

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA E  
IMAGINOLOGIA

Willian Ricardo Silva

**SISTEMAS DE IMAGENS DIGITAIS COM APLICABILIDADE NA  
ODONTOLOGIA**

Porto Alegre

2011

Willian Ricardo Silva

**SISTEMAS DE IMAGENS DIGITAIS COM APLICABILIDADE NA  
ODONTOLOGIA**

Monografia apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para a obtenção do título de Especialista em Radiologia Odontológica e Imaginologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Prof. Nádia Assein Arús

Porto Alegre

2011

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus por me iluminar durante toda esta minha caminhada.

Aos meus pais e irmãos.

Aos professores, em especial à professora Nádia Assein Arús, pela dedicação e sabedoria transmitida.

A minha namorada, Mariana Reali Ferri, pela colaboração e ajuda para a finalização desta obra.

## RESUMO

A radiografia representa um elemento de fundamental valor na clínica odontológica, tendo os filmes intrabuciais e extrabuciais convencionais permanecidos por muito tempo como as únicas opções de receptores de imagens. Ainda hoje, estes sistemas radiográficos desempenham um papel de relevante importância. Porém, com a evolução da tecnologia radiográfica, sistemas digitais surgiram, visando aprimorar a qualidade da imagem, facilitar o diagnóstico, eliminar o processamento químico, possibilitar a manipulação da imagem alterando suas características, reduzir a dose de radiação ao paciente, facilitar a obtenção da radiografia, diminuindo assim o tempo gasto na sua aquisição. São inegáveis as vantagens dessa tecnologia em relação ao método convencional. Este trabalho visa descrever, por meio de uma revisão de literatura, o processo de formação da imagem digital e seus receptores, assim como relatar as diferentes modalidades de sistemas digitais com aplicabilidade na odontologia (Tomografia Computadorizada *fan beam* e *cone beam*, Ressonância Magnética, Medicina Nuclear, Tomografia por Emissão de Pósitrons e Ultra-Sonografia), apresentando suas características, vantagens, desvantagens e limitações.

**Palavras-chave:** Imagem digital. Radiografia digital. Sistemas digitais.

## ABSTRACT

The radiograph represents an element of fundamental value in the dental clinic, and the conventional intraoral and extraoral films stayed long as the only options for image receptors. Even today, these radiographic systems plays a role of relevant importance. But with the development of radiographic technology, digital systems have emerged, aiming to improve the image quality, facilitating the diagnosis, to eliminate the chemical, the possibility of manipulating the image by changing its characteristics, reduce the radiation dose to the patient, facilitate the achievement of radiography, reducing the time spent in its acquisition. Are undeniable advantages of this technology compared to conventional method. This study reports, through a literature review, the process of forming a digital image and its receptors, in addition to reporting all types of digital systems with applicability in odontology (CT fan beam and cone beam, Magnetic Resonance Imaging, Medical Nuclear Positron Emission Tomography and Ultrasound), its features, advantages, disadvantages and limitations.

**Key-words:** Digital Imaging. Digital Radiography. Digital Systems.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>6</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>8</b>
<b>2.1 Imagem Digital.....</b>	<b>9</b>
<b>2.2 Receptores Digitais .....</b>	<b>10</b>
2.2.1 Dispositivo de Carga Acoplada (CCD) e Semicondutores de Óxido de Metal Complementares (CMOS) .....	10
2.2.2 Placa de Fósforo Fotoestimulada (PSP) .....	12
<b>2.3 Tomografia Computadorizada.....</b>	<b>13</b>
2.3.1 Tomografia Computadorizada ( <i>fan beam</i> ) .....	13
2.3.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico ( <i>cone beam</i> ) .....	14
<b>2.4 Imagens por Ressonância Magnética.....</b>	<b>18</b>
<b>2.5 Medicina Nuclear .....</b>	<b>20</b>
<b>2.6 Tomografia por Emissão de Pósitrons.....</b>	<b>20</b>
<b>2.7 Ultra-Sonografia .....</b>	<b>21</b>
<b>3 DISCUSSÃO .....</b>	<b>23</b>
<b>4 CONCLUSÃO.....</b>	<b>26</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>27</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Desde 1895, quando Wilhelm Conrad Röntgen descobriu o raio X e revolucionou o meio científico, novas tecnologias surgiram e, hoje, a radiologia presencia uma constante mudança, principalmente em função dos avanços na área da informática. A informatização trouxe uma série de benefícios para diversos setores da sociedade contemporânea, especialmente para as áreas da saúde. A aplicação dos benefícios e suas relações com os distintos setores da saúde, como a Medicina e a Odontologia, promoveram um importante salto de qualidade e de economia de tempo na clínica diária, na terapêutica e, principalmente, expressivo auxílio na obtenção dos diagnósticos (APCD, 2008).

As imagens interpretadas pelas radiografias em apenas dois planos atravessaram quase um século e novas tecnologias abriram os horizontes, inclusive para a Odontologia. Poucos anos após a descoberta dos raios X, a maioria das técnicas radiográficas odontológicas intra e extra bucais já estavam estabelecidas. Em 1950, com o desenvolvimento da radiografia panorâmica, surgiram novas aplicações dos raios x na Odontologia. Mesmo sem a conquista de nitidez adicional, a panorâmica foi um grande avanço para o diagnóstico devido a sua abrangência, adquirida com doses de radiação relativamente pequenas (CASTILHO *et al.*, 2003).

Por muito tempo, de acordo com Haitor Neto *et al.* (2000), as radiografias eram baseadas em imagens bidimensionais. Porém, nos anos 70, a tomografia computadorizada foi criada e vários métodos de produção de imagens foram desenvolvidos. Assim, a aquisição e análise de imagens digitais de raios X passaram a formar a base do campo chamado radiologia digital. Esta melhoria na tecnologia da computação levou a uma tendência para a geração de imagens nos sistemas intra e extrabucais surgindo, também, a tão almejada terceira dimensão com nitidez. Especialistas em radiologia na Odontologia afirmam que a radiografia digital possibilita uma visão de uma nova dimensão essencial ao diagnóstico odontológico que, indubitavelmente, é a base de qualquer tratamento.

Desde que a radiografia digital se tornou uma realidade na Odontologia, consideráveis progressos têm sido alcançados. As vantagens do sistema digital são citados pelos mais diferentes autores, e a rapidez do avanço desta tecnologia, associada aos benefícios de seu uso, obriga o profissional, que deseja manter-se atualizado, a uma busca constante destas inovações, que surgem e se aprimoram com espantosa velocidade e cujo uso desempenha um papel importante em inúmeras clínicas e consultórios odontológicos (HAITOR NETO *et al.*, 2000).

O objetivo deste trabalho é descrever, através de uma revisão de literatura, os diferentes sistemas radiográficos digitais da atualidade, seus benefícios e limitações para a odontologia.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Atualmente a imagem digital nos fornece vantagens inegáveis em relação ao método convencional de radiografar. Esta tecnologia ao invés de utilizar filmes radiográficos, faz uso de dois sistemas digitais: placa de circuitos sensíveis aos raios X ou placa de fósforo fotoestimulada, que geram uma imagem digital e as envia direta ou indiretamente para o computador na forma de sinais elétricos. A redução das doses de radiação utilizadas, a eliminação do processamento químico, a visualização instantânea da imagem no monitor, o arquivamento da imagem em CD (*compact disk*), a transmissão dos dados via *internet* e a possibilidade de manipulação das imagens alterando suas características, transformam essa modalidade em um instrumento muito útil em radiologia odontológica. Qualquer sistema digital que busca aceitação no mercado deverá ser tão eficiente e eficaz quanto o sistema analógico em termos de qualidade de imagem, segurança, ergonomia e economia (CASTILHO *et al.*, 2003; FARMAN, A., FARMAN, T., 2004).

A resolução de uma imagem depende do seu DPI, que é uma sigla que significa “*dots per inch*”, e traduzida para o português, oferece a sigla PPP (pontos por polegada). A imagem quando digitalizada é “partida” em vários pontos, sendo cada um denominado *pixel*. O termo *pixel* vem da abreviação em inglês, “*pictures elements*”, ou elementos de uma imagem (digital). A junção de todos os *pixels* é que formam uma imagem inteira. Podemos visualizar uma imagem sem perceber as arestas dos pequenos *pixels* de acordo com a “resolução” da imagem, que nada mais é do que a quantidade de *pixels* que formam essa imagem. Eles se organizam em uma matriz de pares de linhas no sentido horizontal (filas), por pares de linhas no sentido vertical (colunas) (REINER, SIEGEL, SIDQUINI, 2003; BISSOLI *et al.*, 2007). De acordo com Pasler e Visser (2006) cada *pixel* tem uma coordenada de fila e de coluna que identifica, exclusivamente, sua localização na matriz. A cada campo da matriz é atribuído um valor numérico, que representa um valor de cor cinza. A qualidade da imagem depende do número, do tamanho e da intensidade da cor dos pontos da matriz.

A partir destes, são formados os elementos tridimensionais que correspondem aos *voxels*. Por analogia, tomando como parâmetro um dado, um *pixel* corresponderia a uma face deste, enquanto o *voxel* corresponderia ao volume total em 3 dimensões (altura, largura e profundidade). A partir dos *voxels* e por meio de técnicas matemáticas, obtém-se o volume do objeto e, por conseguinte, o modelo para a reconstrução da imagem radiográfica (CAVALCANTI; SALES, 2008).

De acordo com Bissoli *et al.* (2007) a produção de uma imagem digital requer um processo chamado conversão analógico-digital (CAD). Essa conversão se dá em dois passos: amostragem e quantificação. A amostragem significa que uma pequena faixa de valores de voltagem é agrupada em um único valor e quanto mais estreita, o sinal original é representado de forma mais nítida, mas requer maiores quantidades de memória para formar a imagem digital resultante. Segundo Ludlow e Mol (2007) uma vez agrupado, o sinal é quantificado, significando que para cada grupo de sinal é atribuído um valor. Estes valores são armazenados no computador e representam a imagem. Na odontologia, trabalha-se com paleta de valores cinza de 256 tonalidades. Cabe ressaltar que, o preto tem valor 0 e, o branco, 255.

Conforme Morais (2009) com a evolução da ciência da computação, ocorreu um desenvolvimento muito rápido dos recursos aplicáveis à odontologia, beneficiando dentre outros a radiologia. O termo “Imagem Digital” refere-se ao processo específico de transformar imagens em dados digitais. A digitalização de imagens teve início indiretamente através de mesas digitalizadoras. O scanner é bastante utilizado para este trabalho, e com a chegada das câmeras fotográficas digitais, a digitalização ganhou mais uma modalidade. O preço das máquinas passou a ser competitivo em relação ao scanner, tendo a vantagem de digitalizar em menor tempo, possibilitando a evolução rápida de sua qualidade.

## 2.1 Imagem Digital

Durante a última década, muitos dentistas passaram a aderir aos sistemas de imagens digitais nos seus consultórios. As principais razões para essas transições incluem o menor tempo de exposição e radiação, eliminação de processamento químico, passando a clínica a ser ecologicamente correta, maior velocidade de obtenção de imagens, imagens reproduzidas em frente ao paciente e a troca das mesmas entre profissionais via *internet*. Desta forma, a *American College of Radiology* e o *National Electrical Manufacturers Association* implantaram o sistema DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) que visa facilitar um método comum de transmissão entre os profissionais da saúde (CASTILHO *et al.*, 2003; HAITER NETO *et al.*, 2000; AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS, 2006).

A imagem digital tornou-se realidade a partir de 1987 quando foi introduzido no mercado o primeiro sistema radiográfico digital intraoral odontológico, *RadioVisioGraphy* (Trophy Radiology, Vincennes, France), apresentando o CCD (dispositivo de carga acoplada) com exposição direta aos raios X. Posteriormente, surge o sistema de armazenamento de

fósforo, que foi introduzido no mercado em 1994 pela Soredex com o nome *Digora system* (HAITER NETO *et al.*, 2000).

Esses sistemas possuem *softwares* que possibilitam usar ferramentas para alterar a densidade, contraste, detalhe e distorção, podendo melhorar o aspecto subjetivo das imagens. De fato, se estas ferramentas são aplicadas de modo inadequado, a degradação da imagem, levando potencialmente à interpretação errada, é uma possibilidade real. Porém, uma compreensão básica de computadores e o domínio de habilidades comuns de computação são essenciais para ver e usufruir das imagens digitais (WHITE; PHAROAH, 2008).

Abreu Jr. e Biasi (2003) realizaram um trabalho que teve como propósito comparar o desempenho entre imagens digitais alteradas, isto é, com inversão de todas as suas porções claras (radiopacas) por porções escuras, e imagens radiográficas convencionais em radiografias periapicais. Foram utilizados 41 dentes posteriores (molares e 21 pré-molares) de modo que estes dentes continham superfícies proximais sadias em número semelhante ao número de superfícies com lesão cariosa. Apesar das imagens digitais terem sua escala de contraste invertida (preto pelo branco e vice-versa), o trabalho comprovou que não houve diferença significativa no diagnóstico em relação à imagem convencional, sendo que esta modalidade de imagem não deve ser considerada fundamental para tarefas desta natureza.

## **2.2 Receptores Digitais**

Três grandes tipos de receptores estão sendo usados para a fabricação de aparelhos radiográficos digitais. São eles: Dispositivo de Carga Acoplada (CCD), Semicondutores de Óxido de Metal (CMOS) e Chapa de Fósforo Fotoestimuláveis (PSP).

### **2.2.1 Dispositivo de Carga Acoplada (CCD) e Semicondutores de Óxido de Metal Complementares (CMOS)**

O CCD foi o primeiro receptor digital direto de imagem intraoral a ser adaptado para a odontologia e é composto por uma fina camada de silício como a base da captura da imagem. É caracterizado por possuir um fio condutor acoplado com a função de fazer sua conexão ao restante do equipamento e, ainda, por apresentar diferentes tamanhos. Após a exposição dos raios X, o sensor capta a imagem e por meio de um conversor analógico/digital envia o sinal para o computador, que o armazenará como figuras numéricas e exibirá a imagem quase que

instantaneamente por meio do monitor ou impressora (LUDLOW, MOL, 2007; CHILARQUER *et al.*, 2006).

Na conversão digital, a informação contida na imagem é decomposta em *Bits* e o brilho de cada pixel do monitor é a representação direta do número de elétrons aprisionado em cada uma das unidades de informação do CCD, sendo que esse aprisionamento é proporcional à quantidade de energia incidente sob a forma de fóton de raio X (CHILARQUER *et al.*, 2006).

O sistema CCD também pode ser utilizado em aparelhos panorâmicos e tomógrafos computadorizados *cone beam*. Possui arranjos lineares de alguns pixels de largura e muitos pixels de comprimento. É fixado em posição oposta à fonte de raios X com seu longo eixo orientado paralelamente ao seu feixe central. A fonte de raios X e o CCD giram sincronicamente a cabeça do paciente para a obtenção da imagem (PASLER; VISSER, 2006).

Ariji *et al.* (1998) realizaram um estudo comparando imagens entre radiografias intraorais digitais (CCD) e convencionais (*Ektaspeed Plus*) do tipo E, no diagnóstico de cáries. O estudo não apresentou nenhuma diferença no diagnóstico entre as duas modalidades.

A tecnologia de semicondutores de óxido de metal complementares (CMOS) é a base das câmeras de vídeo convencionais e também podem ser usados em aparelhos intraorais, panorâmicos e tomógrafos. Estes detectores são baseados nos semicondutores de silício, mas são fundamentalmente diferentes dos CCDs na forma com que a carga dos *pixels* são lidas. Cada *pixel* está isolado dos seus *pixels* vizinhos e é conectado diretamente a um transistor. Como o CCD, pares de elétrons são removidos dentro do *pixel* na mesma proporção da quantidade da energia dos raios X que é absorvida. Esta carga é transferida ao transistor, como uma pequena voltagem. A voltagem em cada transistor pode ser transferida separadamente, lida pela placa de captura da imagem encaixada no computador e então pode ser examinada e exibida como um valor digital de cinza. A tecnologia CMOS é extensamente usada na construção de CHIPS de unidades centrais de processamento, como também, em detectores de câmeras de vídeo e é uma tecnologia mais barata do que a usada na construção de CCDs (WHITE; PHAROAH, 2008).

Haiter Neto *et al.* (2000) relataram que os sensores CCD e CMOS intraorais são caracterizados por apresentarem um reduzido tamanho de sua parte ativa, onde a matriz de silício e seus componentes eletrônicos de leitura e amplificação são encapsulados dentro de um invólucro plástico, para protegê-lo da cavidade oral. Estes elementos do detector consomem parte de sua área total, de forma que a área ativa do sensor é menor que sua área total de superfície. São relativamente menores em relação ao filme periapical padrão e

possuem um fio condutor acoplado, com função de fazer sua conexão ao restante do equipamento e, também, propiciando que a imagem seja exibida na tela do monitor instantaneamente após a sensibilização do sensor pelos raios X, constituindo uma grande vantagem para estes equipamentos.

Por outro lado, uma grande desvantagem destes sensores é o fato de muitas vezes limitarem o tamanho da região a ser radiografada. Tal condição não representa grandes problemas quando a área de interesse do registro radiográfico é somente um dente, fato este comumente encontrado dentro da Endodontia. Entretanto, pode se constituir uma grande limitação para a maioria das especialidades odontológicas. Eles, também, possuem a desvantagem de serem muito rígidos, causando desconforto ao paciente ao posicioná-lo para a tomada radiográfica (CASTILHO *et al.*, 2003; AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIR, 2006; HAITER NETO *et al.*, 2000; OLIVEIRA *et al.*, 2003).

### 2.2.2 Placa de Fósforo Fotoestimulada (PSP)

Segundo Scarfe e Farmam (2008), o sistema PSP é a utilização de placas de fósforo para capturar uma imagem. Estas placas são tipicamente mais finas do que sensores de estado sólido, não possuem fios e são flexíveis. Quando uma imagem é feita através de um sistema PSP, fótons de raios X colidem a um fósforo revestido sobre a placa e os elétrons causam um estado de energia mais elevado. Após a exposição, a placa é removida da boca do paciente e colocada em um scanner para a digitalização. Quando a luz do laser estiver direcionada para a chapa exposta, os elétrons retornam ao seu estado e liberam luz visível. Esta quantidade de luz, que é proporcional à exposição, é lida em um tubo fotomultiplicador. O sinal analógico é digitalizado, otimizado e exibido em um monitor, como acontece com os detectores de estado sólido. Esse processo leva de alguns segundos a alguns minutos. Haiter Neto *et al.* (2000) afirmam que após a leitura, a energia residual da placa é eliminada por meio do brilho intenso de uma luz halogenada, podendo-se, então, ser reutilizada inúmeras vezes.

Esse sistema tem a vantagem de possuir dimensões similares aos filmes intra e extraorais sendo que o computador e o scanner poderão ficar posicionados em qualquer lugar da clínica ou consultório que o profissional julgar mais adequado. Isto porque, ao contrário do aparato computadorizado dos equipamentos CCD, os sistemas de armazenamento de fósforo não necessitam posicionamento próximo ao paciente e tal fato propicia que um só equipamento possa servir a vários consultórios ao mesmo tempo. É importante lembrar que as

chapas de fósforos devem ser scaneadas logo após a exposição, porque a imagem latente se deteriora com o tempo (CASTILHO *et al.*, 2003).

No entanto, Matherne *et al.* (2008), relataram que não houve diferença estatisticamente significativa na qualidade da imagem de atenuação do sinal das Placas de Fósforos Fotoestimuladas ao longo do tempo. Afirmam, também, que os três sistemas (CCD, CMOS e PSP) possuem qualidade de diagnóstico semelhante.

## 2.3 Tomografia Computadorizada

### 2.3.1 Tomografia Computadorizada (*fan beam*)

Tomografia é um termo genérico que designa qualquer técnica que gere uma imagem em corte de um tecido, sendo esta técnica descrita inicialmente por volta de 1917. Na técnica tomográfica, os cortes ou planos podem ser orientados para atender a necessidade de avaliação da estrutura anatômica em questão. A tomografia computadorizada (TC) permite obter imagens tridimensionais, eliminando, desta maneira, a sobreposição de estruturas anatômicas, bem como a capacidade de diferenciar tecidos moles e estruturas ósseas (CAVALCANTI; SALES, 2008).

Exames de tomografia computadorizada podem ser divididos em duas categorias, com base na geometria de aquisição dos feixes de raios X: a *fan beam* e a *cone beam* (NAKAJIMA *et al.*, 2005).

Em sua forma mais atualizada, a TC *fan beam* tem sido desenvolvida para adquirir imagens em forma espiral ou helicoidal, onde o feixe de radiação possui o formato de leque (*fan beam*). Com esta varredura, enquanto o pórtico contendo o tubo de raios X e os detectores se movem ao redor do paciente, a mesa onde o paciente está avança continuamente pelo pórtico. Isto resulta em forma espiral contínua, já que o feixe de raios X se move ao redor do paciente. O feixe de saída é capturado em um sensor digital e o volume é reconstruído para a visualização em qualquer superfície plana arbitrária. Esta forma de tomografia fornece imagens de reconstrução multiplanar aperfeiçoadas, reduzindo o tempo de exame e a dose de radiação (LUDLOW; MOL, 2007).

A imagem da TC é uma imagem digital, reconstruída pelo computador, que matematicamente manipula a transmissão de dados obtidos de múltiplas projeções. Se uma projeção é feita a cada um terço de grau, 1.080 projeções resultam durante um curso de uma simples rotação de 360 graus. Dados derivados dessas 1.080 projeções (1.080 projeções

constituem 1 corte) contêm todas as informações necessárias para construir uma única imagem (REINER; SIEGEL; SIDDIQUI, 2003).

Esta tecnologia proporciona uma gama de resolução de contraste, exibindo informações do tecido mole. Imagem de TC pode ser melhorada através da utilização de agentes de contraste intravenoso, que irão reforçar o contraste da imagem de entidades de tecidos moles que têm uma maior vascularização, como tumores. Assim, a TC é particularmente útil em situações em que os detalhes do tecido mole são importantes, como para determinar se um tumor no osso penetrou no córtex ósseo e nos tecidos moles adjacentes (YANG *et al.*, 1999).

Devido à sua característica de contraste e à habilidade em demonstrar pequenas diferenças em densidades de tecidos moles, a TC se tornou útil no diagnóstico de doenças do complexo maxilofacial, incluindo glândulas salivares e a ATM. Entretanto, com o advento da ressonância magnética, a qual é comprovadamente superior a TC para descrever tecidos moles e o avanço da CBCT no auxílio da colocação de implantes, o uso da TC na odontologia tem diminuído significativamente (SCARFE; FARMAN, 2008).

Algumas limitações são apresentadas pela TC, pois estes sistemas não foram desenvolvidos para a odontologia. Entre as limitações estão a grande quantidade de radiação envolvida, o alto custo e o grande espaço físico do equipamento (NAKAJIMA *et al.*, 2004).

A Tomografia Computadorizada utiliza imagem DICOM e pode trabalhar em tamanho real o que auxilia em cirurgias ortognáticas e permite a construção de guias cirúrgicos para a orientação na colocação de implantes, devido ao fato dela permitir a reconstruções multiplanares e 3D (LOUBELE *et al.*, 2008).

### 2.3.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico (*cone beam*)

A crescente demanda pelo diagnóstico por imagem na Odontologia, especialmente para o planejamento de implantes, justifica o aumento no número de fabricantes e a diminuição dos custos para a aquisição destes tomógrafos. A qualidade da imagem e a precisão geométrica parecem suficientes para as necessidades de diagnóstico. Além disso, o tempo de varredura é bastante curto comparada à TC e a dose de radiação absorvida é significativamente baixa. Estas características, adicionados ao custo-benefício e à facilidade de uso da máquina, tornam o exame adequado para ser utilizado, também, em pequenos centros de diagnóstico (MOZZO *et al.*, 1998).

Recentemente, a tomografia computadorizada *Cone Beam* (CBCT) introduziu a terceira dimensão na Odontologia, beneficiando especialidades odontológicas que, até então, não eram totalmente contempladas pela falta de especificidade. A CBCT permite a visualização de uma imagem tridimensional, onde um novo plano é adicionado: a profundidade. Segundo especialistas da área, este exame pode proporcionar imagens de alta nitidez, nas três dimensões, com baixa dose de radiação, a preço acessível e, por ter aplicação clínica com elevada exatidão, pode ser utilizada em quase todas as áreas da Odontologia que exijam diagnósticos somente em tecidos duros (PASLER; VISSER, 2006).

CBCT ganhou ampla aceitação em odontologia nos últimos cinco anos, embora suas raízes remontem a cerca de duas décadas. A grande inovação em relação à imagem intraoral e panorâmica é que ela oferece alta qualidade em cortes de imagens. Máquinas de feixe cônico emitem um feixe de raios X, em forma de um cone, ao invés de um leque, como nas máquinas convencionais TC. Para que o feixe alcance toda a região de interesse, é necessário apenas que a fonte de raios X faça uma passagem em torno da cabeça do paciente. O feixe que sai do paciente é capturado por um intensificador de imagem ou um detector planar 2D. Este último é feito de silício amorfo na forma de detector plano, que permite maior qualidade na detecção de imagem e em sua resolução e, por isso, representa uma modalidade promissora na radiologia (LUDLOW; MOL, 2007).

Cavalcanti e Sales (2008) relatam que o feixe de raios X é produzido num ângulo constante de 14 graus pela sobreposição de um filtro de alumínio de 0,7mm. Neste processo são produzidas 360 imagens (uma por grau de rotação) que são unidas por um programa que acompanha o equipamento, formando assim o modelo tridimensional do crânio. Estas imagens são usadas para calcular um volume esférico ou cilíndrico, incluindo uma parcela ou o rosto todo. Neste volume, a densidade em todas as localidades (*voxels*) são calculadas a partir das imagens de base. Normalmente são feitas secções nos planos axial, sagital e coronal. A partir deste conjunto de dados, o operador também pode extrair reconstruções grossas ou finas, planas ou curvas em qualquer orientação. Além disso, verdadeiras imagens em 3D de tecido ósseo podem ser geradas. A voltagem do tubo é constante e medida em kV, a corrente elétrica, em mA e verificada através de um controlador de exposição automática.

O mapeamento total abrange a área compreendida entre a borda inferior da órbita e a margem inferior da mandíbula. O tempo de captura varia de 20 a 45 segundos para toda face e 7 segundos para uma região. A dose de radiação emitida pela CBCT é bem menor, cerca de

20 % da dose total da TC espiral e o equivalente a tomadas radiográficas periapicais de todos os dentes (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Quando o Cirurgião Dentista deseja visualizar a imagem, os dados processados volumetricamente são exportados a partir do fabricante do CBCT como *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM), como já foi citado anteriormente. Esses dados podem então ser importados para outros softwares para análises, onde a principal finalidade é auxiliar no diagnóstico e planejamento de casos (LOUBELE *et al.*, 2008).

Dentre as várias aplicações deste sistema na Odontologia, a Implantodontia, as Disfunções Têmporo Mandibulares, a Patologia Bucal, a Cirurgia Bucomaxilofacial, a Ortodontia e a Endodontia acabaram sendo bastante beneficiadas. Na implantodontia sua aplicabilidade envolve o planejamento e a avaliação de implantes dentários, possibilitando avaliar a quantidade de osso existente, possíveis áreas doadoras de enxerto ósseo, construção de guias cirúrgicas, detectando com acurácia e precisão a localização de estruturas nobres, como o canal mandibular e o seio maxilar, auxiliando na escolha e posicionamento dos implantes (MOZZO *et al.*, 1998).

Outra aplicação refere-se à análise de estruturas ósseas da ATM e suas regiões adjacentes, assim como achados de reabsorção, crescimento hiperplásico ou formato anormal da cabeça da mandíbula e diferenças morfológicas entre os lados esquerdo e direito também são possíveis detectar. A CBCT, além de auxiliar na detecção de fraturas e posicionamento de dentes inclusos e supranumerários, ela, também, tem aplicações direcionadas na avaliação de lesões ósseas dos maxilares em relação ao grau de expansão e destruição de corticais, lesões com estruturas vitais e a relação entre terceiros molares impactados e o canal mandibular (WHITE; PHAROAH, 2008).

Nas cirurgias maxilofaciais a CBCT é utilizada em diagnósticos pré-operatórios, no acompanhamento pós-cirúrgico e também durante o procedimento operatório. O conjunto de dados gerados por feixe cônico de imagem também pode ser usado para produzir modelos de prototipagem rápida, para o planejamento do tratamento, como nos casos de cirurgia ortognática. Valores quantitativos de rotação e deslocamento da cabeça da mandíbula, após a cirurgia, permitindo comparar as mudanças ósseas ocorridas (SCARFE; FARMAN, 2008).

Os benefícios na ortodontia também são notáveis. Alguns equipamentos de feixe cônico possuem programas que possibilitam fazer a simulação do tratamento ortodôntico. As documentações que incluem a reconstrução em 3D também são de grande utilidade para se avaliar as alterações ocorridas no tratamento (YANG *et al.*, 1999).

Na endodontia, Oliveira *et al.* (2003) relataram que a CBCT pode fornecer informações mais precisas de diagnóstico na avaliação de grandes lesões periapicais. Afirmam, também, que este sistema permite que o operador tenha uma melhor exatidão do comprimento do canal radicular, detecção de lesões endodônticas em estágios precoces, localização de canais acessórios e laterais.

Um recente estudo avaliou a precisão de imagens obtidas com a CBCT (Accuitomo 3D), a radiografia panorâmica e a radiografia periapical na detecção da periodontite apical. A prevalência da periodontite apical em dentes tratados endodonticamente, comparando a radiografia panorâmica, periapical e tomografia computadorizada *Cone Beam*, foram de 17,6%, 35,3% e 63,3%, respectivamente. Por conta desse resultado, observou-se a necessidade de uma revisão dos estudos epidemiológicos envolvendo a periodontite apical, em função dos falsos resultados positivos observados pelas radiografias periapicais e panorâmicas (ESTRELA *et al.* apud APCD, 2008).

Outro estudo comparou os níveis de dose efetiva da tomografia computadorizada de feixe cônico para aplicações maxilo-facial, com a tomografia computadorizada *multi slice*. A dose efetiva foi calculada usando dosímetros termoluminescentes (TLDs), os valores de doses eficazes variaram de 13 a 82 Sv para CBCT e 474-1160 Sv para TC *multi slice*. Como visto, os níveis de dose para a imagem latente CBCT se manteve muito abaixo dos protocolos clínicos TC *multi-slice* e mostrou uma grande variação inter e intra-dispositivo devido a diferenças na definição de exposições, campo de visão e resolução espacial (LOUBELE *et al.*, 2008).

Hutchinson (2005) comparou a precisão da medição angular das imagens panorâmicas do aparelho CBCT Newtom 9000, com o aparelho panorâmico convencional Orthophos da Sirona. Ele concluiu que as dimensões lineares e angulares mostraram-se mais precisas utilizando as imagens panorâmicas obtidas através de CBCT, em comparação com as tradicionais radiografias panorâmicas.

Como exemplos de tomógrafos por feixe cônico, podem ser citados os aparelhos NewTom 3G (QR-NIM SRL, Verona, Itália), Galileus (Sirona Dental-Alemanha A.G), 3D Accuitomo (J. Morita MFG Corporation-Kioto, Japan), i-CAT (Xoran Technologies, Ann Arbor, Mich., e Imaging Sciences International, Hartfield, PA), Implanograph (Vatech, Korea), Planmeca Proxmax 3D (Planmeca Ou-Finlândia), Iluma (Imtec Imaging Corporation, EUA), Skyview 3D (Cefla Dental Group, Itália), Prexion (TeraRecon, EUA), NewTom VG (Verona, Itália) e Scanora 3D (Soredex, Finlândia). Com a popularização da tecnologia, queda do valor de aquisição, fabricação de equipamentos relativamente pequenos, acessíveis para serem

instalados em clínicas radiológicas e consultórios, esta tecnologia vêm crescendo e ganhando mercado (CAVALCANTI; SALES, 2008).

Cada vez mais a radiologia interage com a ciência da computação, tornando essas duas áreas praticamente indivisíveis. O conhecimento dos diversos programas e das técnicas envolvidas para a manipulação das imagens, bem como dos componentes físicos (hardware) dos computadores, faz-se importante ao radiologista ou profissional que avalia e manipula imagens tomográficas, não só por questões próprias à visualização do exame e emissão de hipóteses diagnósticas, mas, também, por questões relacionadas ao custo de aquisição e longevidade de uso do equipamento em si (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

## **2.4 Imagens por Ressonância Magnética**

Diferente das técnicas descritas anteriormente, que utilizam os raios X para a aquisição da imagem, a Ressonância Magnética (RM) usa radiação não-ionizante na faixa de radiofrequência (RF) do espectro eletromagnético. Este exame oferece a melhor resolução de imagem de tecidos com baixo contraste inerente. Para produzir uma imagem de RM, o paciente é colocado dentro de um grande magneto, o qual induz um campo magnético externo relativamente forte. Isto faz com que os núcleos de muitos átomos do corpo, incluindo o de hidrogênio, se alinhem com o campo magnético. Após a aplicação de um pulso de RF é liberada energia pelo corpo, detectada e usada para a construção de imagem por MR no computador. A alta sensibilidade de contraste da RM a diferentes tecidos e a ausência da exposição à radiação são as razões pelas quais muitas vezes a TC é substituída na visualização de tecido mole, porém, ela permanece como uma importante técnica para visualizar tecidos ósseos (LUDLOW; MOL, 2007).

Existem três tipos de equipamentos para ressonância magnética de acordo com a característica do campo magnético: campo fechado, onde o magneto envolve todo o paciente; campo aberto, o qual o magneto envolve parte do paciente e é indicado para pessoas claustrofóbicas; e de extremidades, sendo o magneto semelhante ao *gantry* da TC, especiais para realizar exames das extremidades com bobinas específicas para as mais diversas partes do corpo (SANTOS; CAVALCANTI, 2008).

Após a aplicação de um campo magnético estático, responsável pelo aparecimento de uma magnetização segundo a sua direção, é aplicado a um campo magnético oscilatório (na gama das radiofrequências) que roda a magnetização de um determinado ângulo. Logo após o impulso de RF ter deixado de atuar, a tendência natural do sistema é voltar ao estado inicial,

ou seja, deve haver a reorganização do povoamento dos *spins* e a defasagem destes. Esses dois processos, de acordo com Santos e Cavalcanti (2008), são independentes e correspondem a diferentes fenômenos de relaxamento: T1 e T2.

O tempo de relaxamento T1 (longitudinal) da amostra tecidual é usado para descrever o retorno de prótons de volta ao equilíbrio após aplicação e remoção do pulso de RF de 90°. A formação da imagem ocorre quando o sinal de RF é cessado, ficando em hipossinal (imagem escura). O tempo de relaxamento T2 (transversal) é usado para descrever a perda associada de coerência ou fase entre prótons individuais imediatamente após a aplicação do pulso de RF, gerando um torque de 180° e uma imagem em hiperssinal (escura). O valor de T1 e T2 depende da intensidade das interações entre os spins magnéticos e da frequência com que estas interações estão sendo moduladas. O sistema músculo-esquelético é o ideal para avaliação por RM visto que diferentes tecidos apresentam diferentes intensidades de sinal em imagens ponderadas em T1 e T2 (HUBÁLKOVÁ *et al.*, 2006).

A região do corpo viabilizado na RM é controlada eletronicamente, e por isso é possível realizar uma imagem multiplanar direta sem o reposicionamento do paciente. É um exame que exige um tempo relativamente longo para a aquisição da imagem e oferece perigo potencial imposto pela presença de metais ferromagnéticos nas proximidades do magneto. Esta desvantagem exclui qualquer paciente com objetos estranhos metálicos implantados ou dispositivos médicos que consistam ou contenham metais ferromagnéticos como marcapasso cardíaco e cliques cerebrais para aneurisma. Finalmente, alguns pacientes sofrem claustrofobia quando posicionados no aparelho de RM (WHITE; PHAROAH, 2008).

Zhang *et al.* (2008) compararam a ressonância magnética e artroscopia no diagnóstico da adesão intracapsular da ATM. Foram avaliadas 33 ATMs, e os achados em ressonância magnética foram divididos em 11 casos positivos, quatro casos suspeitos e 18 casos foram negativo para este diagnóstico. Após comparar com os resultados com artroscopia, sete eram verdadeiros positivos e quatro eram falsos positivos. Concluiu-se que a precisão do diagnóstico por meio da RM para aderência intracapsular da ATM foi baixa. No entanto, sabe-se que a RM é muito útil em várias outras circunstâncias: diagnosticar desordens internas suspeitadas da ATM; avaliar o tratamento dessa disfunção após cirurgia; identificar e localizar lesões do tecido mole orofacial e fornecer imagem do parênquima de glândula salivar e como a CBCT, imagens de RM podem ser reconstruídas em qualquer imagem plana.

## 2.5 Medicina Nuclear

A medicina nuclear é um exame que usa a Cintilografia como forma de imagem funcional fornecendo dados para avaliar alterações fisiológicas, mesmo que ainda não ocorram mudanças anatômicas no paciente. Ela utiliza moléculas ou átomos radioativos que emitem raios gama. Esses átomos se comportam no organismo de uma maneira comparável com os seus homólogos estáveis porque são quimicamente indistinguíveis. O radionuclídeo é combinado com um fármaco que direciona a molécula inteira para partes específicas do corpo. Após o fármaco ser administrado, as moléculas se distribuem no corpo de acordo com suas propriedades químicas. Câmaras de cintilação detectam os raios-gama e essas imagens podem ser vistas em fatias semelhantes ao TC (tomografia computadorizada por emissão de raios-gama) ou em imagens 3D, mostrando todos os locais dos radionuclídeos no corpo. Esses radionuclídeos, portanto, podem permitir a medição da função do tecido *in vivo*, podendo fornecer um marcador precoce de doenças através da medição das alterações bioquímicas. O uso mais comum na odontologia é a cintilografia óssea, que mede a atividade óssea. A imagem do osso é normalmente vinculada a *diphosphonate* de metileno e injetada por via intravenosa. O metileno *diphosphonate* se deposita em locais com alta atividade de osteoblastos e com alta vascularidade. Infelizmente, este método não é específico e será positivo para muitas anormalidades que aumentam o metabolismo ósseo, tais como osteomielite, osteoartrose, tumores de osso e em áreas ativas de osso em crescimento (METTLER; GUIBERTEAU, 2006).

## 2.6 Tomografia por Emissão de Pósitrons

De acordo com Kunkel *et al* (2003), Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) é uma nova técnica de Medicina Nuclear, semelhante às cintilografias, que consiste na injeção de uma substância radioativa (fluordesoxiglicose-FDG) e, posteriormente, na obtenção das imagens de corpo inteiro de sua distribuição. O equipamento para a obtenção das imagens (câmara de PET) é específico, isto é, não permite que se realizem outros exames de Medicina Nuclear além de PET e a grande vantagem em relação à cintilografia convencional e aos demais exames de diagnóstico por imagem como Tomografia Computadorizada e Ressonância, é que o método é capaz de detectar com enorme precocidade, mínimas áreas de tumor (até 4 mm) que não podem ser vistas nos demais exames, senão tardiamente, quando o tumor já apresenta grandes dimensões e, portanto, maior gravidade para o paciente. O princípio do PET baseia-se na capacidade que têm as células tumorais de concentrar glicose

(FDG) com muito maior avidéz que os tecidos não tumorais. Portanto ao se realizar imagens de corpo inteiro é possível detectar-se áreas tumorais. Este exame está sendo usado extensamente em Psiquiatria, por ser muito sensível a alterações biológicas do cérebro, durante episódios de Schizophrenia, Síndrome de Parkinson, Depressão, entre outras desordens.

O PET tem um futuro brilhante para as áreas da saúde que almejam diagnosticar alterações fisiológicas com maior precisão e muito mais cedo do que outros exames conseguiriam (KUNKEL *et al.*, 2003).

## **2.7 Ultra-Sonografia**

O ultra-som (US) é um recurso imaginológico relativamente recente, que foi desenvolvido primeiramente para utilização submarina, e só depois fundamentado na área da Saúde. Esse sistema utiliza ondas ultra-sônicas, que são produzidas em um dispositivo denominado transdutor, responsável também por enviá-las ao tecido a ser avaliado; é, da mesma forma, o responsável por receber os ecos sonoros que são refletidos pelas estruturas que possuem diferentes impedâncias acústicas, obtendo-se, assim, os resultados (MANFREDINI *et al.*, 2003).

As primeiras gerações de US (modo-A) utilizavam um sistema numérico pouco atrativo para a interpretação dos resultados. Somente com o advento do modo-B, que apresenta imagens tomográficas, o ultra-som começou a se tornar um método imaginológico mais utilizado. Com a evolução dos aparelhos, a técnica permitia que as imagens fossem processadas a uma velocidade suficientemente rápida para deixar passar a percepção de movimento. É possível, por meio do Doppler colorido, caracterizado pela associação das imagens em movimento em tempo real, mapear o fluxo vascular (FERREIRA, 2005).

Marques e Costa (2006) avaliaram o uso da ultra-sonografia na Odontologia e concluíram que este sistema é um exame de imagem que tem como principal indicação a avaliação das glândulas salivares, principalmente a parótida e a submandibular. Porém, ressaltaram que esse método de exame vem sendo estudado com o intuito de avaliar a ATM, já que em algumas pesquisas apresentou resultados satisfatórios.

Os métodos de investigação por imagem, que são em geral utilizados como exame complementar da articulação temporomandibular, são as radiografias, a tomografia computadorizada, a ressonância magnética e a cintilografia óssea. Contudo, alguns autores estudaram a ultra-sonografia, como um método alternativo a todos os exames clássicos, que

têm a capacidade de fornecer imagens dinâmicas em tempo real das articulações temporomandibulares. Com a ultra-sonografia pode ser possível uma abordagem dinâmica e não invasiva da articulação em tempo real, sem a necessidade da incidência de radiação. Devido ao fato de haver um número bastante restrito de estudos conduzidos nesta área, torna-se evidente a necessidade de mais pesquisa (MANFREDINI *et al.*, 2003).

O ultra-som é um exame recente. É um método auxiliar na elaboração do diagnóstico, não invasivo, indolor e sem nenhum efeito deletério conhecido até os dias atuais. É um exame com alta especificidade para tecidos moles, capaz de detectar, delimitar (inclusive em profundidade) e avaliar o conteúdo interno, tanto na normalidade quanto nas alterações do complexo dento-maxilo-cervico-facial. A interpretação pode ser feita em tempo real, sendo passível de repetição, sempre que necessário (FERREIRA, 2005).

### 3 DISCUSSÃO

O sistema digital, em sua evolução, tem provado ser um importante desenvolvimento tecnológico, com grande aplicabilidade na radiologia odontológica (CASTILHO *et al.*, 2003).

Algumas das vantagens da radiografia digital são incontestáveis e, por si só, transformam essa modalidade de imagem em um instrumento muito útil na odontologia. Dentre as vantagens identificadas, destaca-se a redução da dose de radiação em relação à utilizada para uma radiografia convencional, a eliminação do processamento químico, tornando-se um fator importante na proteção do meio ambiente e no ganho de tempo para quem trabalha em radiologia, a visualização quase que instantânea da imagem do monitor, o arquivamento das imagens em meios rígidos (*Compact Disc*), a transmissão de dados via *internet* e a possibilidade de manipulação digital da imagem (CASTILHO *et al.*, 2003; OLIVEIRA *et al.*, 2003; SCARFE, FARMAN, 2008).

Entretanto, estudos relatam algumas desvantagens das radiografias digitais como dificuldades com o custo inicial do equipamento, necessidade de um grande espaço para o armazenamento das imagens, maior espessura e rigidez dos sensores com sua menor abrangência de área, ausência de padronização entre computadores e sistemas, impressões abaixo da ideal e capacidade insuficiente de processamento digital da imagem. Porém, estas características estão sendo solucionadas com os avanços tecnológicos (CASTILHO *et al.*, 2003; HAITER NETO *et al.*, 2000).

O custo tornou-se mais acessível aos centros de radiologia para a aquisição de equipamentos desenvolvidos especificamente para a odontologia como a CBCT, pois este usa tecnologia menos sofisticada quando comparado com os tomógrafos computadorizados da área médica. Os computadores estão em constante avanço tecnológico, já tendo sido suprida a dificuldade de armazenamento e padronização na transmissão das imagens com o sistema DICOM. A desvantagem da espessura, rigidez e área de menor abrangência dos sistemas digitais diretos (CCD/CMOS) não acontecem nos sistemas digitais indiretos (PSP), pois são semelhantes aos filmes radiográficos e não causam desconforto ao paciente e, por estas razões, é a melhor opção de trabalho em uma clínica de radiologia e imagiologia odontológica.

No entanto, White e Pharoah (2008) afirmam que os sistemas CCD e CMOS necessitam de menor exposição à radiação comparada ao filme convencional, diferente do sistema de placa de fósforo que aceita desnecessariamente alta exposição à radiação.

Na seleção de um sistema de imagens, outras considerações merecem ser levadas em conta. Imagens digitais evitam a poluição ambiental produzida no processamento dos filmes, mas deve-se cuidar do impacto ambiental associado ao descarte de equipamento eletrônico quebrado ou obsoleto. O investimento financeiro inicial para equipamentos de imagens digitais torna estes sistemas mais caros do que o sistema de filme. Os fabricantes são rápidos para mostrar que os custos dos filmes ou sistemas digitais deve ser amortizado ao longo da vida pela duração do equipamento e dos artigos de consumo. No entanto, a expectativa de vida dos sistemas digitais mais novos é altamente especulativa. O manuseio inadequado dos componentes dos sistemas digitais pode encurtar catastroficamente qualquer expectativa de vida projetada (LUDLOW; MOL, 2007).

Estudos confirmam as vantagens da CBCT sobre a tomografia computadorizada convencional na área odontológica. A qualidade da imagem e a precisão geométrica parecem suficientes para as necessidades de diagnóstico odontológico. Além disso, o tempo de varredura é bastante curto, apresentando um menor nível de artefatos de metais comparados à TC e a dose de radiação absorvida é significativamente baixa. Estas características, adicionados ao custo-benefício e à facilidade de uso da máquina, tornam o exame adequado para ser utilizado, também, em pequenos centros de diagnóstico (MOZZO *et al.*, 1998).

Porém White e Pharoah (2008) diferente de Mozzo *et al.* (1998) afirmam que são as imagens de TC que possuem menos ruído (ou seja, são menos granulados) comparadas a CBCT. Isto se deve a colimação superior do feixe de saída das máquinas, melhorando, assim, a relação sinal/ruído.

Além disso, Cavalcanti e Sales (2008) concluíram que devido à resolução de alto contraste e à habilidade em demonstrar pequenas diferenças em densidades de tecidos moles, a TC se tornou útil no diagnóstico de doenças do complexo maxilofacial, incluindo glândulas salivares e a ATM; o que não é tão evidente na CBCT.

Com o advento da ressonância magnética, a qual é comprovadamente superior a TC para descrever tecidos moles e o avanço da CBCT no auxílio do diagnóstico odontológico, o uso da TC na odontologia tem diminuído significativamente (SCARFE; FARMAN, 2008). No entanto Zhang *et al.* (2008) relatam a deficiência da ressonância magnética na detecção de aderência intracapsular da ATM. Desta forma verifica-se a importância da adequada solicitação do exame sem menosprezar a capacidade diagnóstica de técnicas consagradas na área da saúde. É preciso saber as limitações da tecnologia para que não ocorra a realização indiscriminada dos mesmos.

Sem dúvida a radiologia associada à informática tem permitido um planejamento mais preciso e seguro, sendo responsável pelo considerável aumento do sucesso nos tratamentos odontológicos.

#### **4 CONCLUSÃO**

Com base no trabalho exposto, pode-se concluir que é de suma importância o conhecimento e domínio dos sistemas digitais para os Cirurgiões Dentistas que desejam assimilar esta modernidade no seu cotidiano de trabalho, pois desta forma estarão aptos a escolher qual equipamento comprar ou que tipo de exame solicitar para tornar seu trabalho mais preciso.

A imagem digital em sua evolução tem provado ser um importante avanço tecnológico com grande aplicabilidade na odontologia. Importante, também, é o profissional reconhecer as limitações deste método radiográfico, sabendo assim, definir os limites de suas expectativas em relação aos sistemas digitais.

A tendência de uma crescente adoção da imagem digital e a contínua inovação tecnológica fazem deste sistema um futuro certo em Odontologia.

## REFERÊNCIAS

ABREU JR., Murilo J. Nunes de; BIASI, Fernanda Basso. Diagnóstico radiográfico com imagens digitais invertidas: um estudo piloto. **Revista da ABRO**, v. 4, n. 1, p. 39-42, jan./jun., 2003.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS. The use of dental radiographs: update and recommendations. **Jada**, v. 137, p. 1304-1312, set., 2006.

APCD (Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas). Uso das tecnologias digitais aplicadas à Odontologia revolucionou o diagnóstico por imagens. **Revista APCD**, n. 43, p. 01-06, jun. 2008. Disponível em: <[http://www.apcd.org.br/print\\_file.asp?idnoticia=2448](http://www.apcd.org.br/print_file.asp?idnoticia=2448)>. Acesso em: 14 set. 2009.

ARIJI, Yoshiko *et al.* In Vitro Comparison of Subjective Image Quality of the Pana Digital Intraoral X-Ray Imaging System and Conventional Intraoral Radiography in Caries Detection. **Oral Radiol**, v. 14, n. 2, p. 19-27, 1998.

BISSOLI, Cleber Frigi *et al.* Digitalização de imagens em radiologia: uma nova visão de futuro. **Revista Odonto**, ano 15, n. 30, jul./dez. 2007.

CASTILHO, Julio Cezar de Melo *et al.* Radiografia Digital: histórico e evolução. **Revista Odonto Ciência**, v. 18, n. 41, p. 279-284, jul./set., 2003.

CAVALCANTI, Marcelo G. P.; SALES, Marcelo A. O. Tomografia Computadorizada. In: CAVALCANTI, Marcelo G. P. **Diagnóstico por imagem da face**. São Paulo: Santos, 2008. p. 3-42.

CHILARQUER, Israel *et al.* Radiografia Digital. In: PANELLA, Jurandir *et al.* **Radiologia Odontológica e Imaginologia**. Rio de Janeiro: Guanabara, 2006.

FARMAN, Allan G.; FARMAN, Taeko. A status report on digital imaging for dentistry. **Oral Radiol**, n. 20, p. 9-14, jan., 2004.

FERREIRA, Thásia Luiz Dias. **Ultra-sonografia recurso imaginológico aplicado à odontologia**. Dissertação de Mestrado – Curso de Odontologia. 2005.

HAITER NETO, Francisco *et al.* Estágio Atual da Radiografia Digital. **Revista ABRO**, v. 1, n. 3, p. 01-06, set./dez., 2000.

HUBÁLKOVÁ, H. et al. Dental alloys and magnetic resonance imaging. **Inter Dent J.**, n. 56, p. 135-141, 2006.

HUTCHINSON, Sunny Young. Cone beam computed tomography panoramic images vs. traditional panoramic radiographs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedies**, v. 128, p. 550, 2005.

KUNKEL, Martin et al. **Detection of recurrent oral squamous cell carcinoma by [<sup>18</sup>F] – 2 – fluorodeoxyglucose-positron emission tomography.** 2003.

LOUBELE, M. et al. **comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications.** 2008. p.1-8.

LUDLOW, John B.; MOL, André. Imagem Digital. In: WHITE, Stuart C.; PHAROAH, Michael J. **Radiologia oral: fundamentos e interpretação.** 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007. p. 225-245.

MANFREDINI, D. et al. The Role of Ultrasonography in the Diagnosis of Temporomandibular Joint Disc Displacement and Intra-Articular Effusion. **Minerva Stomatol**, v. 52, p. 93-104, 2003.

MARQUES, Alexandre Perez; COSTA, Daniela Otero Pereira da. Emprego do exame de ultra-sonografia na Odontologia / The employment of ultrasound in Dentistry. **Revista Brasileira de Odontologia**, v. 63, n. ½, p. 100-103, 2006.

MATHERNE, Ryan P. *et al.* Use of Cone-Beam Computed Tomography to Identify Root Canal Systems In Vitro. **Basic Research – Technology**, v. 34, n. 1, p. 87-89, jan. 2008.

METTLER, F. A.; GUIBERTEAU, M. J. **Essentials of nuclear medicine.** 5. ed. Philadelphia: WB Saunders Co., 2006.

MORAIS, Sylvania. **Digitalização de imagens radiográficas através de câmeras fotográficas.** 2009. Disponível em: <<http://www.cdt.com.br/index.php/artigos/odontologia/63-digitalizacao-de-imagens-radiograficas>>. Acesso em: 14 set. 2009.

MOZZO, P. *et al.* A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur. Radiol.**, v. 8, p. 1558-1564, 1998.

NAKAJIMA, Akira et al. **Two-and Three-dimensional Orthodontic Imaging Using Limited Cone Beam – Computed Tomography**. Angle appleaton, v. 75, n. 6, p. 895-903, nov., 2005.

OLIVEIRA, Simone H. G. de et al. Técnicas Radiográficas Digital e Convencional na Determinação da Odontometria. **Revista da APCD**, v. 57, n. 2, mar./abr., 2003.

PASLER, Friedrich A.; VISSER, Heiko. **Radiologia Odontológica: texto e atlas**. Tradução de Charles de Oliveira. Porto Alegre: Artmed, 2006.

REINER, Bruce I.; SIEGEL, Eliot L.; SIDDIQUI, Khan. Evolution of the Digital Revolution: a radiologist perspective. **Journal of Digital Imaging**, v. 16, n. 4, p. 324-330, dez., 2003.

SANTOS, Denise Takehana dos; CAVALCANTI, Marcelo G. P. Ressonância Magnética. In: CAVALCANTI, Marcelo G. P. **Diagnóstico por imagem da face**. São Paulo: Santos, 2008. p. 45-54.

SCARFE, William C.; FARMAN, Allan G. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? **The Dental Clinics of North America**, n. 52, p. 707-730, 2008.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. **JCDA**, v. 72, n. 1. feb. 2006. Disponível em: [www.cda-adc.ca/jcda](http://www.cda-adc.ca/jcda). Acesso em: 18 set. 2009.

WHITE, Stuart; PHAROAH, Michael. The Evolution and Application of Dental Maxillofacial Imaging Modalities. **The Dental Clinics of North America**, n. 52, p. 689-705, 2008.

YANG, J. et al. 2-D and 3-D reconstructions of spiral computed tomography in localization of the inferior alveolar canal for dental implants. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 87, n. 3, p. 369-374, mar., 1999.

ZHANG, Shan Yong et al. Magnetic resonance imaging in the diagnosis of intra-articular adhesions of the temporomandibular joint. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, n. 47, p. 389-392, 2009.