relatando, "Este trabalho sugere que para este fim, os sistemas são semelhantes".

MOORE et al. (1998) selecionaram 130 (cento e trinta) dentes extraídos, com lesões de cáries em várias profundidades e realizaram um estudo comparativo de (4)quatro sistemas de imagem para detecção das

cáries nestes dentes. Os (4)quatro sistemas foram: Películas Ektaspeed; películas Ultraspeed; sensor CDR (Schick Technology) e sistema de imagem digital Digora. Chegaram à conclusão que as lesões de cáries localizadas no esmalte foram detectados deficientemente por todos os sistemas. Quando se estenderam à dentina, todos os sistemas detectaram igualmente bem.

➧ **OUTROS SISTEMAS QUE UTILIZAM SENSOR– C.C.D.**

A Cygnus Imaging (Panasonic) também produz e comercializa um sistema de radiografias digitais utilizando sensores CCD (Charge-Couple Device). Segundo o fabricante o Cygnus Ray que oferece como vantagem uma redução de até 95% (noventa e cinco por cento) de radiação, a eliminação de produtos químicos, conforto ao paciente três tamanhos de sensores duráveis, projetados pela PANASONIC e de um programa de manipulação de imagens, onde elas podem ser armazenadas ou então enviadas eletronicamente via modem para outros profissionais (CYGNUS IMAGINE/WEB).

A indústria Planmeca Group lançou no mercado o equipamento de radiografia digital intra-oral de nome DIXI. O fabricante relata que

este sistema acentua a qualidade da imagem, reduz a dose de radiação do paciente e é rápido. Fornece ergonomia total, diminui o tempo na formação de imagens em cirurgias aumentando a eficiência. A inovação neste equipamento se baseia no sensor e caixa de controle que se posicionam no braço do raios-X, o que elimina a presença de cabos entre o paciente e o equipamento. O cabo do sensor desta maneira é relativamente curto (cerca de 90 cm), evitando desta maneira que o mesmo sofra quedas no chão. Possuem três tamanhos de sensores CCD (Charge-Couple Device). O software utilizado é o DIMAXIS que fornece meios para a aquisição segura e intuitiva da imagem e seu arquivamento. As imagens são automaticamente visualizados em sua posição anatômica correta e também pode incluir outras imagens tal como panorâmicas, cefalométricas ou mesmo imagens de vídeo intra-oral (PLAMECA/WEB).

O MPDx da empresa DMD Dental/Medical Diagnostic Systems, utiliza o sistema CCD em radiografias digitais intra-orais. Como vantagens relacionadas pelo seu fabricante temos: fator econômico e ambientalmente agradável, pode ser usado em um laptop, tem armazenamento eletrônico com chamada instantânea, radiação reduzida,

segurança, qualidade de imagem superior, conforto ao paciente, três tamanhos de sensores.

. Tamanho do sensor:

- sensor S 32 x 26 mm
- sensor HR 38 x 25 mm
- sensor L 43 x 32 mm

. Espessura do sensor: 3,2 mm

O sensor S é o infantil, o sensor HR é o padrão e o sensor L é utilizado para imagens periapicais verticais.

A empresa ressalta sua ferramenta de segurança "Segure Tagged Block Format", como a única que protege o armazenamento da imagens digitais, permanecendo estas originais (DMD-DENTAL/WEB).

Existem sensores que utilizam placas de armazenamento de fósforo, também conhecidos como placa óptica, que diferem no processo de obtenção de imagem digitalizada dos sistemas que utilizam os sensores CCD. São encontrados na literatura trabalhos utilizando dois dos principais sistemas de armazenamento de fósforo existentes no mercado, como será visto em seguida.

➡ **DIGORA (Soredex Finndent, Orion Corporation, Finland)**

A Soredx Finndent, Orion Corporation, lançou no mercado em 1994 na Finlândia um equipamento de digitalização de imagem radiográfica direta denominado "DIGORA".

Esse sistema se diferenciaria dos demais por possuir um sensor baseado em uma placa óptica de sais de fósforo que se caracteriza por não possuir fio acoplado ao sensor e tem as seguintes dimensões: 30 x 40mm ou 20 x 30mm tendo uma área ativa maior que o CCD e semelhante à do filme convencional. Quando a placa óptica de fósforo é exposta à radiação X, certa quantidade de energia fica armazenada na sua superfície formando uma imagem latente, através de um fenômeno denominado de luminescência foto estimulante na sua superfície ativa (partículas embebidas em um polímero umidificador e colocado em uma base plástica). A placa já exposta, então é colocada no interior do "scanner" do DIGORA, que inicialmente, realiza uma pré-leitura da imagem estimando a quantidade de radiação recebida, a imagem é calibrada e através de uma varredura a laser, a energia latente é liberada da placa, transformando os sinais analógicos em sinais digitais e

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

enviados ao computador para exibição e armazenamento da imagem. Feito a leitura da placa óptica de fósforo, a energia residual do leitor é removida com a utilização de uma luz halogenada incidindo sobre a mesma (SVANAES, et al., 1996; GRÖNDAHL et al., 1996; HUDA et al., 1997).

A configuração dos pixels no sistema Digora, permite um poder de resolução de aproximadamente 7 pares de linhas/mm. Isto é consideravelmente menor que o poder de resolução de um filme dental do grupo "E", que apresenta um poder de resolução mais alto que o olho humano (12 pares de linha/mm). Embora o desempenho de resolução das placas de fósforo sejam inferiores às dos filmes radiográficos convencionais para a maioria dos procedimentos clínicos em radiologia oral, experiências nessa área tem demonstrado que o uso de um tamanho de pixel até 100 μm é aceitável para a radiografia intra-bucal para propósitos diagnósticos (HUDA 1997; SILVA e TAVANO, 1996).

A placa de imagem do Digora é formada por quatro camadas: a primeira (lado de exposição) converte a energia dos raios-X em luz visível que forma uma imagem latente na segunda camada, onde a

imagem é armazenada por um fósforo foto-sensível. A terceira camada é uma lâmina de metal para que a placa seja atraída pelo ímã do sistema de leitura óptica e a última é formada por um plástico protetor. A estimulação desde fósforo pela luz laser, libera a imagem formada na segunda camada, reproduzindo-a na primeira camada do ecran intensificador, a imagem formada é lida por uma fotomultiplicadora que transfere esta imagem, digitalizada, a um computador.

Os componentes essenciais do Digora são portanto, uma placa de imagem e um sistema de leitura (óptica) conectado a um computador, onde o sinal analógico é digitalizado. Para eliminar a imagem latente residual, a placa óptica é submetida a um novo feixe de luz, podendo ser reutilizada. Para prevenir defeitos na placa, que podem resultar em defeito na imagem e manter o controle de infecção cruzada, antes da exposição, ela é envolvida por um envelope plástico hermeticamente fechado, que a protege da saliva e da luz, e que após a exposição, é aberto e a placa colocada no sistema de leitura óptica (HUDA, 1996).

Para a exposição são usados aparelhos convencionais de raios X, com o tempo de exposição reduzido a ¼ do tempo normal (a dose

de exposição pode ser de até 80% menor do que a usada com o método radiográfico convencional). As placas são encontradas em tamanhos correspondentes aos filmes odontológicos 2 e 0, o que permite sua utilização com posicionadores tradicionais. Portanto, com exceção do sistema de leitura da placa, que substitui a câmara escura, todos os procedimentos são os mesmos utilizados para a obtenção de uma radiografia convencional. O tempo requerido entre a exposição e a exibição da imagem no monitor para o sistema Digora é de aproximadamente 25 segundos (SILVA e TAVANO, 1996; WENZEL, LARSEN e FEJERSKOV, 1991).

Com o Digora é possível processar e editar uma imagem radiografada de várias maneiras. Pode-se melhorar a imagem ajustando o contraste e a luminosidade, tanto quanto executar inúmeras otimizações.

Cópias impressas das radiografias e dos diagnósticos podem ser realizadas, bastando para isto conectar o sistema à uma impressora a laser, podendo-se imprimir fichas clínicas ou imagens dentais individuais em folhas de papel comum de impressão.

Tabela 2 – Especificações da placa óptica do sistema Digora (OHNI, OKANO e NAKAMURA, 1994).

PLACAS ÓPTICAS	TAMANHO NORMAL	TAMANHO PEQUENO
Dimensões	35 x45 x 1.6 mm	26 x 35 x 1.6 mm
Área da Imagem	30 x 40 mm	21 x 30 mm
Tamanho da Imagem	426 x 560 pixels	294 x 416 pixels
Tamanho do pixel	70 x 70 micrômetros	
Resolução	Mais de 6 pares de linhas por milímetro	
Arquivo Imagem	234 kilobytes ou 60 kilobytes (comprimidos com perda).	
Dose recomendada	20% a 50% da dose de exposição do raio X tradicional.	

LUOSTARINEN el al. (1995) realizaram um estudo em que comparavam o sistema digital DIGORA com o filme convencional de sensibilidade "E", no diagnóstico de lesões ósseas periapicais. Concluíram que a resolução espacial do DIGORA ficou por volta de 6 p.l./mm e a do filme em torno de 10 p.l./mm, e que a resolução espacial do DIGORA é teoricamente suficiente para o diagnóstico das lesões ósseas periapicais.

GRÖNDAHL et al. (1996) relataram que o DIGORA permite uma considerável redução da dose de radiação e é muito menos sensível às variações de exposições do que os sistemas CCD e o filme convencional, embora sua resolução espacial seja menor que as do filme convencioanal e os sistemas CCD, sua qualidade de imagem é alta, provavelmente devido ao efeito da grande variação dinâmica da placa de imagem.

As propriedades físicas do sistema de placa de fósforo foto-sensível (Digora) para a radiografia digital dental foram avaliados por BRETTLER et al., em 1996. Este sistema superou algumas das restrições dos sistemas presentes nos sensores do tipo CCD, como o tamanho do sensor, ausência de cabo para conecção do sensor ao sistema, tamanho limitado da imagem e pequena área de exposição. Também foram administrados à avaliação, medidas de respostas sensiométricas, função de transferência modular, métodos para a avaliação da velocidade do sistema, resolução espacial e poder de produção de ruídos. Essas medidas foram comparadas com resultados obtidos previamente com o

uso de filme convencional Kodak Ektaspeed (Grupo E). Os resultados indicaram que o sistema de placa a base de fósforo foto-sensível pode ser capaz de operar com índices de exposição de até 80% abaixo daquele usado para o filme convencional apresentando qualidade de imagem comparável ao filme.

Figura 4 – Aparelho Digora, Soredex Finndent, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Unicamp.

Com o sistema Digora é possível uma grande diminuição da dose de radiação ao paciente quando comparado aos filmes convencionais como podemos observar no trabalho de SVANAES 1996 que avaliou os sistemas Sidexis, Digora e os filmes radiográficos convencionais, observando uma redução das doses de radiação de aproximadamente 90% quando avaliadas utilizando instrumentos endodônticos de diâmetro 20 ou mais espessos, porém para instrumentos de menor diâmetro a redução da dose foi questionável, sendo que, para instrumentos de diâmetro 15 uma redução da dose de radiação de aproximadamente 50% foi possível, avaliações obtidas sempre comparando os sistemas aos filmes radiográficos convencionais.

➧ **DENOPTIX (Gendex)**

O sistema de imagem digital DenOptix ficou disponível no mercado a partir de 1998 com um scanner de leitura de filmes radiográficos tanto intra-orais como extra-orais. Sendo assim, esse equipamento possui placas de armazenamento de fósforo de tamanhos variáveis, correspondente aos tamanhos de filmes convencionais 0, 1, 2, 3 e 4. Seu leitor à laser pode executar a leitura de 8 placas ópticas simultaneamente, num espaço de tempo de aproximadamente 1 minuto e 22 segundos, sendo que sua resolução é descrita como sendo maior que 9 pares de linha/mm. Pode ser utilizado com qualquer aparelho de

raio X, podendo ser conecta a computadores tipo PC e monitores SVGA. Esse equipamento possui uma coleção de ferramentas que permitem o controle de brilho, contraste, zoom, alteração de cores, realização de mensurações o que facilita o desempenho da clínica para os profissionais. De acordo com o fabricante o sistema DenOptix elimina custos e efetivamente pode reduzir em 90% a radiação em comparação aos filmes convencionais de velocidade "D" (Gendex-dental/WEB), (Gendex Dental Systems – DenOptix ™/Folleto/).

Figura 5 – Aparelho DenOptics ®, Gendex, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.

2.7 – Desempenho da Radiografia Digital

Na literatura encontra-se vários trabalhos reportados sobre o desempenho das radiografias digitais, mostrando suas vantagens sob o método convencional de radiografia, mas apontando também algumas limitações da nova tecnologia.

DOVE; MC DAVID (1992), desenvolveram um estudo digitalizando radiografias interproximais, utilizando câmeras de vídeo. As imagens foram processadas e avaliadas por observadores. Concluíram que o processo utilizado não melhorou a precisão em diagnóstico das radiografias, mas apresentaram a mesma acuidade, provando ser possível o diagnóstico de cáries proximais por meio de sistemas digitais.

O método de videodensitometria auxiliada por computador (CAV), para visualização e determinação de nível de mineralização de cáries, foi apresentado por INABA, TAKAGI; ARENDS (1997). O método emprega uma câmera de CCD na digitalização de radiografias, e foi considerado uma ferramenta válida no estudo quantitativo de lesões de cárie. Possui as vantagens: visualização da distribuição mineral de lesões em porcentagem de minerais por volume na tela, permitindo uma

comparação efetiva utilizando pseudocolorização; as lesões complexas, com distribuição mineral complicada em áreas especiais de interesse, podem ser avaliadas independentemente da lesão.

Com o objetivo de comparar valores de diagnóstico obtidos por sistemas de CCD àqueles obtidos por radiografias convencionais, NAIOTH et al., em 1998, analisaram 93 superfícies proximais. As duas modalidades mostraram valores similares, levando a concluir que a utilização do sistema digital não resultou em problemas clínicos de confiabilidade no diagnóstico.

KANG et al., (1996), compararam a habilidade de dentistas em detectar defeitos mecânicos criados versus cavidades naturais de cárie na superfície proximal de dentes extraídos com o auxílio de radiografias digitais (sistema CDR). A detecção foi de 75% para defeitos mecânicos e 67% para cáries naturais. A identificação das lesões foi influenciada pela profundidade das mesmas, aumentando o acerto com a profundidade.

WENZEL et al., em 1995, avaliaram a precisão diagnóstica na detecção de cáries de 4 sistemas intra-orais (Digora, Sens-A-Ray, RVG e Visualix) de imagem digital, observando que todos obtiveram desempenho semelhante e satisfatório.

Um experimento in vivo e in vitro, comparando o sistema Digora ao filme Kodak Ektaspeed Plus com relação a avaliação de cáries proximais foi realizado por VERSTEEG et al., (1997). As análises revelaram que profundidade de cáries era subestimada nas imagens obtidas placas de fósforo, quando comparadas a filmes, que por sua vez, superestimaram-nas, quando comparadas ao exame histológico.

MOYSTAD et al., (1995), ao analisar se o aumento da imagem influenciaria o diagnóstico, constataram que este aumento desempenha influência significativa na detecção de cáries proximais. Aumentos acima de 18 vezes influenciam negativamente, enquanto aumentos de 6 a 12 vezes apresentam maior eficiência no diagnóstico.

A adequação do contraste é uma importante ferramenta no auxílio do diagnóstico. Se aproximadamente 30% das repetições de radiografias em departamentos de radiologia se devem a densidades incorretas de imagens, esta habilidade de ajuste no contraste e densidade poderá resultar em menor quantidade de exposições. Além disso, uma única imagem de baixa densidade poderá ser utilizada para diferentes finalidades de diagnóstico, por exemplo, perda óssea

marginal, onde se utiliza radiografias de baixa densidade, e cáries, cuja radiografia deve possuir maior densidade.

A detecção radiográfica de patologias apicais tem sido largamente estudada na última década. Contudo, não há uma conclusão sobre qual volume ósseo deve ser perdido para que seja possível sua detecção radiográfica. MIER et al., em 1996, investigaram lesões periapicais experimentais em cadáveres, com o auxílio do sistema RVG. Observaram que a inversão de contraste não apresentava benefícios e deixava os observadores hesitantes quanto a afirmação sobre a presença da lesão. Concluíram que as técnicas de pseudocolorização e de imagem linear mostraram-se superiores à de equalização de histograma.

KULLENDORF et al., em 1996, compararam a precisão no diagnóstico de radiografias digitais diretas (sistema Visualix) ao filme tipo "E", para detecção de lesões periapicais experimentais pequenas. Avaliaram também as resoluções alta e baixa do sistema. O alto contraste se mostrou inferior ao filme "E", mas o baixo contraste não mostrou diferença significante para o diagnóstico.

MOL e VAN DER STELT (1992), avaliaram um sistema de análise de imagem digital para diagnóstico de lesões ósseas periapicais. A sensibilidade apresentada pelo sistema foi de 83,3%, especificidade de

75,6%, e precisão de 80,2%. A determinação da presença da lesão foi reproduzida em 98,2% dos casos. Em 26%, foi necessária a correção manual da localização apical. Concluíram que as análises computadorizadas de imagens podem desempenhar um importante papel no diagnóstico de lesões apicais. Sua objetividade e reprodutibilidade podem ser instrumento de padronização do diagnóstico.

Baseados na premissa de que a diferença entre os tecidos biológicos dos granulomas e cistos resulta em diferenças radiológicas, SHROUT, HALL e HILBEDELT, em 1993, desenvolveram um estudo para determinar a viabilidade da diferenciação radiométrica entre essas lesões. Para tanto, as radiografias foram digitalizadas por meio de um scanner plano, e submetidas a análise radiométrica através de um programa especial. Os histogramas dos granulomas apresentaram-se mais estreitos e com menores valores na escala de cinza que os cistos. Os resultados do estudo indicam a viabilidade da diferenciação radiométrica entre lesões que são visualmente indistinguíveis em radiografias.

HOLTZMANN et al. em 1998, compararam os filmes "D" e "E" ao sistema Digora com respeito à detecção de lesões apicais. Não encontraram diferenças significante entre as técnicas. Além disso, nenhuma técnica se mostrou boa indicadora dessas patologias, ou seja, nenhum método indicou a reabsorção inflamatória em seus estágios mais precoces.

Objetivando comparar a eficácia do método digital à do analógico em relação a medidas verticais e médio distais de lesões apicais, em pacientes que necessitavam intervenção cirúrgica, FARMAN et al. em 1998, desenvolveram um estudo. As imagens digitais obtidas pelo sistema Visualix-2 equalizadas forma as que obtiveram maior exatidão nas medidas. As imagens digitais não equalizadas ou com contraste aumentado foram menos exatas, enquanto as obtidas pelo filme "E" obtiveram desempenho de menor acuidade nas medidas das lesões apicais.

KEROSUO e ORSTAVIK (1997), avaliaram a reprodutibilidade de análises de imagens computadorizadas para avaliação de perdas ósseas periapicais em comparação ao método visual. Concluíram que o sistema digital parecia adequado à detecção das alterações.

Por muitos anos, a radiografia vem sendo utilizada como auxílio ao diagnóstico da doença periodontal, sendo que a utilização da tecnologia digital, associada à técnica de subtração, aprimorou essa utilidade. O processo de subtração requer duas imagens com distribuição de valores de cinza e projeção geométrica idênticas. Essa igualdade pode ser obtida por meios de processamento da imagem. Além disso, utilizando-se algoritmos desenvolvidos para determinação automática de bordas, é possível quantificar informações, de simples medidas de distâncias a avançadas quantificações multidimensionais de parâmetros de imagens.

Estruturas anatômicas sobrepostas, como o osso alveolar e dente adjacente, como ocorre na região das furcas, podem desviar a visão do observador da informação. Além disso, perdas ósseas existentes no momento da execução da radiografia podem ser visualizadas, mas a progressão da perda ocorrida no período entre duas tomadas é de difícil interpretação. A utilização da técnica de subtração pode superar muitas dessas limitações pela diminuição da quantidade de informações sobrepostas (consideradas ruídos), e que levam à distorção, e por

possibilitar a concentração da visualização nas diferenças reais entre as radiografias (REDDY; JEFFCOAT, 1993).

Um estudo de BRAGGER e PASQUALI, em 1980, avaliou a influência do processamento digital de imagens subtraídas na detecção de alterações ósseas alveolares. As imagens foram mostradas como imagens digitais subtraídas, imagens subtraídas com contraste aumentado e pseudocolorização das imagens subtraídas. Os resultados indicaram que o processamento de subtração da imagem utilizando pseudocolorização das mudanças de densidade pode aprimorar a concordância entre os observadores.

A técnica de subtração digital foi considerada por BRAGGER, BURGIN e BUSER (1991), um dos métodos não invasivos mais sensíveis para avaliar mudanças súbitas em tecidos peri-implante, fornecendo informação adicional no processo de integração e manutenção de implantes.

Além, das utilizações citadas, a técnica de subtração auxilia a detecção da progressão de cáries incipientes, lesões da região cemento-esmalte, verificação de cura ou evolução de lesões apicais, defeitos ósseos peri-implantes em estágios iniciais (REDDY e JEFFCOAT, 1993).

Na Endodontia, vários experimentos (ONG e PITT FORD, 1995; VELDERS, SANDERNINK, STELT, 1996; TIRRELL, 1996), foram realizados para a determinação da medida de condutos radiculares, demonstrando ser afetivo o método digital, principalmente devido à menor exposição e menor tempo requeridos.

A utilização do método digital para diagnóstico de reabsorções radiculares simuladas em comparação ao filme radiográfico foi estudada por BORG et al., em 1998. Todos os sistemas avaliados foram considerados aceitáveis. O sistema de placas de fósforo alcançou esse resultado com dose de exposição consideravelmente menor que os outros sistemas.

Na área de Estomatologia, FUJITTA et al. em 1998, ressaltaram a aplicabilidade da digitalização de radiografias de baixo contraste para observação de detalhes em áreas muito densas. Esse procedimento facilita a visualização de certos detalhes nas imagens de patologias como o cisto odontogênico calcificante, condrossarcoma e odontoma complexo, fornecendo informações importantes para o diagnóstico.

2.8 – Armazenamento e Transmissão da Imagem

O arquivamento da imagem digital é necessário e valioso para o profissional, mas pode-se tornar um problema já que, na forma não comprimida a imagem digital ocupa 90 a 234 kb dependendo da área da imagem e do módulo de resolução, ocupando assim muito espaço no disco rígido. Para solucionar esse problema deve-se remover as imagens antigas gravando-as em disquetes, CD-Room, ou zip-drive. A compressão da imagem constitui um outro meio de diminuir o espaço requerido para o arquivamento desta. Porém, a compressão da imagem pode resultar em perda de informação e isto poderá apresentar problemas de diagnóstico e implicações médico-legais. Em um índice de 1:12 a compressão da imagem não afeta significantemente a qualidade da imagem para diagnóstico de cáries (WENZEL e GRÖNDAHL, 1995).

Para a intercomunicação de vários profissionais pela rede mundial de computadores se faz necessários a utilização de um mesmo formato para arquivamento e transmissão da imagem. Dentre um grande número de formatos universais que tem sido usados, destaca-se o formato .TIFF ("Tagged Image File Formate") que tem sido reconhecido com um formato flexível e independente (FARMAN e

SCARFE, 1994). Os sistemas RVG, Vixa e Sens-A-Ray reconhecem o padrão TIFF 6.0.

Segundo KULLENDORFF; NILSSON; ROHLIN (1996), relatam que a facilidade de enviar imagens radiográficas para a avaliação de um outro especialista via correio eletrônico, e receber o retorno de seus comentários, torna o plano de tratamento mais elaborado e facilitando assim o tratamento do paciente.

Falando da importação de imagem os sistemas Vixa e Digora demonstraram-se capazes de importar e mostrar imagem de qualquer outro sistema, entretanto o Vixa, em alguns casos mostra somente parte da imagem. O Sens-A-Ray mostra a imagem de todos os sistemas exceto do RVG. Enquanto o RVG não pode ler imagens de nenhum outro sistema. O sistema Flash Dent também não possui um formato padrão para as imagens.

Como a imagem digital pode ser exportada para programas gráficos, receber alterações como por exemplo: lesões de cárie, restaurações, tratamentos endodônticos, extrações, reparos ósseos e etc., podendo ser difícil descobrir se a imagem original foi alterada. Estas

alterações tem tido implicações odonto-legais e transtornos nos processos de perícia dos planos de saúde (KULLENDORFF, NILSSON e ROHLIN(b) 1996; PASLER e VISSER, 2001).

VISSER e KRUGGER, 1997, avaliaram a capacidade de dentistas em identificar imagens manipuladas e não manipuladas dispostas aleatoriamente. Os autores concluíram que, principalmente quando textos estão presentes simultaneamente e próximos à imagem, como em jornais, por exemplo, as chances de detecção são muito pequenas. Salientaram que pode ser possível a identificação de algumas manipulações pela análise da ficha ou histórico do arquivo (análise de histograma, processos de filtragem, medidas de ruído, por exemplo), mas que a compressão destrutiva pode prejudicar a identificação por alguns desses procedimentos.

No que diz respeito a impressão da imagem digital, esta não tem a mesma qualidade da observada no monitor e não permite manipulação dinâmica. Por estes fatores a impressão deve ser usada principalmente como fonte de documentação e não com fins de diagnóstico.

3 – COMENTÁRIOS

Aliada à informática, Radiologia Odontológica está se desenvolvendo e se modernizando rapidamente. Com o rápido desenvolvimento tecnológico, a radiografia convencional está sendo gradualmente substituída pela radiografia digital.

A tecnologia da radiografia digital desde que surgiu para a odontologia, vem sendo estudada, avaliada e pelos trabalhos na literatura aprovada no mundo todo, também clinicamente tem tido resultados muitos bons, e é bom lembrar que, este método inovador de diagnóstico vem se aperfeiçoando na velocidade dos avanços da informática.

Os filmes convencionais intra-bucais evoluem e se modernizam a cada dia, assim surgem no mercado filmes cada vez mais rápidos, como os filmes "D" e mais recentemente os filmes "F" , com uma busca constante da diminuição da exposição do paciente aos raios-X, consecutivamente a queda das doses de radiação recebidas.

Também a imagem digital busca uma diminuição da radiação ionizante, e supera os filmes convencionais no que se refere as doses de radiação, ou a necessidade de repetições, pela possibilidade de manipulação da imagem para aperfeiçoá-las, facilitando a interpretação. Com as possibilidades de correção da densidade e melhoramento do contraste, protegendo o paciente de eventuais novas exposições.

Com o objetivo de comparar a imagem radiográfica digital ou digitalizada com a convencional, encontramos vários estudos reportados, como o de NICOPOULOU – KARAYIANNI et al. (1991), que compararam as propriedades diagnósticas de radiografias obtidas com filmes ULTRASPEED e EKTASPEED", analisadas convencionalmente e após conversão digital, e concluíram que as informações diagnósticas dos dois tipos de filmes pareciam ser iguais na imagem digitalizada.

VAN DER STELT et al. em 1991, realizaram um trabalho em que verificaram se o processamento digital de imagens radiográficas no computador poderia ser confiável para um bom diagnóstico. Os autores relataram que a capacidade do observador humano em detectar e definir objetivamente pequenos defeitos ósseos é limitada, e o processamento

da imagem pode fornecer uma proveitosa contribuição no processo de diagnóstico.

No trabalho de WENZEL, LARSEN e FEJERSKOV (1991), realizado em condições laboratoriais, demonstrou que a radiografia digital, avaliada em monitor e manipulando-se o contraste, pode evidenciar acima de 70% de lesões cariosas profundas em dentina, em contraste com 45% apresentado pelo filme radiográfico convencional e a xerorradiografia.

Em estudos de detecção de cáries proximais, DOVE e Mc DAVIS (1992), não observaram diferenças significativas na segurança diagnóstica entre imagens digitais não realçadas e imagens obtidas com filmes convencionais. Já VERDONSCHOT et al. (1992), comparando a imagem digital modificada com a radiografia convencional de lesões cariosas proximais incipientes, concluem que a superioridade da técnica modificada foi observada, mas que ainda precisa ser mais profundamente estudada.

Observa-se que quando da digitalização de radiografias convencionais para fins diagnósticos pelo método indireto, usando

scanners com kits de leitura de transparência, sempre ocorre uma adequada digitalização da imagem radiográfica para esse fim (CHEN, CHIANG, 1997). Scanners a tambor também apresentam uma ótima precisão diagnóstica (NELVIG, WINE, WELANDER, 1992).

Em 1994 OHKI, OKANO e NAKAMURA, realizaram um estudo onde compararam as imagens de filmes convencionais digitalizados por três meios diferentes: scanner à laser, scanner à tambor e câmaras de vídeo. As imagens digitalizadas com um tamanho de pixel de 100μm e 32 tons de cinza foram consideradas aceitáveis para radiografias intra-orais com propósitos diagnósticos, sendo que as imagens digitalizadas pelo scanner à tambor forma as que apresentaram maior precisão para a interpretação de cáries incipientes.

As radiografias escaneadas para a interpretação no computador estão plenamente aprovada pela literatura, como cita PASLER e VISSER (2001), em seu livro, "em vista da qualidade da imagem, uma radiografia convencional escaneada pelos corretos recursos técnicos tem tanto valor quanto uma radiografia totalmente digital".

Agora é reportado na literatura pesquisada que quando da digitalização indireta de radiografias intra-bucais usando câmeras de vídeo podem ocorrer problemas no processo por fatores como o do acerto do foco que é manual, realizado pelo operador, outros como a inadequada iluminação, além do alto custo com a compra dos equipamentos necessários. WENZEL em 1994, mostrou que durante o registro na câmara de vídeo e o processo de digitalização são geradas interferências eletrônicas que prejudicam a qualidade da imagem e, consecutivamente, a interpretação desta. Assim esse método de digitalização de imagem quase não é mais usado nos tempos atuais, principalmente com a popularização dos scanners de alta definição.

Quando falamos de digitalização de imagem intra-bucal pelo método direto, seja usando sensores CCD (Charge Compled Device), CCD com cintilador ou placa de armazenamento de fósforo, estes apresentam vantagens sobre as imagens obtidas pelo método indireto, pois dispensam a fase de processamento químico da radiografia, além da diminuição do tempo de obtenção da imagem, dinamizando o tempo de trabalho e também a diminuição da dose de radiação ao paciente.

Visando a qualidade dos sistemas digitais diretos BORG et al., 1996, avaliaram o sistema Sens-A-Ray e Visualix/VIXA II (sistemas CCD), Digora e o filme convencional de sensibilidade "E", comparando entre si, a qualidade da imagem destes sistemas. Os resultados que chegaram foram que as radiografias realizadas pelo Digora alcançaram valores similares às do filme no que diz respeito à qualidade de imagem, enquanto que as imagens dos sensores CCD tiveram uma avaliação mais baixa. Eles concluem: "A melhor qualidade de imagem e maior amplitude de exposição foi alcançada pelo sistema de armazenamento de fósforo, quando comparado ao filme e sistemas CCD".

YOSHURA et al. (1999) realizaram um estudo com o propósito de comparar os dois tipos de filmes convencionais e quatro sistemas de radiografias digitais: CDR, DIGORA, DIXEL, SENS-A-RAY sem a camada de cintilador. Para este estudo foram utilizados sete observadores e dois tipos de imagem digital foram preparados para o teste de desempenho destes observadores: um com escalas cinzas originais e outra com aumento de contraste. Imagens com e sem aumento foram exibidos para os sete observadores. Avaliaram que todos os sistemas, exceto o DIGORA, mostraram melhor resultado do que o filme convencional de sensibilidade "E". Com o aumento do contraste, todos os sistemas

digitais, exceto o sistema Sens-A-Ray, mostraram visibilidade superior do que os filmes convencionais.

Avaliando a exatidão diagnóstica das radiografias digitais diretas na observação de lesões periapicais podemos observar por trabalhos como o de BOEL et al. (1996), que comparou essa tecnologia à radiografia convencional de sensibilidade "E" em pequenas lesões periapicais provocadas experimentalmente. Foram igualmente comparadas as resoluções destes sistemas de imagem para elevados e baixos contrastes. No sistema digital, a resolução para elevados contrastes foi inferior à película radiográfica convencional, enquanto que a resolução para baixos contrastes foram semelhantes. No que diz respeito à exatidão de diagnóstico não existiram diferenças significativas entre os dois sistemas o que levou os autores a concluírem que as imagens obtidas com a radiografia digital são semelhantes às películas de sensibilidade "E" na detecção de lesões ósseas periapicais.

Também sob a precisão diagnóstica para a descoberta de lesões periodontais simuladas FURKART et al. (1992), realizaram estudo empregando filmes radiográficos dos grupos "D", "E" e ao sistema de imagem digital "Sens-A-Ray". Foram criadas lesões de profundidade

diferentes em 11 hemi – mandíbulas humanas envolvendo a cortical óssea vestibular em direção a lingual, um grupo de 9 pessoas experimentadas usando cinco pontos de avaliação observaram se as lesões estavam ausentes ou presentes nas imagens obtidas. Os resultados demonstraram que não houve diferenças estatísticas entre os três tipos de imagem para a descoberta de lesões periodontais simuladas entre 1,0 a 3,0mm, o que sugere que o sistema digital apresentou desempenho comparável aos filmes convencionais.

TIRRELL et al., em 1996, conduziram um estudo comparativo entre a radiografia convencional e imagens digitais para a descoberta de lesões ósseas quimicamente criadas. Seis espécimes de mandíbula de cadáveres humanos foram usados no estudo, onde uma solução de ácido perclórico à 70% foi empregada para se criar lesões na cortical vestibular de cada espécime. Foram realizadas imagens digitais e imagens convencionais após cada incremento de tempo de progressão das lesões, sendo que cada incremento de tempo representou uma lesão mais avançada. Pode-se concluir por meio deste estudo que:

1) quando não havia nenhuma lesão, nenhuma diferença significante entre a radiografia convencional e a imagem digital foi apresentada;

2) entre 12 e 24 horas, as imagens digitais mostraram as lesões significantemente mais cedo que a radiografia convencional;
3) nenhuma diferença pode ser encontrada entre as duas técnicas de imagem no período de 36 horas e depois disso e;
4) não houve nenhuma diferença significante proporcionada pela intensificação da imagem pelo RadioVisioGraphy em qualquer dos intervalos de tempo examinados.

Para o diagnóstico de lesões cariosas a literatura nos mostra que, os sistemas digitais tem resultados bastante similares as radiografias convencionais como nos mostra o trabalho de WENZEL et al. (1995), que estudou "in vitro" quatro sistemas radiográficos digitais: Digora, RVG, Sens-A-Ray, Visualix/Vixa, com o objetivo de avaliar a precisão diagnóstica e o impacto da compressão da imagem na detecção de cáries. Concluíram que todos os sistemas digitais detectaram bem a presença de cáries "in vitro" e as imagens comprimidas foram tão precisas quanto as não comprimidas.

Também WHITE et al., (1997), avaliaram o desempenho do sistema digital direto CDR (sensor CCD) na detecção de cáries, comparando-o com a película radiográfica convencional "E". Foram estudados 790 dentes extraídos, radiografados e observados por 16 profissionais quanto a superfície de cáries proximais destes dentes. Os profissionais tiveram um desempenho semelhante na interpretação das superfícies criadas nos dentes, tanto no sistema digital CDR, como na radiografia convencional de sensibilidade "E", e finalizaram o estudo relatando que "este trabalho sugere que para este fim, os sistemas são semelhantes".

Continuando na detecção de lesões cáries de várias profundidades, o trabalho de MOORE et al., (1998), com películas EKTASPEED Plus, películas ULTRASPEED, Sensor CDR e sistema Digora nos mostrou que as lesões de cáries localizadas no esmalte foram detectadas deficientemente por todos os sistemas. Quando se estenderam à dentina, todos os sistemas detectaram igualmente bem as lesões. Mas os autores relatam, "em termos de detecção global, independente da profundidade da lesão, as películas EKTASPEED Plus obtiveram melhores resultados do que os sistemas digitais, no entanto,

atendendo às pequenas diferenças observadas, o sistema digital pode ser aconselhado para a detecção de cáries.

Trabalhos como o de WENZEL (1993), grande estudiosa da radiografia digital, nos mostram que o diagnóstico de cáries quando há manipulação do contraste na tela, aumenta a acuidade para detecção de lesões oclusais em dentina. Assim também mostraram MOYSTAD et al., (1995), alterando a ampliação da imagem digital, provando ser um meio útil para o diagnóstico de cáries interproximais.

Em contra partida, alguns estudos encontraram resultados não tão bons para a radiografia digital, quando comparada aos filmes radiográficos convencionais, como o de UPRICHARD et al. (2000), que concluíram que a radiografia digital direta não foi tão precisa quanto as imagens dos filmes convencionais para o diagnóstico de cáries nas superfícies proximais da dentição mista. Resultados semelhantes foram achados por PRICE e ERGÜL (1997), quando comparada a película radiográfica convencional EKTASPEED Plus com o sistema radiográfico direto Sens-A-Ray, utilizando um modelo de cáries proximais, comprovaram que a película radiográfica (EKTASPEED Plus) foi superior aos Sens-A-Ray na visualização das cáries proximais.

Outra grande aplicação dos sistemas de radiografia digital direta é na área de endodontia, onde possibilitam uma redução das doses de radiação e também dinamizam a prática dessa especialidade, diminuindo o número de repetições de radiografias, que podem ser corrigidas com a manipulação da imagem, além de disponibilizar rapidamente a imagem na tela. É isso que nos mostra os trabalhos na literatura, como o de SHEARER et al. (1991), que comparou o RVG com a radiografia convencional na medição do comprimento do canal radicular, e concluíram que o sistema RVG quando utilizado com realce, substitui adequadamente a radiografia convencional na determinação do comprimento do canal radicular, além de diminuir o tempo de exposição do paciente aos raios-X. Resultados semelhantes encontraram ONG e PITT FORD (1995), demonstrando não haver nenhuma diferença estatística significativa quando comparado o comprimento radicular determinado pelo filme radiográfico do grupo "D" e pelo RadioVisioGraphy (3ª Geração).

Já o estudo de SVANAES et al., (1996), nos mostrou que os sistemas Sidexis e Digora, apresentam-se de maneira semelhante ao filme radiográfico convencional para determinação do comprimento dos canais radiculares com instrumentos 020 e 025, com baixas doses de

radiação. Entretanto, com instrumentos 015, o sistema Digora pode determinar com mais precisão o comprimento radicular. Porém, não foi possível se medir instrumentos de diâmetro menor, como o 010, com os sistemas Sidexis e Digora com ou sem ajuste dos níveis de cinza.

Quando comparamos os sistemas digitais diretos que usam sensor tipo CCD com os que utilizam placa de armazenamento de fósforo, podemos notar que:

- **Sensores tipo CCD**
- Não necessitam serem removidos da boca, após cada exposição;
- São colocados em diferentes áreas de interesse na boca rapidamente;
- Minimizam o risco de infecção cruzada;
- A imagem é disponibilizada na tela em pouquíssimos segundos (2 a 5 segundos);
- Apresenta-se ligado ao computador por um fio, que pode causar desconforto;
- O fio impossibilita a realização de certas técnicas radiográficas, como a interproximal;

- Seu tamanho é menor que um filme radiográfico convencional.

- **Sensores tipo Placa de Armazenamento de Fósforo**

- Necessitam serem removidos da boca, para serem disponibilizados na tela do computador;
- São mais flexíveis, acomodando-se melhor na boca;
- Necessitam cuidados com a infecção cruzada, após cada disparo;
- Não possuem fio, facilitando o manuseio e acomodação do sensor;
- Possibilita a realização da técnica radiográfica interproximal ou o uso de posicionadores intra-bucais;
- Necessitam de um tempo pouco, maior para estarem disponíveis na tela (15 a 30 segundos).
- Possibilita a utilização por várias pessoas, pois tem vários sensores que podem ser usados em locais diferentes;
- Apresenta sensores do tamanho dos filmes radiográficos convencionais.

Ocorrem de uma maneira geral transtornos nos procedimentos radiográficos que são as imagens fantasmas, também chamadas de imagens supérfluas, que são denominadas nas imagens digitais de "ruídos". Estas imagens não representam estruturas anatômicas ou patológicas, tendo então, pouco significado nos exames para diagnóstico (MOYSTAD et al. 1995; WENZEL et al. 1991).

Numa avaliação pela radiografia digital de subtração, verificando-se o nível de ruídos de três sistemas, o RadioVisioGraphy, o Sens-A-Ray e o Visualix, constatou-se que quanto maior a velocidade do sistema, maior o nível de "ruído". Num julgamento subjetivo, a densidade das imagens feitas com o Visualix em 0,2 segundos, foi comparável às imagens obtidas pelo RadioVisioGraphy em 0,46 segundos, e pelo Sens-A-Ray em 0,60 segundos.

Foi demonstrado que o nível de ruído é dependente do tempo de exposição à radiação considerando-se os três sistemas acima mencionados. Considerando-se um sistema rápido como o Visualix, onde uma dose relativamente baixa é exigida para saturar o sensor, uma vez que o sensor está saturado, qualquer dose adicional de radiação reduzirá

o sinal de ruído. Sendo assim, o número de fótons exigido para saturar o sensor determina a sensibilidade do sistema (WENZEL et al. 1991).

Uma das principais causas da formação de ruídos nas imagens digitais, deve-se ao resultado da ampliação da imagem que é exposta na tela do computador, sendo de importância secundária o ruído eletrônico provocado pela digitalização da imagem (TIRRELL et al. 1996).

Embora as radiografias intra-bucais exerçam um papel fundamental no diagnóstico das mais variadas patologias dentais e bucais, o risco da exposição dos pacientes a radiação ionizante permanece como uma preocupação importante. Devendo sempre que possível ser obtidas imagens de adequado valor diagnóstico com a menor dosagem de radiação possível.

Condutas de radioproteção tem sido empregadas a muito tempo, procurando minimizar os efeitos da radiação em radiologia odontológica. A proteção das partes vitais do corpo com aventais de borracha plumbífera e protetores de tireóide tem auxiliado na diminuição das doses de radiação nos exames radiográficos. Meios adicionais para redução das doses de radiação incluem também o uso de filtros nos

aparelhos, de filmes dentais rápidos e o emprego dos sistemas de imagens digitais diretos.

Parece ser a principal vantagem de qualquer sistema de imagem digital direto sobre a radiografia obtida com filme convencional, ser sem dúvida, a necessidade de doses menores de radiação necessárias para se produzir imagens clinicamente aceitáveis.

A dose para o paciente nos sistemas RVG e Flash Dent é de aproximadamente 20% da dose necessária para um filme do grupo "D" e de 40% para um filme do grupo "E" (HORNER et al. 1990).

LIPPS et al. (1990), relataram também que o sistema RVG permitiu uma redução no tempo de exposição na ordem de 90% quando comparado ao filme convencional de sensibilidade "D".

Avaliando os sistemas Sidexis, Digora e os filmes radiográficos convencionais, redução das doses de radiação em mais de 90% puderam ser alcançadas para a avaliação de instrumentos endodônticos de diâmetro 0,20 ou mais espessos, quando comparados aos filmes radiográficos convencionais. Porém, para instrumentos de menor

diâmetro possível, redução da dose foi questionável, sendo que, para instrumentos de diâmetro 0,15, uma redução da dose de radiação de aproximadamente 50% foi possível (SVANAES et al. 1996).

Com o sistema Digora vários trabalhos obtiveram uma imagem adequada com uma redução da radiação de até 80% em relação aos filmes convencionais (BERTTLE et al. 1996; OHKI, OKANO, NAKAMURA, 1994; SIVA e TAVANO, 1996).

Já para os sistemas que usam sensores tipo CCD, tem-se notado reduções no tempo de exposição à radiação em até 40%, porém esses sistemas por apresentarem tamanho menor que os filmes convencionais, e a presença de um cabo de conecção com o computador, causam um número maior de repetições.

Comparando os filmes convencionais existentes hoje no mercado com os sistemas de radiografias digitais diretos, esses necessitam de uma dose menor de radiação para obtenção da imagem, porém apresentam uma latitude e uma resolução inferiores ao filme convencional o que limita o uso desses sistemas em algumas áreas da radiologia odontológica.

VANTAGENS E DESVANTAGENS DOS SISTEMAS DIGITAIS EM RELAÇÃO À RADIOGRAFIA CONVENCIONAL

(BOURGEOIS, SIKORSKI, WOOD, 1995; BRETTEL et al. 1996; FARMAN, SCARFE, 1994; FERREIRA, 1996; GRÖNDAHL, 1992; KULLENDORFF, NILSSON, ROHLIN, 1996; SANDERINK, et al. 1994).

VANTAGENS:

- Dispensa o uso de filmes radiográficos, de chassi, de telas fluorescentes, de câmara escura e de processamento químico, já que o sensor capta a imagem e a transfere ao computador;
- Maior biossegurança, pois reduz o tempo de exposição aos raios-X sobre o paciente;
- Possibilita o armazenamento de imagens em disquetes, H.D. e CD-Rooms; nesse caso, elas podem ser impressas de acordo com a necessidade do cirurgião-dentista;
- Educação do paciente e melhor aceitação do tratamento;
- Maior familiarização do tratamento pelo paciente;
- Amplo marketing;

- Redução do tempo de trabalho;
- Formação imediata da imagem na tela do computador, até quatro vezes maior que o real;
- Permite ampliar imagens – aproximação da imagem através de "zoom", podendo-se selecionar áreas específicas das imagens, descartando assim as imagens supérfluas;
- Menor distorção da imagem;
- Permite fazer determinações de densidades de tecidos duros e moles e mensurar lesões;
- Permite fazer a inversão da imagem podendo controlar o seu brilho e contraste;
- Determinação do comprimento do dente;
- Pode realizar subtração das imagens, permitindo a visualização de mudanças ao longo do período de proservação, antes mesmo de ser possível a visualização pelos métodos convencionais;
- Variação da imagem em três dimensões;
- Visualização de múltiplas imagens;
- Trabalha com 256 tonalidades de cinza contra 25, no máximo da radiografia convencional, além da possível

colorização das imagens, que podem enriquecer, uma apresentação em palestras ou a orientação do paciente;

- Permite a transmissão via "modem" para outro computador, possibilitando ser avaliada por outro profissional (telerradiologia).

DESVANTAGENS:

- Alto custo;
- Impossibilidade de ajustes na imagem em caso de superexposição;
- Necessidade de grande capacidade de memória nos computadores;
- Pequena perda de nitidez em relação ao filme radiográfico;
- Limitação na qualidade de cópias em papel;
- Menor área abrangida pelo sensor CCD (duas vezes e meia menor que os filmes tradicionais);
- Necessidade de treinamento do profissional na área de informática.

4 – CONCLUSÕES

Os profissionais de Odontologia atualmente possuem vários meios de diagnóstico por imagem que podem ser usados, além da Radiografia convencional sendo que, alguns já podem ser utilizados diretamente nas clínicas e consultórios como é o caso da radiografia digital intra-oral, que é um ótimo sistema para complementação de diagnóstico bucal e que avança em tecnologia junto à informática. Com relação aos princípios e sistemas de obtenção de imagem digital intra-oral, podemos concluir que:

- A obtenção da radiografia digital intra-oral se dá através de dois métodos: direto e indireto. No método direto a imagem é obtida por sensores especiais, já no indireto pela digitalização da radiografia convencional, sendo os dois métodos válidos.

- Uma das vantagens apresentadas pela radiografia digital é a manipulação da imagem, como: alterações de brilho e contraste, aumento ou redução da imagem, medições de tamanho,

comprimento, ângulos ou superfícies e histogramas. Podendo com isso, realizar uma melhor visualização e interpretação para o diagnóstico radiográfico. Não esquecendo que a manipulação da imagem é passível de ser usada para irregularidades, como para melhorar tratamentos mal executados, e que essa tecnologia ainda não dispõe de regulamentação jurídica.

- As radiografias digitais diretas dinamizam o trabalho dos profissionais, pois não necessitam do processamento químico dos filmes convencionais, para a obtenção da imagem, que acontece em poucos segundos. Além do fator econômico, por dispensar o uso dos próprios filmes, dos produtos reveladores e fixadores, também de processadoras automáticas e da própria câmara escura.

- A principal vantagem das radiografias intra-orais digitais diretas, parece ser o menor tempo de exposição e menor necessidade de repetições radiográficas, o que resulta, na diminuição considerável das doses de radiação recebidas pelo paciente.

- A tecnologia digital também possibilita a troca de informações com outros profissionais, fazendo uma integração das radiografias na rede de transmissão de dados via computador.

- Quanto a resolução da imagem os filmes convencionais ainda são superiores as imagens digitais.

- Finalmente, toda essa tecnologia, no entanto, não substitui o fator mais importante do diagnóstico radiográfico que é o conhecimento de quem o realiza. Sem o conhecimento e a experiência profissional, a interpretação radiográfica, mesmo dispondo das vantagens que os métodos de radiografia digital oferecem, pode ser falha, comprometendo o diagnóstico, da mesma maneira que ocorre com a interpretação das radiografias convencionais.

Referências Bibliográficas

1. ALDER, M.E. Intraoral digital radiography. **Texas Dent. J.** , p.31-5, Feb.

2. BENZ, C.; MOUYEN, F. Evaluation of the new RadioVisoGraphy system image quality. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.72, n.5, p.627-31, Nov., 1991.

3. BOEL, K. et al. 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. Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.82, p.334-350, 1996.

4. BORG, E. et al. On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, Charge-couple device and storage phorsphor systems. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.25, n.2, p.82-8, Apr., 1996.

5. BORG, E. et al. Film and digital radiography for detection of simulated root resorption cavities. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.86. n.1, p.110-4, July, 1998.

6. BOURGEOIS, M.; SIKORSKI, P.; WOOD, R.E. Educational use of indirect digital radiographic imaging. **J. Can. Dent. Assoc.**, v.61, n.11, p.968-72. Nov., 1995.

7. BRAGGER, U.; PASQUALI, L. Color conversion of alveolar bone density changes in digital subtration images. **J. Clin. Periodontol.**, v.16, n.4, p.209-14, Apr., 1989.

8. BRAGGER, U.; BURGIN, W.; BUSER, D. Digital substration radiography for the assesment of changes in peri-implant bone density. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.6, n.2, p.160-6, 1991.

9. BRETTLE, D.S. et al The imaging performance of a storage phosphor system for dentel radiography. **Br. J. Radiol.**, v.69, n.819, p.256-361, Mar., 1996.

10. CHEN, S.K.; CHIANG, T.C. Digitizing of radiographs with a roller type CCD scanner. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.83, n.6, p,719-24, Jun., 1997.

11. CHILVARQUER, I.A. A radiologia e seus avanços contemporâneos. **Revista da APCD.**, v.47, n.2, p.1001-4, mar./abr., 1993.

12. CLASEN, N.F.; AUN, C.E. Radiografia digital direta: Análise dos principais sistemas e recursos. **Rer. Odontol. Unicid.**, v.10, n.2, p.109-20, Jul./Dez., 1998.

13. [CYGNUS IMAGING] Disponível na World Wide Web: http:/www.cygnusimaging.com

14. DAGENAIS, M.E. et al. Receiver operating characteristics of RadioVisioGraphy. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.79, n.2, p.238-45, feb., 1995.

15. DOVE, S.B.; McDAVID, W.D. A comparison of conventional intra-oral radiography and computer imaging techniques for the detection of proximal surface dental caries. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v.21, n.3, p.127-34, Aug., 1992.

16. DOVE, S.B.; McDAVID, W.D. Digital panoramic and extraoral imaging. **Dental Clinics of North America**, v.37, n.4, p.541-51, Oct., 1993.

17. [DMD-DENTAL/MEDICAL DIAGNOSTIC SYSTEMS] Disponível na World Wide Web: http://www.dmdcorp.com

18. DUNN, S.M.; KANTOR, M.L. Digital radiology: facts and fictions. **JADA.**, v.124, p.39-47, Dec., 1993.

19. FARMAN, A.G.; SCARFE, W.C. Editorial review- Pixel perception and voxel vision: constructs for a new paradigm in maxillofacial imaging. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v.23, n.1, p.5-9, Feb., 1994.

20. FARMAN, A.G. et al. Computed dental radiography: evaluation Charge-couple device based intraoral radiography system. **Quintessence Int.**, v.26, n.6, p.399-404, June, 1995.

21. FARMAN, aG. et al. In vivo comparison of Visualix-2 and Ectaspeed Plus in the assesment of periradicilar lesion dimensions. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.85, n.2, p.203-9, Feb., 1998.

22. FERREIRA, R.A. Odontologia em imagem. **Rev. da APCD,** v.50, n.3, p.218-28, Mai/Jun., 1996.

23. FREITAS, A.; ROSA, J.; SOUSA, I. **Radiologia Odontológica.** 5ªed. São Paulo: Artes Médicas, 2000.

24. FUJITA, M. et al. Digital image processing of periapical radiographs. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radio.Endod.**, v.65, p.490-4, Oct., 1988.

25. FURKART, A.J. et al Direct digital radiography for the detection of periodontal bone lesions. **Oral surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral radiol. Endod.**, v.74, n.5, p,652-660, Nov., 1992.

26. [GENDEX] Disponível na World Wide Web: htpp://www.gendex-dental.com

27. GENDEX DENTAL SYSTEMS. DenOptix™ Digital Imaging System./Folheto/

28. GOSHIMA, T. et al. Sensitometric response of the Sens-A-Ray, a charge-couple imaging device, to changes in beam energy. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.25, n.1, p.17-8, Jan., 1996.

29. GRÖNDAHL, H.G. Digital radiology in dental diagnosis: a critical view. **Dentomaxillofac Radiol.** ,v.21, p.198-202. Nov., 1992.

30. GRÖNDAHL, H.G. et al. Na image plate system for digital intra-oral radiography. **Dent. Radiog.**, v.23, n.8, p.334-7, Oct., 1996.

31. HOLTZMANN, D.J. et al. Storage-phosphor computed radiography versus film radiography in the detection of pathologic perirdicular bone loss in cadavers. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.86, n.1, p.90-7, July, 1998.

32. HORNER, K. et al. RadiVisioGraphy: na inital evalution. **Br. Dent. J.**, v.168, n.24, p.244-8, Mar., 1990.

33. HORNER, K.; BRETTLE, D.S.; RUSHTON, V.E. The potencial medico-legal implications of computed radiography. **Br. Dent. J.**, v.18, n.7, p.271-3, Apr., 1996

34. HUDA, W. et al Comparision of a photostimulate phorsphor system with film for dental radiology. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.83, n.6, p.724-32, Jun., 1997.

35. INABA, D.; TAKAGI, O.; ARENDS, J. A computer-assisted videodensitometric method to visulize mineral distributions in *in vitro* and *in vivo* formed root caries lesions. **Europ. J. Oral Sci.**, v.105, p.74-80, 1997.

36. JENSEN, T.W. Image perception in dental radiography. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.9, p.37-40, 1980.

37. KANG, B.C. et al. Obsever differentiation of proximal enamel mechanical defects versus natural proximal dental caries with computed dental radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.82, n.4, p.459-65, Oct., 1996.

38. KEROSUO, E.; ORSTAVIK, D. Application of computerised image analysis to monitoring endodontic therapy: reproduciibility and comparision with visual assessment. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.26, p.79-84, 1997.

39. KULLENDORFF, B.; NILSSON, M.; ROHLIN, M. Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions: overall comaprison between conentional and direct digital radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.82, n.3, p.344-50, Sep., 1996.

40. LANGLAIS, R.P.; LANGLAND, O.E.; NORTJE, C.J. **Diagnostic Imaging of the jaws.** USA. P.14-7, 1995.

41. LIPPS, K. et al Operative radiology for endodontics: direct digitization versus film receptors. **Amer. Acad. Oral Max. Fac. Rad.**, v.11.1990.

42. LUOSTARINEN, T. et al. Comparison of intra-oral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.24, n.2, p.92-3, 1995.

43. MCDONNEL, D. et al. Na evaluation of the Sens-A-Ray digital dental imaging system. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.22, n.3, p.121-26, Aug., 1993.

44. MCDONNEL, D. Digital dental imaging systems: a review. **J. Can. Dent. Assoc.**, v.61, n.11, p.962-4, Nov., 1995.

45. MEIER, A.W. et al. Interpretation of chemically created periapical lesions using direct digital imaging. **J. Endod.**, v.22, n.10, p.516-20, Oct. 1996.

46. MISTAK, E.J. et al. Interpretation of periapical lesions comparing conventional, direct digital and telephonically transmitted radiographic images. **J. Endod.**, v.24, n.4, p.262-6, Apr., 1998.

47. MOL, A.; VAN DER STELT, P.F. Apllication of computer-aided image interpretation to the diagnosis of periapical bone lesions. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.21, p.190-4, Nov., 1992.

47. MOLTENI, R. Direct digital dental X-ray imaging with Visualix/VIXA. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.76, n.2, p.235-43, Aug., 1993.

48. MOUYEN, F. et al Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphhy. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.68, n.2, p.238-42, Aug., 1989.

49. MOYSTAD, A. et al. Effect of image magnification of dititized bitewing radiographs on approximal caries detection: na in vitro study. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.24, n.4, p.255-9, Feb. 1995.

50. MOORE, W. S. et al. Comparison of modern imaging systems for the detection of proximal caries. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.27, p.122, 1998.

51. NAYOTH, M. et al. Observer agreement in the detection of proximal caries with direct digital intraoral radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.85, n.1, p.107-112, Jan. 1998.

52. NELVIG, P. et al. Sens-A-Ray. A new system for direct digital intraoral radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.74, n.6, p.818-23, Dec., 1992.

53. NICOPOULOU-KARAYIANNI, K. et al. Diagnosis of alveolar bone changes with digital subtration images and conventional radiographs. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.72, n.2, p.251-56, Aug., 1991.

54. OHKI, M.; OKANO, T.; NAKAMURA, T. Factors determining the diagnostic accuracy of digitized conventional intra-oral radiographs. **Dentomaxillofac radiol.**, v.23, n.2, p.72-82, May, 1994.

55. ONG, E.Y.; PITT FORD, T.R. Comparision of RadioVisioGraphy with radiographic film in root length determination. **Int. Endodont. J.**, v.28, p.25-9, 1995.

56. ORION CORPORATION SOREDEX. Digora operation instructions. Helsinki: Orion Corporation Soredex, 1995.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

57. PASLER,F.; VISSER, H. **Radiologia Odontológica: procedimentos** ilustrados. 2ª ed. Rev. e Ampl. Porto Alegre: Artmed Editora, 2001.

58. [PLANMECA] Disponível na World Wide Web: http://www.planmeca.com

59. PRICE, C.; ERGÜL, N.A. A comparsion of a film-based and a direct digital dental system using a proximal caries model. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.26, n.1, p.45052, Jan., 1997.

60. RAZMUS, T.F. et al. caries, periodontal diseases and periapical changes. **Dent. Clin. North Amer.**, v.38, n.1, p.13-31, Jan., 1994.

61. REDDY, M.S.; JEFFCOAT, M.K. Digital subtration radiography. **Dent. Clin. North Amer.**, v.37, n.4, p.553-65, Oct., 1993.

62. SANDERINK, G.C.H. et al. Image quality of direct digital intra-oral X-ray sensors in assessing root canal length. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.78, n.1, p.125-32, Jul., 1994.

63. [SCHICK] Disponível na World Wide Web: http://www.schicktech.com

64. SEWEL, C.M.D.; PEREIRA, M.F.; VALORI, O.J. Princípios de produção da imagem digitalizada. **R.P.G.**, v.4, n.1, p.55-8, Jan./Fev./Mar., 1997.

65. SHEARER, A.C. et al. Radiovisiograph for length estimation in root canal tretament: na *in vitro* comparation with conventional radiograph. **Int. Endod. J.**, v.24, n.5, p.233-39, Sept., 1991.

66. SHEARER, A.C.; HORNER, K.; WILSON, N.H.F. Radiovisiography for imaging root canals: na *in vitro* comparision with conventional radiography. **Quintessence Int.**, v.21, n.10, p.789-94, Oct.,1990.

67. SHROUT, M.K.; HALL, J.M.; HILDEBOLT, C.E. Diferentiation of periapical granulomas and radicular cysts by digital radiometric analysis. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.76, p.356-61, 1993.

68. SHROUT, M. K. et al. 35-mm film scanner as na intraoral dental radiograph digitizer. I: A quantitative evaluation. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.76, n.4, p. 502-9, Oct., 1993.

69. SILVA,M.A.G.S.; TAVANO, O. Uma avaliação dos métodos usados no diagnóstico de cárie dentária. **Cecade News.**, v.4, n.1 e 2, p.7-17, 1996.

70. SOH, G.; LOH, F.C.; CHONG, Y.H. Radiation dosage of a dental imaging system. **Quintessence Int.**, v.24, n.3, p.189-91, 1993.

71. SVANAES, D.B. et al. Intra- oral storage phosphor radiography for aprroximal caries detection and effect of image magnification. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.82, n.1, p.94-100, Jul.,1996.

72. TIRREL, B.C. et al. Interpretation of chemically created lesions using direct digital imaging. **J.Endod.**, v.22, n.2, p.74-8, Feb., 1996.

73. UNIVERSITY OF TEXAS HEALTH SCIENCE CENTER. Digital Imaging., http:ddsdx.Uthscsa.edu/dig/digtutor.html. Aug., 1995.

74. UPRICHARD, K. et al. Comparision of digital and conventional radiography ror the detection of proximal surface caries in the mixed dentition. **Pediatric Dent.**, v.22, n.1, p.9-15, Jan/Feb. 2000.

75. VAN DER STELT, P.F. et al. Computer-aided interpretation and quantification of angular periodontal bone defects on dental radiographs. **IEEE Trans Biomed Eng.**, v.38, n.4, p.334-38, Apr., 1991.

76. VELDERS, X.L.; SANDERINK, G.C.H.; VAN DER STELT, P.F. Dose reduction of two digital sensor systems measuring file lengths. **Oral Surg. Oral Med. OralPathol. Oral Radiol. Endod.**, v.81, n.5,p.607-12, May, 1996.

77. VERDONSCHOT et al. Effects of digital grey-scale modification on the diagnosis of small approximal carious lesions. **J. Dent.**, v.20, p.44-9, 1992.

78. VERSTEEG, K.H. et al. *In vivo* study of approximal caries depht on storage phosphor plate image compared with dental X-ray film. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.84, p.210-3, 1997.

79. [VILLA SYSTEM MEDICALLE] Disponível na World Wide Web: http://www.villasm.com

80. VISSER, H.; KRUGGER, W. Can dentist recognize manipulated digital radiographs? **Dentomaxillofac Radiol.**, v.26, p.67-9, 1997.

81. WENZEL, A.; LARSEN, M.J.; FEJERSKOV, O. Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs and digitized radiographs. **Caries Res.**, v.25, p.365-71, 1991.

82. WENZEL, A. et al. Radiographic detection of occlusal caries in noncavited teeth: a comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs, and RadioVisioGraphy. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.47, n.5, p.621-6, Nov., 1991.

83. WENZEL, A. et al. Validity of diagnosis surfaces of extracted third molars. **Caries Res.**, v.26, n.3, p.188-94, May., 1992.

84. WENZEL, A. et al. Developments in radiographic caries diagnosis. **J. Dent.**, v.21, n.3, p.131-40. Jun., 1993.

85. WENZEL, A. Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review.**Int. Dent. J.**, v.43, n.2, p.99-108, 1993.

86. WENZEL, A. Sensor noise in direct digital imaging (the RadioVisioGraphy, Sens-A-Ray and Visualix/Vixa systems) evaluated by subtraction radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.77, n.1, p.70-4, Jan.,1994.

87. WENZEL, A.; GRÖNDAHL, H.G. Direct digital radiography in the dental office. **Int. Dent. J.**, v.45, p.27-34, 1995.

88. WENZEL, A. et al. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled-device and storage phosphor systems: na *in vitro* study. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.24, n.4, p.250-4, 1995.

89. WELANDER, U. et al. Basic technical properties of asystem for direct acquisition of digital intra-oral radiographs. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.75, n.4, p.506-16, Apr., 1993.

90. WHITE, S.C. et al. Comparative performance of digital and conventional images for detecting proximal surface caries.**Dentomaxillofac Radiol.**,v.26, p.32-38, 1997.

91. YOKOTA, E.T. et al. Interpretation of periapical lesions using RadioVisioGraphy. **J. Endod.**, v.20, n.10, p.490-94, Oct., 1994.

92. YOSHURA, K. et al. Assessement of image quality in dental radiography, part 2: optimum exposure conditions for detection of small mass chenges in 6 intraoral radiography systems. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.87, n.1, p.123-29, Jan., 1999.

93. ZENÓBIO, E.G.; FERREIRA, B.A. Estudo das perdas ósseas periodontais através da imagem radiográfica digitalizada. **RGO.**, v.45, n.1, p.12-4, Jan./Fev., 1997.