

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/279913111>

Radiografia Digital

Article · January 2010

CITATIONS

0

READS

3,227

2 authors:



Francisco Haiter-Neto

University of Campinas

225 PUBLICATIONS 2,441 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Daniela Pita de Melo

Universidade Estadual da Paraíba

55 PUBLICATIONS 145 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico [View project](#)



Image assessment of the temporomandibular joint [View project](#)

ATUALIZAÇÃO

RADIOGRAFIA DIGITAL*Digital Radiography*Francisco HAITER NETO¹, Daniela Pita de MELO²¹Professor Titular - Disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP²Doutoranda do Programa de Pós-graduação em Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP**RESUMO**

O objetivo deste artigo é prover aos profissionais de Radiologia Odontológica, conhecimento das principais mudanças decorrentes da implantação dos sistemas de imagem radiográfica digital no mercado de trabalho. A Radiologia Odontológica está num momento de renovação constante, sendo necessária atualização contínua no que diz respeito às novas modalidades de imagem, apresentadas a cada novo período. Para isto, relataremos como se apresenta a imagem digital, os seus variados sistemas e formas de aquisição, além das suas vantagens em relação à imagem convencional.

INTRODUÇÃO

Em todos os ramos da odontologia, a imagem digital se tornou a forma de apresentação mais moderna da informação radiográfica. Já é sabido que a radiografia digital substituirá por completo a radiografia convencional tanto nas clínicas especializadas em radiologia quanto nos consultórios odontológicos. Apesar de uma resistência inicial devido ao alto custo de aquisição dos equipamentos digitais, as vantagens proporcionadas por esses sistemas, juntamente a economia proporcionada no decorrer do tempo por dispensar reposição do filme e processamento químico, além da possibilidade de aquisição rápida da imagem e conseqüente atendimento de um maior número de pacientes, levarão a aceitação dos sistemas de radiografia digital por todos os profissionais. Apesar desta substituição ainda não ter se dado por completa, ela é inevitável.

Como consequência da crescente mudança no modo de aquisição da radiografia odontológica, é importante que o profissional tenha conhecimento do que há de novo na imagem radiográfica digital, sistemas disponíveis, formas de obtenção da imagem, qual sistema melhor se adapta a sua realidade de trabalho, qualidade de imagem, utilização da manipulação e armazenamento da imagem. Para isto, relataremos como se apresenta a imagem digital, seus variados sistemas e formas de aquisição, além das suas vantagens em relação à imagem convencional.

RADIOGRAFIA DIGITAL

A natureza da imagem digital é completamente diferente da natureza da imagem convencional, apesar de ambas se apresentarem de forma similar.¹ Na radiografia convencional, quando um feixe de fótons de raios X atravessa um objeto, parte dos fótons deste feixe é atenuada, e os demais fótons

expõem o filme radiográfico modificando os cristais de prata presentes na emulsão. Os tons de cinza visualizados na imagem radiográfica são derivados da atenuação dos feixes de raios X pelos objetos radiografados que provoca a dissociação dos grânulos de prata formando íons de prata, que após o processamento radiográfico serão reduzidos. As áreas mais radiolúcidas correspondem aos locais onde os grãos de prata permanecem na emulsão, e as áreas radiopacas às áreas nas quais os grãos de prata dispersos foram removidos durante o processamento radiográfico.¹ Isto significa que na radiografia convencional, a imagem radiográfica é determinada pelo tamanho e concentração de prata metálica sensibilizada pelos feixes de raios X. Dessa forma, a imagem apresenta-se contínua e ininterrupta, assim nesta forma de imagem, os tons de cinza se intercalam de maneira sutil. Com isso, a radiografia convencional pode ser considerada um meio analógico, no qual as diferenças no tamanho e distribuição dos cristais de prata metálica resultam em uma escala de densidade contínua.² Quando a radiografia convencional é interpretada, utilizando-se um negatoscópio e lupa, a imagem das diferentes densidades dos grãos de prata é percebida pelo olho humano como tons de cinza.

As imagens digitais são numéricas e distintas de duas formas: 1) em termos de distribuição espacial dos *pixels* e 2) em termos dos diferentes tons de cinza de cada *pixel*. Uma imagem digital consiste de um arranjo de células individuais organizados em uma matriz de linhas e colunas. Cada célula possui 3 numerações: 1- coordenada X, 2- coordenada Y e 3- valor de cinza.¹ O valor de cinza corresponde à intensidade de radiação absorvida naquele local durante a exposição do receptor de imagem digital. A célula isolada é denominada "*picture elements*", o que corresponderia em português a elementos da imagem, e vem sendo relatada na forma

abreviada "pixel". Cada *pixel* terá um valor correspondente à intensidade média dos fótons que atingiram a sua área correspondente. Os valores numéricos que estes elementos apresentam corresponderão ao tom de cinza e a posição na qual o *pixel* aparecerá no monitor. Os números correspondentes a cada *pixel* serão armazenados no arquivo da imagem na memória do computador utilizado na aquisição desta.

A natureza da formação da imagem radiográfica é um fator determinante para as diferenças entre as imagens convencionais e digitais. Por se tratar de uma combinação numérica, as imagens digitais, além de não necessitarem de processamento químico, podem ser modificadas após sua aquisição. Aplicando-se operações matemáticas para alterar os valores dos *pixels*, pode-se alterar algumas características da imagem. Esta etapa é denominada manipulação da imagem, e será melhor exemplificada no decorrer do texto.

O *pixel* é o ponto de resolução gráfica que se traduz na menor unidade de informação da imagem. Enquanto nós utilizamos as letras do alfabeto e seus sons para representar as informações na forma de palavras, o computador utiliza uma linguagem binária para representar as informações contidas nas imagens. Os *pixels* carregam as informações que correspondem aos tons de cinza visualizados no monitor do computador. Um aspecto fundamental dos sistemas digitais é o tamanho do pixel do receptor de imagem, o que seria comparável ao tamanho dos grãos de prata da emulsão do filme convencional.³

Durante a conversão digital os dados analógicos são convertidos em bits (*binary digits*) - dígitos binários. O computador utiliza o sistema binário como base para todo seu funcionamento, todos os sinais elétricos de entrada, inclusive os que dão origem a imagem radiográfica digital, são convertidos em dígitos binários. A unidade básica fundamental da linguagem digital é o bit, representando por zero ou 1. O zero representa a ausência de corrente elétrica e o 1 representa a presença de corrente elétrica. Oito bits podem ser agrupados para formar uma unidade maior denominada Byte. O Byte apresenta 256 possíveis combinações numéricas, e conseqüentemente, no que diz respeito à imagem digital, 256 tons variando do preto ao branco.

Durante a aquisição da imagem digital, o tamanho do pixel e a profundidade do bit são fatores importantes na determinação das resoluções espacial e de contraste. Independente da resolução espacial, atualmente o tamanho do pixel varia de 19-50 μm para sistemas radiográficos intraorais, teoricamente proporcionando uma resolução espacial máxima de 25 pares de linha por mm (25 lp/mm), similar a dos filmes convencionais.^{4,5}

Na radiografia digital, quando o sistema adquire imagens com 8 bits, os pixels podem apresentar um dos 256 tons de cinza, entre o preto que é representado pelo ZERO, e o branco, que corresponde ao número 255. Existem sistemas digitais que permitem a aquisição de imagens digitais com 8-, 10-, 12- e 16-bits, entretanto, é importante lembrar que o olho

humano é capaz de distinguir no máximo até 100 tons de cinza.⁶

É importante frisar que quanto maior a profundidade do bit, maior a resolução de contraste, o que aumenta a precisão no diagnóstico por proporcionar a visualização de diferenças sutis na imagem radiográfica digital final.³ Estudos mostraram que para o diagnóstico de cárie não há diferença entre imagens de 8-bit e 16-bit.⁷ Já para a detecção de limas endodônticas de baixo calibre, deve-se utilizar imagens com profundidade de 12-bit ou mais.⁸ Para avaliar alterações periodontais, imagens de 6-bit são suficientes.⁹

Além da limitação da perceptibilidade do olho humano, arquivos de imagens adquiridos em mais de 8-bits, necessitam de maior tempo de aquisição, maior área para armazenamento no HD (*Hard Drive*), e muitas vezes acabam sendo salvos em 8-bits ou visualizados em monitores de baixa resolução, o que faz com que a imagem, apesar de adquirida em alta resolução, seja visualizada como uma imagem de 8-bits. É importante utilizar formas de armazenamento e visualização da imagem compatíveis com os aparelhos utilizados na sua aquisição, para assim aproveitar ao máximo as vantagens oferecidas pelo sistema adquirido.

A matriz é o conjunto de linhas e colunas de pixels que forma a imagem radiográfica digital. Este conjunto é fixo e cada pixel apresenta uma localização exata na matriz. As matrizes mais utilizadas nas radiografias digitais são as de 512 por 512, com um total de mais de 262.144 pixels, a matriz de 1024 por 1024, com um mais de um milhão de *pixels* (1.048.576) e 2.048 por 2.048, com 4.194.304 milhões de *pixels*. Quanto maior a matriz, maior será a magnificação da imagem no monitor e maior será o espaço necessário na memória do computador para armazenamento.

As propriedades essenciais para qualquer sistema de imagem digital são: 1- A imagem produzida deve apresentar qualidade suficiente para ser utilizada no diagnóstico; 2- A dose de radiação deve ser igual ou menor quando comparada a necessária para filmes convencionais; 3- As técnicas radiográficas digitais devem ser compatíveis com os aparelhos de raio X convencionais; 4- Arquivamento da imagem em formato que não sofra compressão e que seja compatível com o padrão DICOM; e 5- O tempo requerido seja igual ou menor ao necessário para a obtenção da imagem em filme convencional.^{4,10}

Os sistemas digitais se dividem em: sistemas que fazem uso de um receptor de imagens sólido (sensor) e os sistemas que utilizam placas de fósforo como receptores de imagem. Os receptores de imagem digitais, quando comparados ao método convencional, são mais sensíveis a radiação, o que significa que são necessárias menores doses de exposição para se obter imagens com a mesma qualidade de diagnóstico da radiografia convencional.¹¹⁻¹⁶ Os receptores de imagem digitais, tanto os sensores sólidos quanto as placas de fósforo, podem ser utilizados na obtenção de radiografias intraorais (periapicais e interproximais) e radiografias extraorais. Somente as placas de fósforo estão disponíveis

para realização de radiografias oclusais, uma vez que a fabricação de um sensor sólido com as dimensões de um filme oclusal seria muito dispendiosa.¹⁷

A aquisição da imagem radiográfica depende de uma cadeia de eventos. Esta cadeia se inicia com a produção de feixes de raios X pelo aparelho e sua atenuação seletiva pelos tecidos expostos. Um receptor de imagens com alta sensibilidade a radiação X requer a utilização de um aparelho de raios X com alta precisão em baixas doses, especialmente se possuir baixa latitude/escala dinâmica. Por outro lado, um receptor de alta latitude/escala dinâmica requer cuidado especial para que não haja superexposição, e conseqüente exposição indevida do paciente a doses de radiação desnecessárias. A cadeia de eventos varia de acordo com o tipo de receptor de imagem utilizado, e a tecnologia utilizada na confecção do receptor.⁴

Para facilitar o entendimento dos métodos de aquisição de imagem, estes serão divididos de três maneiras diferentes: Aquisição direta, aquisição semi-direta e aquisição indireta.

AQUISIÇÃO DIRETA - RECEPTORES DE IMAGEM DO TIPO SENSOR-SÓLIDO

O método de aquisição direta da imagem digital utiliza receptores de imagem digital do tipo sensor-sólido - CCD (*Charge Coupled Device*) que a tradução literária seria – Dispositivo de Carga Acoplada ou CMOS-APS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor- Active Pixel*) - Semicondutores de Óxido de Metal Complementar – Pixel Ativado no lugar do filme radiográfico convencional. A utilização destes receptores resulta em mudanças significativas na aquisição, armazenamento, e visualização da imagem radiográfica.

SENSORES-SÓLIDOS INTRAORAIIS

Os sensores-sólidos intraorais abrigam chips de silício em um invólucro de plástico rígido, retangular, geralmente na cor preta ou cinza, com uma espessura que varia de 5 a 7 mm (Fig 1). Em um sensor-sólido do tipo CCD/CMOS, a matriz de silício e o dispositivo amplificador localizam-se no interior do invólucro de plástico. Este invólucro protege os componentes do sensor contra a deteriorização e contaminação, ao mesmo tempo em que torna este sensor



Fig. 1 - Vista posterior, lateral e anterior do sensor sólido.

volumoso. Infelizmente, devido ao grande número de estruturas presentes no sensor-sólido, não há como torná-lo menos espesso, o que provoca desconforto ao paciente.

A maioria destes sensores é conectada ao computador por um cabo de fibra óptica, que permite a transferência dos dados obtidos quase que imediatamente para o computador, e sua disponibilização em segundos no monitor. Este cabo pode ter de 40 cm a 3 m, ligando o sistema a uma estação base; e outro cabo conectando-a ao computador (Fig 2), sendo que alguns sistemas possuem uma extensão que permite aumentar seu tamanho para 5 m (VistaRay 6, Dürer Dental, Holanda). Os sistemas que utilizam tecnologia wireless (sem cabo) são de 3 tipos: Sistema wireless por onda de radiofrequência comum (Schick CDR Wireless), sistema wireless por WLAN/ Wi-Fi (SIGMA™ M, Instrumentarium, Hyrylä, Finland) e sistema wireless por Bluetooth (Wireless Digital System, MyRay, Itália, X-POD Wireless System, MyRay, Itália). Os sistemas que utilizam tecnologia wireless possuem um cabo conectando o sensor a estação base, a qual emite os dados obtidos durante a exposição à radiação do sensor para o computador por meio de diferentes modalidades de onda de radiofrequência, exceto o sistema Schick CDR Wireless que utiliza uma bateria acoplada a face não-ativa do sensor, a qual emite ondas de radiofrequência para a estação base e esta transmite ao computador por meio de um cabo conector de fibra óptica.



Fig. 2- Sistema digital do tipo sensor sólido CignusRay.

A principal característica dos sistemas de sensores sólidos é o aparecimento da imagem no monitor segundos após a exposição dos sensores aos raios X o que representa aparentemente uma vantagem em relação aos demais sistemas digitais e ao filme radiográfico convencional.^{18,19}

Na aquisição direta da imagem digital, a física da interação dos raios X com a matéria e a importância de se posicionar o paciente e o receptor de imagem corretamente é a mesma.

Os sensores sólidos possuem uma fina superfície de silício acondicionada no interior do seu invólucro plástico onde se dá a captura da imagem radiográfica digital. Os cristais ficam distribuídos como os elementos de imagem (*pixels*) que configuram unidades de uma matriz. Quando expostos à radiação, as ligações covalentes entre os átomos de silício são quebradas, produzindo pares de elétrons ionizados livres e vacâncias de carga. O número de pares de elétrons formados é proporcional à quantidade de exposição que a área recebe.^{2,17}

Os elétrons são agrupados em pacotes de carga elétrica, e são transferidos para um dispositivo amplificador. Estas informações na forma de carga elétrica são transferidas, por meio de um cabo de fibra óptica, para um conversor analógico-digital que transformará a informação da voltagem de cada ponto em unidades binárias que corresponderão a um determinado valor de *pixel* correspondente a um tom de cinza. Dessa forma a imagem será visualizada no monitor do computador.

Os sensores-sólidos podem ser encontrados no mercado em dois tipos: Os sensores que utilizam a tecnologia CCD-*Charged Coupled Device* - Dispositivo de Carga Acoplada, ou CMOS-APS-*Complementary Metal Oxide Semiconductor-Active Pixel* – Semicondutores de Óxido de Metal Complementar – Pixel Ativado.

RECEPTORES CCD

O receptor CCD foi o primeiro tipo de receptor de imagem digital a ser lançado no mercado como uma alternativa a radiografia convencional, representado pelo sistema RadioVisioGraphy (RVG, Trophy Radiologie, Vicennes, France) no ano de 1987. Desde então, novos sistemas foram lançados utilizando tecnologia CCD, sendo que estes sistemas vêm sendo substituídos gradativamente pelos sistemas que utilizam tecnologia CMOS-APS.

Os receptores CCD consistem em uma matriz de *pixels* individuais, formados por uma camada de silício do tipo N e outra do tipo P, posicionados numa matriz. A frente desta superfície de silício existe uma camada cintilante de cristais fluorescentes similares as camadas intensificadoras dos écrans. Os feixes de raios X incidem primeiramente nesta camada cintilante, onde são convertidos em luz de espectro variado. A luz então interage com os cristais de silício, e as ligações covalentes entre os átomos de silício são quebradas, produzindo pares de elétrons ionizados. Estes pares de elétrons formam um pacote de carga que representa um *pixel* individual, o qual possui um valor proporcional a radiação a qual foi exposto, o que representará futuramente um tom de cinza.^{1,2,17}

O padrão de carga formado pelos *pixels* individuais na matriz representa a imagem latente. Para que esta imagem seja visualizada, os elétrons do pacote de carga de cada *pixel* são atraídos para o pólo de potencial mais positivo, na camada de isolamento, sendo transferida para um amplificador de leitura e transmitida como um sinal analógico

de voltagem para o conversor analógico-digital. No conversor analógico-digital, o sinal analógico será convertido em unidades binárias e transmitido ao computador, e assim, toda a informação colhida será visualizada na tela do monitor.

RECEPTORES CMOS-APS

Os receptores CMOS têm estrutura semelhante aos receptores CCD, mas diferem na forma com que o pacote de carga elétrica derivado da ionização dos cristais de silício é transmitido. Na matriz de cristais de silício do receptor CMOS, cada elemento de imagem do cristal é isolado, ou seja, cada



Figs. 3 a e b- Exemplos de imagens radiográficas dos sistemas digitais do tipo sensor-sólido e PSP respectivamente.

pixel é isolado do *pixel* vizinho, sendo diretamente conectado ao conversor. O pacote de carga de cada *pixel* é transferido como uma voltagem isolada, permitindo que o *pixel* seja avaliado individualmente. Isto significa que o sinal representando o valor médio de cinza de cada *pixel* é lido isoladamente.

Nos sensores-sólidos, tanto do tipo CCD quanto CMOS-APS, a matriz de silício e seus componentes eletrônicos de leitura e amplificação ficam armazenados no invólucro de plástico que os protege da cavidade oral. Estes elementos do receptor de imagem do tipo sensor-sólido consomem parte de sua área total de forma que a área ativa deste é menor que sua área total de superfície. Muitos dos sistemas digitais de sensores-sólidos têm uma demarcação pontilhada indicando o limite entre área ativa e moldura do invólucro na sua face ativa. A imagem radiográfica recebe o contorno indicado pela demarcação, apresentando arestas não arredondadas, o que torna a identificação do uso de um sensor sólido possível na imagem final (Figs. 3a e 3b).

Praticamente todos os fabricantes que atuam na área de radiologia digital têm seu sistema radiográfico digital direto intraoral e extraoral.

SENSORES-SÓLIDOS EXTRAORAIS

Os sensores-sólidos extraorais encontrados no mercado utilizam tecnologia CCD em matrizes lineares, longas e finas. O sensor representa apenas uma pequena faixa na região onde ficaria o conjunto porta-chassi/chassi/filme no aparelho convencional. O formato do sensor é alinhado ao feixe de raios X, e a imagem é adquirida pela exposição do paciente, atenuação dos feixes e recepção dos feixes atenuados pelo sensor linha por linha. Fig-4

Os aparelhos convencionais de algumas fabricantes podem ser adaptados para digital. Neste caso, um sensor plano do tamanho do chassi, mas com área ativa correspondente a uma faixa central de *pixels*, é acoplado ao aparelho panorâmico, substituindo o chassi convencional. Nem todo aparelho panorâmico convencional pode ser adaptado. Apenas os aparelhos mais novos foram feitos de forma a permitir esta modificação.

O aparelho panorâmico digital propriamente dito possui sensores-sólidos individualmente projetados como parte exclusiva do aparelho, e em caso do mesmo possuir braço para radiografia cefalométrica, um sensor sólido para radiografias do crânio apresenta-se acoplado ao braço de telerradiografia.

O sensor-sólido para radiografia panorâmica corresponde a uma faixa fina de *pixels* do lado oposto a fonte de raios X. O princípio de aquisição da imagem é o mesmo da radiografia panorâmica convencional, sendo que fonte e receptor de imagem giram ao redor do paciente e a imagem digital é adquirida faixa por faixa, sem interrupções, obtendo-se uma imagem com as mesmas características próprias e peculiares da radiografia panorâmica convencional, com as vantagens implícitas na imagem digital.



Fig. 4- Área ativa do sensor sólido extraoral do sistema digital Instrumentarium OP 100 D.

SISTEMAS DIGITAIS DE SENSOR-SÓLIDO WIRELESS

A Schick Technologies Inc lançou em 2003 o sistema Schick CDR wireless (Schick Technologies, Inc, Long Island CityNY, USA) com o intuito de revolucionar a radiologia digital direta. Esse sistema apresenta um novo método de aquisição de imagem radiográfica digital direta por não possuir um cabo de fibra óptica conectando o sensor a unidade de processamento, e sim uma bateria que converte os elétrons livres em ondas de radiofrequência. O sistema consiste de um receptor CMOS, bateria não recarregável e unidade base com antena para captação das ondas de radiofrequência e interface USB.

Quando o receptor do sistema Schick CDR Wireless é exposto à radiação, a carga elétrica gerada pela exposição dos cristais de silício é transformada em ondas de radiofrequência em frações de segundos. Essas ondas são captadas pela a antena receptora da estação base (base station) (Fig 5). Na estação base, as informações das ondas são transformadas em segundos em unidades binárias e transmitidas para o computador através de um cabo de fibra óptica. A antena da unidade base pode girar até 360° horizontalmente de forma a ficar voltada para o receptor, e deve ser posicionada o mais próximo possível deste, sendo que esta distância não deve exceder 1.8 m.²⁰ Segundo Tsuchida et al.²⁰, quando a antena foi colocada a 350 cm do



Fig. 5- Sistema Schick CDR Wireless.

sensor, a imagem radiográfica apresentou faixas de interrupção da imagem, o que indica que se a antena for posicionada a uma distância maior que a recomendada, parte dos sinais de radiofrequência não é captada pela antena, fazendo com que se perca os sinais de faixas de elementos de imagens – *pixels* da matriz.

Os canais de recepção das ondas de radiofrequência desse sistema são: 2.41 GHz; 1.41GHz e 2.46 GHz²⁰, o que torna possível a escolha da banda de frequência, evitando interferência. Apesar deste sistema não fazer uso de cabo, a espessura do sensor juntamente com a bateria é de 10,5 mm, o dobro da espessura do sensor da sua versão com cabo (CDR2000-Schick Technologies Inc, Long Island City, Ny – espessura de 5,5 mm), e conseqüentemente aumenta o desconforto do paciente (Fig. 6).

O SIGMA™ M da Instrumentarium, lançado em 2006, foi o primeiro sistema CMOS-APS com transmissão dos dados via Wi-Fi. A transmissão via Wi-Fi obriga a existência de uma



Fig. 6- Vista posterior do sensor sólido do sistema Schick CDR Wireless com bateria acoplada.

rede *wireless* de internet – ponto de acesso - para a transmissão do arquivo de dados que irá gerar a imagem radiográfica digital. A rede Wi-Fi é de longo alcance aumentando a potência de um aparelho wireless pela utilização de 3 canais receptores de radiofrequência – 3.43 GHz, 3.96 GHz e 4.48 GHz do tipo *spread spectrum* - espectro espalhado - com potência de 528 MHz para cada canal, tendo um alcance muito maior que a maioria dos sistemas *wireless*. É a tecnologia Wi-Fi que permite o acesso a internet em locais públicos como aeroportos, possibilitando o acesso à informação a longa distância. Este sistema consiste de um sensor CMOS conectado a uma unidade de transmissão dos dados via Wi-Fi mantida por meio de um cabo de 40cm. A unidade base de transmissão possui um ímã para que possa permanecer fixada ao cilindro do cabeçote do aparelho de raios X formando uma unidade única. Atualmente este sistema não se encontra mais disponível no mercado.

A MyRay lançou o primeiro receptor *wireless* via Bluetooth, WDS MyRay (MyRay/Cefla Dental Group, Imola, Itália), utilizando tecnologia CCD e uma placa de fibra óptica intermediária entre a camada de silício e a camada cintilante, o que, segundo o fabricante, protege o sensor da penetração direta dos feixes de raios X, aumentando a vida útil do sensor-sólido. O sistema WDS MyRay é composto de uma antena receptora de radiofrequência Bluetooth na forma de um *pendrive* que pode ser inserido em qualquer entrada USB de computador; uma base portátil alimentada por uma bateria recarregável acoplada ao sensor que se liga a esta por um cabo. Neste sistema, o cabo não deixa de existir, mas apenas comunica o sensor ao transmissor de dados via Bluetooth. O sensor-sólido deste sistema possui as mesmas dimensões que os sensores-sólidos com cabo, o que é uma vantagem em relação ao Schick CDR Wireless.

A tecnologia de transmissão de dados Bluetooth já é vastamente utilizada em celulares e computadores. Esta tecnologia permite uma comunicação simples, rápida, segura e barata entre computadores, smartphones, telefones celulares, mouses, teclados, fones de ouvido, impressoras e outros dispositivos, utilizando uma frequência de radio de curto alcance (1 a 100 m) não licenciada (*Spread Spectrum*- Espectro Espalhado) e segura no lugar de cabos. As especificações do Bluetooth foram desenvolvidas e licenciadas pelo grupo inglês Bluetooth Special Interest Group.

A transmissão Wi-Fi difere da Bluetooth por oferecer alta potência de transmissão e cobrir grandes distâncias, porém requer um hardware maior e com alto consumo de energia. Apesar das duas tecnologias utilizarem o mesmo tipo radiofrequência, o Bluetooth substitui o cabo por completo, enquanto que o Wi-Fi é um substituto apenas para acesso a rede local, necessitando que o ambiente de trabalho tenha um ponto de acesso wireless à internet independente do sistema.

A MyRay lançou recentemente o X-POD, um aparelho sem cabo que funciona sem a necessidade de um computador acoplado. O X-POD possui receptores de tecnologia CCD e

uma placa de fibra óptica intermediária entre a camada de silício e a camada cintilante com arestas arredondadas conectadas por um cabo a uma unidade base que possui uma tela onde a imagem é imediatamente visualizada e armazenada, podendo ser transmitida a um computador por ondas de radiofrequência do tipo Bluetooth2 (alcance de até 10 m) ou utilizando um cartão de memória. Esta unidade base é imantada para ser fixada no cabeçote do aparelho de raios X e funciona com uma bateria de lítio recarregável (Fig. 7). Uma das vantagens deste sistema é que o cabo liga o sensor a unidade base fazendo um encaixe do tipo USB. Desta forma, caso o sensor sofra algum dano e tenha que ser descartado, pode-se repor o sensor sem a necessidade de se repor todo o sistema.

A necessidade de tornar a radiologia o mais portátil possível, permitindo sua utilização em missões humanitárias e em pacientes deficientes físicos, levou a criação de um



Fig. 7- Sistema X-POD.

aparelho três em um, o ADX 4000 (Dexcowin Co. Ltd, Korea), o qual combina uma fonte de raios X, um receptor digital sólido do tipo CCD e um processador de computador em uma unidade wireless portátil. Este aparelho pesa 2,2 kg e utiliza bateria recarregável como fonte de alimentação. A fonte de raios X do aparelho opera com os parâmetros fixos de 60 kVp, 10 mA, ponto focal de 0,8 mm, e distância foco-objeto de 10 cm. O aparelho possui um monitor TFT - LCD (*Thin Film Transistor -Liquid Crystal Display*), e é capaz de armazenar 300 imagens (Ulusu, 2010). Comparando a eficiência do

sistema ADX4000 na detecção de cárie proximal com radiografia convencional, Ulusu *et al.*²¹, não observaram diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas. É importante frisar que ainda não foram realizados estudos enfatizando radioproteção utilizando o sistema ADX4000, e que estes são extremamente necessários, já que o profissional para expor o paciente tem que segurar o aparelho sem ter entre ambos a presença de uma parede baritada para proteção, e sim apenas um avental de chumbo.

As desvantagens dos sistemas de sensor-sólido são: 1) O fato de sua área ativa ser geralmente menor do que o filme radiográfico convencional produzindo imagens com dimensões menores, limitando assim o número de estruturas radiografadas por exposição²⁰ e aumentando o número de exposições necessárias^{22,23}; 2) Sua escala dinâmica é reduzida em relação às placas de fósforo; 3) Sensores-sólidos são rígidos e mais espessos que o filme radiográfico intraoral, o que pode acarretar em desconforto para o paciente²⁰ e dificulta o posicionamento do sensor nas regiões posteriores; 4) Presença de cabo que também dificulta a colocação do sensor na boca do paciente.²⁰ A rigidez, espessura e presença do cabo de conector pode levar ao aumento do número de exposições por erro de posicionamento e movimentação do receptor/paciente, potencializando as desvantagens supracitadas.^{23,24}

AQUISIÇÃO SEMI-DIRETA – PLACAS DE ARMAZENAMENTO DE FÓSFORO

Na aquisição semi-direta da imagem digital, o filme convencional é substituído por placas de armazenamento de fósforo ou placas de fósforo fotoestimuladas (PSP – *Photostimulable phosphor plates - Phosphor storage plates*) que, ao serem expostas aos raios X, absorvem e armazenam a energia destes, formando uma imagem latente altamente sensível a luz, sendo necessário o escaneamento da placa para a visualização da imagem no monitor do computador.

As placas de fósforo são constituídas de uma base de poliéster encoberta em uma de suas faces por uma camada de flúor haleto de bário, acrescido de europium. O bário em combinação com o iodo, cloro ou bromo forma uma gelatina cristalina, que com a adição do europium (Eu^{+2}) apresenta imperfeições. Quando expostos à radiação X, os elétrons do europium absorvem energia (Eu^{+3}), e migram para os centros F dos haletos na gelatina onde permanecem em estado de latência. Os elétrons latentes são proporcionais a energia absorvida dos raios X e representam a imagem latente.^{2,17}

Após a exposição da placa à radiação X, a visualização da imagem é obtida mediante a leitura da placa de fósforo por meio de um *scanner* a laser próprio para cada sistema digital semi-direto. A energia armazenada é convertida em imagem digital durante o processo de leitura da placa de fósforo. A placa de fósforo deve ser adaptada ao *scanner* do sistema utilizado para que a leitura da(s) placa(s) tenha início. A leitura é realizada por um feixe de luz vermelha de aproximadamente

600 nm que estimula os elétrons do flúor haleto de bário, fazendo com que estes migrem e retornem ao europium que deixa de ser Eu^{+3} , para voltar ao estado Eu^{+2} , liberando a energia armazenada em forma de luz do espectro verde ou azul, a depender do sistema utilizado.^{1,17,25,26}

Fibras óticas conduzem a luz das placas de fósforo para um tubo fotomultiplicador que converte a luz emitida em energia elétrica de voltagem variante. As variações na saída de voltagem do tubo fotomultiplicador correspondem às variações na intensidade de luz emitida pela imagem latente. O sinal energético (sinal de voltagem) é quantificado por um conversor analógico-digital e então esta energia é convertida em dígitos binários e disposta como imagem digital no monitor do computador.

Após sua leitura, as placas de fósforo precisam ser apagadas/dessensibilizadas para eliminar resíduos de imagem, antes de serem reutilizadas. Estes resíduos de imagem apresentam o aspecto semelhante ao observado na dupla exposição do receptor de imagem (imagem dupla), se a placa for novamente exposta e escaneada sem que estes sejam eliminados pela dessensibilização. O escaneamento (leitura) da placa não apaga completamente a imagem radiográfica, e alguns elétrons permanecem como “armadilhas de energia”. Para que esta informação seja eliminada e o flúor haleto de bário acrescido de europium volte para seu estado estável, é necessário que a face ativa da placa seja exposta a uma luz intensa.

A luz utilizada na dessensibilização da placa pode ser do tipo fluorescente ou incandescente. Quando a dessensibilização é externa, aconselhasse que seja realizada utilizando-se um negatoscópio com intensidade de lux conhecida, colocando a placa com sua face ativa voltada para o negatoscópio. As placas devem ser posicionadas no centro do negatoscópio, onde sua intensidade é mais constante, por um período proporcional a intensidade de lux deste. Quanto maior a potência do negatoscópio, menor o tempo necessário para dessensibilização da placa. O Manual de instruções do sistema digital fornece uma tabela indicando o tempo de dessensibilização necessário para o tipo e intensidade de lux utilizado. É importante se realizar a manutenção do negatoscópio para verificar a intensidade deste, evitando que se formem imagens duplas derivadas dos resíduos de imagens remanescentes.

Atualmente, a maioria dos sistemas digitais que utiliza tecnologia de placa de fósforo fotoestimulada tem dessensibilização interna, isto é, logo após o escaneamento da imagem ela é dessensibilizada dentro do próprio *scanner* do sistema. O sistema DenOptix® possui dessensibilização externa, que é realizada expondo a face ativa da placa a luz de um negatoscópio, por um tempo correspondente a intensidade de lux utilizada para que haja a sua total dessensibilização. Este tipo de dessensibilização se torna uma desvantagem deste sistema por aumentar seu tempo de trabalho, além de tornar a placa mais vulnerável a

danificações.²⁶

Geralmente os fabricantes oferecem vários tamanhos de placas de fósforo, com dimensões compatíveis aos diferentes tamanhos de filme radiográfico. As placas intraorais são constituídas de uma base de poliéster, semelhante à base do filme convencional intraoral, coberta em uma de suas faces por uma fina camada de flúor haleto de bário combinado a um polímero. A maioria dos sistemas digitais semi-diretos intraorais disponibilizam placas de número 2, sendo que o Express (instrumentarium), DenOptix (Dentisplay/Gendex, Chicago, IL, USA) e CR7400 (Eastman Kodak Rochester, NY, USA), disponibilizam placas nos tamanhos 0, 1, 2 e 3. Os sistemas DenOptix e CR7400 também disponibilizam placas intraorais no tamanho 4, e placas de extraorais nos tamanhos utilizados em radiografias panorâmias e cefalométricas.

Na linha do Digora Optime (Soredex, Milwaukee, Wisconsin, USA), existe o Digora PCT (Soredex, Orion Corporation Ltd., Helsinki, Finland), seu sistema correspondente extraoral, com placas de fósforo no tamanho 4 e extraorais. A desvantagem do sistema da Soredex é a necessidade da aquisição de dois sistemas da marca, um para periapical e outro para extraorais e oclusal, o que ocupa um espaço maior, já que haveria a necessidade de se abrigar dois *scanners* independentes. Em 2010, a soredex lançou o Digora Optime com possibilidade de se obter uma imagem oclusal. Isso é feito por meio de uma exposição de duas placas tamanho 3 colocadas uma ao lado da outra e escaneadas separadamente. Depois o software agrupa as imagens formando uma imagem de dimensões próxima a uma oclusal. Na linha de sistemas de placa de fósforo da Dürr Dental estão presentes o Vista Scan Plus, Perio Plus e Mini. O Vista Scan Plus oferece placas de todos os tamanhos intraorais e extraorais. O Vista Scan Perio Plus e o Vista Scan mini disponibilizam placas intraorais dos tamanhos de 0, 1, 2, 3 e 4, sendo que Vista Scan Mini tem a vantagem de possuir *scanner* compacto e realizar a leitura e dessensibilização de uma placa em 6 s. O Vista Scan Perio Plus possui *scanner* volumoso que realiza a leitura e dessensibilização de mais até 8 placas ao mesmo tempo.

Apesar da disponibilidade de sistemas com placas de fósforo extraorais e de sua qualidade de imagem se assemelhar a dos filmes radiográficos convencionais²⁷, os sistemas de aquisição direta da imagem são mais aceitos para este fim pela praticidade, rapidez na aquisição, qualidade da imagem²⁸, e pelo fato do sensor se encontrar em uma unidade fixa, sem necessidade de manipulação do mesmo, o que poderia levar a uma eventual danificação.

Existem vários sistemas digitais de placas de armazenamento de fósforo. As placas vêm acompanhadas de invólucro protetor, que as protege da luz e de contaminação cruzada. (Fig 8) Por armazenar imagem latente altamente sensível a luz, as placas expostas devem ser guardadas longe da luz direta antes do seu processamento para que não se perca a energia depositada nos seus cristais. As placas



Fig. 8- Placa de fósforo do sistema digital Digora Optime (face posterior e face ativa) e papel protetor próprio do sistema.

devem ser armazenadas em recipientes a prova de luz após seu uso. Placas intraorais possuem invólucro plástico – envelopes de polivinil – selado e impermeável a fluídos e luz. Revestidas por estes envelopes, as placas são manuseadas de forma segura durante a sua exposição. As placas extraorais são acondicionadas em chassis próprios, similares aos convencionais, mas sem placas intensificadoras. Se estas placas forem utilizadas com chassis convencionais, quando os feixes de raios X atingirem as placas intensificadoras, e estas emitirem luz de espectro variado, a imagem formada pelos feixes de raios X que conseguiram atingir o filme será automaticamente apagada.

Apesar de algumas placas de fósforo de determinados sistemas poderem ser manuseadas em ambientes iluminados e produzirem imagens de qualidade após seu escaneamento, se estas placas forem avaliadas de forma objetiva, os resultados derivados do manuseio inadequado podem ser quantificados.⁴ As placas de fósforo do sistema DenOptix devem ser manuseadas em ambiente escuro, e são altamente sensíveis a luz. Já as placas de fósforo dos sistemas Digora Optime e CR7400 podem ser manuseadas em ambiente iluminados sem que sua imagem se apague completamente, pois possuem um papel plástico protetor, além de possuírem uma camada protetora que as torna mais resistentes.

Após a exposição, a placa deve ser escaneada, pois os elétrons capturados, que dão origem a imagem, são liberados espontaneamente com o passar do tempo. O tempo de escaneamento da placa depende da resolução em que se adquire a imagem (150, 300, 600 dpi), do tamanho de placa e do sistema utilizado, variando de 4s (Digora Optime) a aproximadamente 100 s (DenOptix).

O sistema de placa de armazenamento de fósforo possui a vantagem de oferecer escala dinâmica mais ampla, sendo possível utilizar uma variedade maior de tempos de exposição produzindo imagens radiográficas de qualidade, apresentando dessa forma, menor risco de sub e superexposições levarem a uma imagem pouco ou muito densa a ponto de não poderem ser utilizadas, e diminuindo o número de repetições.^{23,29,30,31,32} Este fato deve ser avaliado

com atenção já que o profissional que adquire um sistema digital semi-direto, na maioria das vezes não tem consciência da redução de dose de exposição permitida pelo sistema e acaba utilizando um tempo de exposição maior, superexpondo o paciente desnecessariamente, já que esse sistema lhe oferece uma imagem de qualidade numa larga faixa de tempos de exposição (alta escala dinâmica). Por estas razões, uma tabela com a menor dose de exposição necessária e os corretos parâmetros de exposição para cada sistema radiográfico digital deve ser estabelecida. Utilizadas corretamente, as placas de fósforo podem reduzir substancialmente a dose de radiação a qual o paciente é exposto.²³

Uma grande vantagem das placas de fósforo é possuir espessura e dimensões semelhantes ao filme radiográfico, principalmente quando comparadas aos sensores-sólidos.²⁹ O fato de estar disponível em tamanhos, forma e flexibilidade similares ao filme, e de serem independentes do *scanner* do sistema, não havendo cabo de comunicação entre a placa e o *scanner*, facilita o seu posicionamento na boca e consequente aceitação pelo paciente.³³

Uma desvantagem dos sistemas que utilizam placas de fósforo é a facilidade com que estas podem ser danificadas. As placas são facilmente arranhadas o que leva a danificação da imagem radiográfica.^{34,35,36}

Três tipos de artefatos aparecem na placa após algum tempo de uso: 1) pequenas ranhuras (que podem aparecer individualmente ou pode haver várias distribuídas na superfície da placa); 2) Arranhões maiores (que podem aparecer individualmente ou em grupos) podendo ter entre 2-5 mm ou mais, podendo aparecer em linha reta ou curvas como arcos; 3) manchas, as vezes quase invisíveis na placa, com aparência de nuvens na imagem final, podem ser pequenas, delgadas ou densas, quase opacas e podem se apresentar como uma única mancha ou múltiplas manchas.²⁹ É preciso manipular as placas com cuidado quando estas são inseridas e removidas dos seus invólucros plásticos de proteção e quando são posicionadas em seus *scanners* para evitar a formação de artefatos, pois durante estes três passos as placas se encontram sem proteção e consequentemente mais vulneráveis. A manipulação das placas utilizando-se luvas é indicada. As placas podem ser danificadas durante sua colocação nos posicionadores e se forçadas contra superfícies duras, mesmo estando protegidas pelo invólucro plástico.²⁹ Os profissionais devem ser instruídos a evitar estas situações, assim aumentando a longevidade da placa.

Alguns sistemas digitais semi-diretos são menos susceptíveis a arranhões, como o Digora Optime® e o Express® (Instrumentarium, Hyrylä, Finland). Estes sistemas permitem que suas placas fiquem protegidas não só durante a exposição, mas também durante a inserção da placa no seu scanner. O sistema disponibiliza, além do invólucro plástico, um envelope de papel protetor, que permite a proteção da placa durante sua inserção no scanner, e que possui um

recorte correspondente a área onde se localiza um círculo metálico na face não ativa da placa, que permite que o braço imantado do scanner puxe a placa para seu interior, sem haver necessidade do profissional tocar diretamente na placa. O fato de este sistema apresentar dessensibilização interna também diminui o contato da face ativa da placa com superfícies que podem manchar ou arranhar esta. Posteriormente ao escaneamento e dessensibilização da placa, esta é descartada no recipiente externo do scanner, e só neste momento, no qual a placa será removida do recipiente, sem a proteção do papel protetor e do invólucro plástico, que a placa corre risco de sofrer alguma danificação.

O sistema digital semi-direto Kodak CR7400 realiza dessensibilização interna e disponibiliza papel protetor para as placas, mas o posicionamento das placas em seus cassetes exige que estas sejam removidas do papel protetor pelo profissional, apenas minimizando a possibilidade de danificação da placa na etapa de dessensibilização. (Fig9) E os sistema DenOptix, parece ser o mais susceptível a danos em suas placas por além de ter que ser manipulado para inserção em seus carrosséis, as placas são dessensibilizadas fora do scanner, ficando susceptíveis a manchas e arranhões, pois suas faces ativas são geralmente posicionadas na superfície de negatoscópios, que por sua vez podem apresentar resíduos que podem danificar as placas. Profissionais que fazem uso deste sistema devem reservar um negatoscópio para a dessensibilização das placas, o qual deve ser sempre higienizado.

Se as placas tiverem sua face ativa contaminada, pode-se realizar a limpeza destas utilizando gaze embebida em álcool 70% ou 95%. Deve-se esfregar a gaze com cuidado sobre a face ativa, friccionando levemente, pois se for utilizada



Fig. 9- Scanner do sistema CR 7400 aberto.

demasiada força, a placa pode ser arranhada e danificada após a limpeza.²⁹ As placas de fósforo costumam ter longevidade de 50 a 70 exposições,²⁹ mas isto vai depender da manipulação destas. Para que se assegure a qualidade da imagem obtida por sistemas semi-diretos, as placas devem ser avaliadas rotineiramente pelos profissionais, e as placas danificadas devem ser substituídas.

AQUISIÇÃO INDIRETA – FILME RADIOGRÁFICO CONVENCIONAL DIGITALIZADO

No Sistema Digital Indireto o filme radiográfico é digitalizado, ou seja, a informação contida nos grãos de prata é transformada em dígitos binários. A informação da imagem radiográfica, contida na emulsão do filme radiográfico, é capturada por meio de *scanners* de alta definição adaptados para transparência, câmera digital ou câmera de vídeo, e a informação é transformada em números binários através de uma placa de circuito anexa ao computador, convertendo-a em uma imagem digital.

A aquisição indireta da imagem se dá pelo processo de digitalização do filme radiográfico, e requer todas as etapas do método convencional além do tempo adicional para captação da imagem por *scanner* ou câmera fotográfica. Para os filmes radiográficos, a embalagem do filme intra-oral precisa ser removida em ambiente escuro e a película precisa ser processada quimicamente. A qualidade da imagem do filme depende significativamente do tempo e temperatura apropriada, e concentração dos químicos utilizados. Radiografias convencionais de excelente qualidade só são obtidas em condições apropriadas de processamento.

As vantagens relacionadas à menor contaminação do meio-ambiente, menor tempo de trabalho não se aplicam as imagens obtidas pela aquisição indireta. Para se realizar a digitalização da imagem, o mais indicado é o uso de um *scanner* adaptado para transparência. Deve-se adquirir um *scanner* de função única que em sua porção superior apresente um dispositivo emissor de luz. Quando se faz uso de uma câmera fotográfica, esta deve possuir parâmetros de aquisição de imagem de alta qualidade, além de lentes apropriadas. A digitalização utilizando-se câmera fotográfica deve ser realizada em ambiente escuro, com o filme radiográfico posicionado em um negatoscópio, com as áreas que não foram cobertas pelo filme envoltas por máscaras pré-fabricadas ou confeccionadas com cartolina preta. É importante padronizar os parâmetros de escaneamento para que se tenha controle e padronização da qualidade das imagens adquiridas.

Obtendo-se a imagem digitalizada, se torna possível o uso de programas de manipulação de imagem de sistemas digitais, ou programas como Photoshop, Image J e Emago, importando estas imagens e utilizando as ferramentas disponibilizadas por estes. Existe a limitação deste método para radiografias superexpostas, que não podem ser recuperadas por meio da manipulação de imagem. As

radiografias que apresentam alta densidade quando manipuladas para a diminuição desta, geram ruído de imagem que prejudica a sua qualidade para diagnóstico.

A principal razão para a substituição lenta dos sistemas convencionais por digitais é o investimento financeiro necessário para aquisição dos aparelhos digitais.³⁷ O que deve ser ressaltado é que o custo para manutenção destes aparelhos é menor do que os custos de manutenção do sistema convencional de aquisição de imagens. Numa clínica onde se adotam sistemas digitais, os gastos filmes radiográficos, cartelas, líquidos de processamento, manutenção da câmera escura, além de não ser necessário o armazenamento de lâminas de chumbo para reciclagem.

MANIPULAÇÃO DAS IMAGENS DIGITAIS/ PROCESSAMENTO DIGITAL

As imagens radiográficas digitais podem ser manipuladas pela modificação do tamanho e dos valores de cinza dos pixels da imagem. Alterando o valor do pixel, pode-se variar contraste, brilho, inverter os valores de cinza dos pixels entre outras formas de manipulação. A manipulação digital permite que erros derivados de sub-exposição possam ser corrigidos sem a necessidade de se realizar outra radiografia. A manipulação também permite que o profissional utilize ferramentas desenvolvidas para a facilitação do diagnóstico de determinadas lesões, mas que muitas vezes não alteram a perceptibilidade do profissional.^{38,39}

Todos os sistemas digitais diretos e semi-diretos disponíveis no mercado vêm acompanhados de programas próprios que permitem a manipulação das imagens digitais. Estes recursos são: 1) Manipulação do brilho e contraste; 2) Mensurações lineares e angulares; 3) Zoom; 4) Negativo; 5) Cores; 6) Relevo/3D; 7) Nitidez.

Segundo estudo previamente realizado,⁴⁰ a ferramenta mais utilizada pelos profissionais é o zoom. Deve-se utilizar esta ferramenta com moderação, principalmente se a imagem for adquirida com baixa resolução, pois ao se ampliar a imagem digital, sua natureza numérica se torna evidente pela visualização dos pixels evidenciados na matriz da imagem. Uma imagem ampliada excessivamente perde sua continuidade não mais servindo para o diagnóstico.^{41,42} Aconselha-se que a imagem digital seja ampliada até 3x para não comprometer a visualização das estruturas representadas na imagem. Apesar de ser uma ferramenta muito utilizada, esta não apresentou, até então, influência no diagnóstico de lesões.⁴³

O negativo tem como princípio a inversão dos valores de cinza dos pixels da imagem, desta forma as estruturas radiolúcidas passam a se apresentar como estruturas radiopacas e vice-versa. Isto significa que um pixel com valor zero em uma imagem adquirida em 8-bit vai apresentar valor 255 após a manipulação, passando de preto para branco.

As ferramentas de cores não apresentam aplicabilidade

clínica, já que não acrescentam nenhum fator que possa melhorar a capacidade para diagnóstico da imagem. Os variados tons de cinza da imagem são convertidos em tons coloridos que não evidenciam fatores específicos da imagem.

Alguns programas apresentam ferramentas que se baseiam no mesmo princípio das supracitadas, como: 1) Spotlight – ferramenta circular ou quadrada, que combina as ferramentas zoom e nitidez em uma região preestabelecida pelo profissional; 2) Cores isodensas – ferramenta que colore apenas áreas fortemente radiopacas; 3) Curva Gama – ferramenta que quantifica o contraste da imagem e o altera de acordo com uma equação preestabelecida (ex: $\gamma = 1/2.2$; $\gamma = 1/1$; $\gamma = 1/4$); a intensidade do valor do pixel é corrigida de acordo com a variação estabelecida na curva gama.

Apesar da possibilidade de manipulação da imagem ser benéfica, a escolha da ferramenta de manipulação vai muito da preferência do profissional, sendo uma escolha subjetiva, e que consome tempo de trabalho variável,⁴⁴ especialmente durante o período de adaptação do profissional ao software. A redução do tempo de trabalho é uma das principais vantagens dos sistemas digitais, e deve ser levada em conta quando se fizer uso de manipulação da imagem, procurando tornar esta fase o mais curta possível. Gottfredsen et al.⁴⁵, observaram que o tempo gasto na manipulação da imagem digital por cirurgiões-dentistas seria de aproximadamente 24 s, tempo este que se comparado ao tempo levado para processar a radiografia convencional ainda representa uma redução significativa do tempo de trabalho quando da utilização de sistemas digitais de imagem. Alguns sistemas realizam manipulação prévia da imagem antes da exposição da mesma na tela do monitor.

As vantagens dos sistemas digitais em relação às radiografias convencionais são: (1) Diminuição do tempo de trabalho - Imagem quase instantânea e eliminação do processamento químico;^{29,46} (2) Manipulação de brilho e contraste; (3) Função zoom; (4) Possibilidade de se realizar mensurações lineares e angulares; (5) Redução da dose de radiação- tempo de exposição;^{29,46} (6) Facilidade de armazenamento e envio ;^{27,46} (7) Possibilidade de duplicar a imagem com facilidade e qualidade; (8) Facilita a comunicação entre profissionais e entre o profissional e o paciente;^{27,46} (9) Redução da contaminação do meio ambiente.²⁷

Com o crescente avanço dos sistemas digitais, vêm avanço na resolução destes sistemas, a qual requer um maior espaço para armazenamento e métodos de transmissão de imagens com maior capacidade.⁴⁷ Os receptores de imagem digitais intraorais vêm passando por um desenvolvimento rápido, e vários sistemas de sensores-sólidos/placas de fósforo descritos em estudos recentes, não são mais produzidos, e outros foram renomeados ou são produzidos por outras empresas.³⁷ Muitos sistemas receberam versões novas, aperfeiçoadas, o que demonstra que ainda se busca uma melhora dos sistemas digitais

disponíveis no mercado. Tudo indica que logo aparecerão novos sistemas, melhores que os atuais, por preços menores.

A escolha do sistema ideal depende de fatores próprios da imagem digital muitas vezes relacionados à resolução da imagem digital e/ou parâmetros de exposição *versus* diagnóstico a ser realizado: para a mensuração de limas endodônticas de baixo calibre é necessária uma alta resolução espacial (min 16 lp/mm), mas esta não se faz necessária na detecção de cárie proximal.² Já altos contraste e densidade são pré-requisitos para uma imagem de qualidade quando se avalia cárie proximal.³⁷ Mesmo assim, fazendo a escolha do sistema com resolução, praticidade e aceitação pelo paciente, é importante que se utilize um método de visualização da imagem compatível com o sistema, para que se possa realmente usufruir dos requisitos escolhidos para o correto diagnóstico.

Quando uma imagem radiográfica digital é adquirida, independente do sistema digital utilizado, é necessário um tipo de mídia para se apresentar a imagem após a exposição.⁴⁸ Quando se iniciou a utilização de sistemas digitais nos anos 80, os monitores não possuíam resolução espacial nem escala de cinza suficiente para disponibilizar uma imagem de qualidade suficiente para substituir a radiografia convencional.^{48,49} Apesar dos aparelhos digitais apresentarem alta resolução, se a resolução do sistema de apresentação, no caso monitor, não for igual ao do sistema, de nada adianta. É preciso se averiguar a resolução do monitor adquirido para que ela seja próxima o suficiente da resolução do aparelho, caso contrário, a aquisição de aparelhos com menor resolução seria mais apropriado e de menor custo. Estudos realizados comparando a capacidade de diagnóstico em laptops e monitores não encontraram diferença entre estas formas de apresentação da imagem digital.^{37,48,50,51}

Pode-se concluir que a radiologia digital não é um método novo de aquisição da imagem radiográfica e sim um método já estabelecido e em constante aprimoramento para melhor atender as necessidades dos profissionais e pacientes. É importante estar a par destes avanços, conhecendo-os profundamente e utilizando este conhecimento na clínica diária.

ABSTRACT

The aim of this paper is to provide knowledge to dental radiologists of the changes due to the implantation of digital radiography systems on the market. Dental radiology is in constant renovation, what makes a continuous update on the matter of new image modalities necessary. To achieve our objective we will report how digital image presents itself, its varied systems and acquisition methods, and its advantages over conventional image.

REFERENCIA BIBLIOGRAFICA

1. Van der Stelt PF. Better imaging The advantages of digital radiography. J Am Dent Assoc. 2008; 139: 7S-13S.

2. White SC, Pharoah, MJ. Radiologia Oral: Fundamentos e Interpretação. 5ª Edição. Elsevier Editora Ltda. 2007.
3. Goga R, Chandler NP, Love RM. Clarity and diagnostic quality of digitized conventional intraoral radiographs. Dentomaxillofac Radiol. 2004; 33:103-7.
4. Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different X-ray detectors currently used in dentistry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005; 99:485-9.
5. Heo, M-S, Choi, D-H, Benavides, E, Huh, K-H, Yi, W-J, Lee, S-S, Choi, S-C, Arbor, A. Effect of bit depth and kVp of digital radiography for detection of subtle differences. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009; 108:278-83.
6. Miles DA. Imaging using solid-state detectors. Dent Clin North Am. 1993; 37:531-40.
7. Wenzel, A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 103:418-22.
8. Heo MS, Han DH, An BM, Huh KH, Yi WJ, Lee SS, et al. Effect of ambient light and bit depth of digital radiograph on observer performance in determination of endodontic file positioning. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008; 105:239-44.
9. Pass B, Furkart AJ, Dove SB, McDavid WD, Gregson PH. 6-bit and 8-bit digital radiography for detecting simulated periodontal lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1994; 77:406-11.
10. Farman AG. Fundamentals of image acquisition and processing in the digital era. Orthod Craniofacial Res. 2003;6:1-6.
11. Hintze H, Wenzem A, Frydenberg M. Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs. Dentomaxillofac Radiol. 2002; 31:170-5.
12. Wenzel A, Borg E, Hintze H, Grönahl HG. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charged-coupled device and storage phosphor systems: and in vitro study. Dentomaxillofac Radiol. 1995; 24:250-4.
13. Borg E, Gröndahl HG. On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. Dentomaxillofac Radiol. 1996; 24:82-8.
14. Abreu M Jr, Tyndall DA, Ludlow JB. Detection of caries with conventional digital imaging and tuned aperture computed tomography using CRT monitor and laptop displays. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999; 88:234-8.
15. Abreu M Jr, Mol A, Ludlow JB. Performance of RVGui sensor and Kodak Ektaspeed Plus film for proximal caries detection. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2001;3:381-5.
16. Hintze H, Wenzel A. influence of the validation method on diagnostic accuracy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographic systems. Dentomaxillofac Radiol. 2002; 31:44-9.
17. Whaites E. Princípios de Radiologia Odontológica. 4a Ed. Elsevier Editora. 2009.
18. Van der Stelt PF. Principles of digital imaging. Dent Clin North Am. 2000; 44:237-48.
19. Sanderink GC, Miles DA. Intraoral detectors. CCD, CMOS, TFT, and other devices. Dent Clin North Am. 2000;44:249-55.
20. Tsuchida R, Araki K, Endo A, Hunahashi I, Okano T. Physical Properties and ease of operation of a wireless intraoral x-ray sensor. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005; 100:603-8.
21. Ulusu T, Bodur H, Odabas ME. In vitro comparison of digital and conventional bitewing radiographs for the detection of approximal caries in primary teeth exposed and viewed by new wireless handheld unit. 2010; 39:91-4.
22. Berkhout WER, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Does digital radiography increase the number of radiographs? A questionnaire study in Dutch dental practices. Dentomaxillofac Radiol. 2003; 32:124-7.
23. Berkhout WER, Beuger DA, Sanderink GCH, van der Stelt. The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? Dentomaxillofac Radiol. 2004;33:1-5.

24. Berkhout WER, Sanderink GCH, van der Stelt. A comparison of digital and film radiography in Dutch dental practice assessed by questionnaire. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002; 31:93-9.
25. Pontual AA. Estudo comparativo de três sistemas digitais sem cabo no diagnóstico de caries proximais. Dissertação de Mestrado. 2007
26. Melo DP, Pontual AA, Almeida SM, Campos PSF, Tosoni GM. Alternative erasing times of the DenOptix system plate: performance on the detection of proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 107:122-6.
27. Molander B, Gröndahl H-G, Ekestubbe A. Quality of film-based and digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33: 32-36.
28. Benediktsdottir IS, Hintze H, Petersen JK, Wenzel A. Image quality of two solid-state and three photostimulable phosphor plate digital panoramic systems and treatment planning of mandibular third molar removal. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003;32:39-44.
29. Kalathingal SM, Shrouf MK, Comer C, Brady. Rating the extent of surface scratches on photostimulable storage phosphor plates in a dental school environment. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39: 179-183.
30. Van der Stelt PF. Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *J Am Dent Assoc.* 2005; 136: 1379-1387.
31. Attaelmanan AG, Borg E, Gröndahl HG. Signal-to-noise ratios of 6 intraoral digital sensors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001; 91: 611-5.
32. Hayakawa Y, Farman AG, Kelly MS, Kuroyanagi K. Intraoral radiographic storages phosphor image mean pixel values and signal-to-noise ratio: effects of calibration. *Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998; 86:601-5.
33. Wenzel A, Frandsen E, Hintze H. Patient discomfort and crossinfection control in bitewing examination with storage phosphor plate and a CCD-based sensor. *J Dent.* 1999; 27:243-6.
34. Roberts MW, Mol A. Clinical techniques to reduce sensor plate damage in PSP digital radiography. *J Dent Child (Chic).* 2004; 71:169-170.
35. Hildebolt CF, Couture RA, Whiting BR. Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am.* 2000; 44: 273-297.
36. Bedard A, Davis TD, Angelopoulos C. Storage phosphor plates: how durable are they as a digital dental radiographic system? *J Contemp Dent Pract.* 2004; 5:57-69.
37. Wenzel A. A review of dentists' use of digital radiography and caries diagnosis with digital systems. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35:307-14.
38. Kotsitbowomchai S, Basiw M, Promwang Y, Moragorn H, Sooksuntisakoonchai N. Accuracy of diagnosing occlusal caries using digital images. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33: 236-40.
39. Li G, Yoshura K, Welander U, Shi XQ, McDavid WD. Detection of approximal caries in digital radiographs before and after correction for attenuation and visual response. An in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002; 31:113-6.
40. Haiter-Neto F, dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A. A comparison of older and newer versions of intraoral digital radiography systems: diagnosing noncavitated proximal carious lesions. *J Am Dent Assoc.* 2007; 10:1353-9.
41. Møystad A, Svanaes DB, Larheim TA, Gröndahl H-G. Effect of image magnification of digitized bitewing radiographs on approximal caries detection: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 1995; 24:255-259.
42. Svanaes DB, Møystad A, Risnes S, Larheim TA. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification : comparison with conventional radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996; 82: 94-100.
43. Berkhout WER, Verheij JGC, Syriopoulos K, Li G, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Detection of proximal caries with high-resolution and standard resolution digital radiographic systems. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36:204-10.
44. Shrouf MK, Russel CM, Potter BJ, Powell BJ, Hildebolt CF. Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? *J Am Dent Assoc.* 1996; 127:460-73.
45. Gotfredsen E, Wenzel A, Gröndahl HG. Observers' use of image enhancement in assessing caries in radiographs taken by four intra-oral digital systems. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996; 25:34-8.
46. Kitagawa H, Scheetz JP, Farman AG. Comparison of complementary metal oxide semiconductor and charged-coupled device intraoral X-ray detectors using subjective image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32:408-11.
47. Fidler A, Skaleric U, Likar B. The effect of image content on detail preservation and file size reduction in lossy compression. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36:387-92.
48. Isidor S, Faaborg-Andersen M, Hintze H, Kirkevang LL, Frydenberg M, Haiter-Neto F, Wenzel A. Effect of monitor display on detection of approximal caries lesions in digital radiographs. *Dentomaxillofac radiol.* 2009; 38:537-41.
49. Wenzel A, Hintze H, Mikkelsen L, Mouven F. Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth. A comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs, and RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991; 72:621-6.
50. Abreu M Jr, Tyndall DA, Ludlow JB. Detection of caries with conventional digital imaging and tuned aperture computed tomography using CRT monitor and laptop displays. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 88:234-8.
51. Ludlow JB, Abreu M Jr. Performance of film, desktop monitor and laptop displays in caries detection. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28:26-30.

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Francisco Haiter Neto
 haiter@fop.unicamp.br
 Profa. Daniela Pita de Melo
 danipita@fop.unicamp.br