

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

RECEPTORES DE IMAGEM DIGITAL INDIRETOS PARA A ODONTOLOGIA

KAROLINE ROSSI

PORTO ALEGRE

2018

KAROLINE ROSSI

RECEPTORES DE IMAGEM DIGITAL INDIRETOS PARA A ODONTOLOGIA

Monografia apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para a conclusão do Curso de Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Heraldo Luis Dias da Silveira

PORTO ALEGRE

2018

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me concebido o dom da vida e a certeza de sempre estar comigo.

Aos meus pais que revestiram minha existência de amor e dedicação e me transformaram numa pessoa responsável e comprometida com minha vocação profissional.

A minha irmã, cunhado e sobrinhas pela convivência harmoniosa e gratificante em família.

Ao Samuel meu namorado, que completou minha vida e, com amor e ternura acompanhou minha jornada.

Aos meus amigos queridos Patricia e Gladson que são pessoas especiais e inesquecíveis para mim, pois me transmitem conhecimento, paz e respeito todos os dias. Por me ajudarem a realizar o meu sonho, e porque me incentivam a ter mais coragem para superar as dificuldades. Essa é mais uma oportunidade para lhes dizer: MUITO OBRIGADA!

Aos professores, especialmente ao professor Heraldo Luís Dias da Silveira, pela sábia orientação, e aos demais professores pelo aprendizado, estímulo e amizade

Aos colegas e amigos do programa de Pós-Graduação da UFRGS, pela troca de experiência e amizade.

E assim do sonho-aprendizado à realidade-trabalho uma conquista em busca da realização.

*Dedico esse trabalho à minha família e ao meu namorado
Que não mediram esforços para me ajudar nessa
etapa tão importante da minha vida.*

CIP - Catalogação na Publicação

Rossi, Karoline
RECEPTORES DE IMAGEM DIGITAL INDIRETOS PARA A
ODONTOLOGIA / Karoline Rossi. -- 2018.
27 f.
Orientador: Heraldo Luis Dias da Silveira.

Trabalho de conclusão de curso (Especialização) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade
de Odontologia, Especialização em radiologia
odontológica e imaginologia, Porto Alegre, BR-RS,
2018.

1. Radiografia Digital. 2. Imagem Diagnóstica. 3.
Radiografia Dental. I. Luis Dias da Silveira, Heraldo,
orient. II. Título.

RESUMO

O diagnóstico por imagem em odontologia têm passado por uma série de evoluções, uma delas é o advento da radiografia digital. Essa oferece ao cirurgião dentista grandes vantagens em relação ao sistema analógico. No entanto, cabe salientar que o profissional deve ter conhecimento para obter o melhor aproveitamento que o sistema oferece. O propósito deste trabalho foi realizar uma revisão de literatura, apresentando as informações mais relevantes e atualizadas sobre sistemas digitais indiretos utilizados na odontologia. Foram encontrados diferentes estudos que avaliaram questões como qualidade, manipulação, conforto ao paciente, dose de radiação, entre outros. Os sensores sólidos possuem tecnologia mais favorável em relação a dose de radiação ao paciente, entretanto, as placas de fósforo possuem flexibilidade, área ativa maior e proporcionam maior conforto ao paciente. Algumas desvantagens podem ser atribuídas as PSPs como, necessidade da fase de escaneamento e a presença de artefatos que podem ocorrer durante o processo ou previamente a ele. Assim, a escolha do sistema mais adequado deve ser baseada no conhecimento dos sistemas disponíveis no mercado e nas necessidades de cada clínica odontológica.

Palavras- chave: Radiografia digital; Imagem diagnóstica; Radiografia dental.

ABSTRACT

Diagnostic imaging in dentistry has undergone a series of evolutions, one of them is the advent of digital radiography which offers the dentist surgeon great advantages over the analog system. However, it must be emphasized that the professional must have the necessary knowledge to obtain the best use that the system offers. The aim of this work was to perform a literature review, presenting the most relevant and updated information on indirect digital systems used in dentistry. We found different studies that evaluated issues such as quality, manipulation, patient comfort, radiation dose, among others. The solid sensors have technology that is more favorable related to the dose of radiation to the patient, however, the phosphor plates have flexibility, greater active area and provide greater patient comfort. Some disadvantages can be attributed to PSPs such as the need for the scanning step and the presence of artifacts that may occur during or prior to the process. Thus, the choice of the more adequate system should be based on the knowledge of the systems available in the market and the needs of each dental clinic.

Keywords: Digital Radiography; Diagnostic Image; Dental Radiography.

LISTA DE ABREVIATURAS

PSP – *Photostimulable Phosphor* ou Placas de Fósforo Fotoestimuladas

CCD – *Charge Coupled Device* ou Dispositivo de Carga Acoplada

CMOS - *Complementary metal oxide semiconductor* ou Semicondutores de Óxido de Metal Complementares

CR- *Computed Radiography* ou Radiografia computadorizada

PSL- *Photostimulated luminescence* ou Luminescência Fotoestimulada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	10
2.1	Contextualização histórica e princípios de formação de imagem digital.	10
2.2	Sensores sólidos.....	10
2.3	Características e propriedades de formação de imagem com PSPs	11
2.3.1	Resolução e Contraste	14
2.3.2	Resolução espacial	14
2.3.3	Latidade do detector	15
2.3.4	Sensibilidade do detector	15
2.4	Fatores que interferem na qualidade das imagens realizadas com PSP	16
2.4.1	Artefatos de imagem- Erros de manipulação e dose de radiação.....	16
2.4.2	Tempo de escaneamento e ambiente de armazenamento	18
2.5	Uso clínico das PSPs	19
3	DISCUSSÃO	21
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS DAS PSPs.....	23
	REFERÊNCIAS	

1 INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos Raios X por Wilhelm Conrad Röntgen em 1895 e a realização da primeira radiografia dentária por Otto Walkhoff, as imagens radiográficas têm desempenhado um papel extremamente relevante para o diagnóstico em odontologia. Essas têm passado por uma série de evoluções, e talvez a mais notável tenha sido o advento da radiografia digital.

O desenvolvimento da radiologia digital e o contínuo aprimoramento das tecnologias aplicadas nos receptores de imagem intraorais trouxeram inúmeras vantagens e benefícios. Hoje, existem disponíveis no mercado dois tipos de receptores intraorais diretos (CCD e CMOS), e um de conversão indireta (PSP). Assim, existem receptores que são capazes de transmitir a imagem diretamente para o computador e receptores que necessitam de um escaneamento prévio para transmissão da imagem para o computador.

Em geral os sistemas digitais intraorais oferecem ao cirurgião dentista grandes vantagens em relação ao sistema analógico. Entretanto, é importante conhecer cada sistema e trazer para sua realidade clínica o sistema que mais lhe oferece benefícios. Além disso, o profissional deve estar familiarizado com os princípios técnicos de aquisição, de qualidade de imagem e de exposição à radiação.

Os receptores de conversão indireta (PSP), conhecidos no Brasil como placas de fósforo, fazem parte do sistema digital intrabucal indireto. Esse sistema tem sido amplamente utilizado em universidades e clínicas odontológicas, principalmente no exterior. Apesar das grandes vantagens atribuídas ao sistema, é importante destacar que o mesmo requer uma obediência estrita ao protocolo de execução por parte do profissional. O propósito deste trabalho é realizar uma revisão de literatura, apresentando as informações mais relevantes e atualizadas sobre sistemas digitais indiretos utilizados na odontologia.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Contextualização histórica e princípios de formação de imagem digital

No início da década de 90, a radiologia odontológica passou por grandes transformações com a introdução de sistemas digitais, em que filmes convencionais foram substituídos por sensores digitais. Esses trouxeram uma nova perspectiva para a execução, processamento e avaliação das radiografias na odontologia.

O primeiro sistema digital na área da odontologia disponível no mercado foi o RadioVisioGraphy (RGV), criado pelo dentista Francis Moyen e fabricado pelo RVGTrophy Radiologie. O objetivo foi substituir o filme convencional por um sistema capaz de produzir imagens imediatamente após a exposição e com similaridade aos padrões de resolução existentes, e ainda, com doses de radiação mais baixas. O sistema RGV é dividido em três componentes: o componente ‘‘rádio’’ que se trata de um tubo de raios X convencional conectado a um microprocessador e um sensor adaptável a boca do paciente, a parte ‘‘Visio’’ responsável pelo armazenamento e conversão dos sinais obtidos em níveis de cinza (256) e por fim a parte ‘‘Graphy’’ que consiste no armazenamento das imagens digitais. (MOYEN et al.,1989).

A imagem formada através de sensores digitais possui características próprias que a distingue da imagem formada através do método convencional. Em geral a principal diferença entre a radiografia digital e a radiografia analógica está na captura dos raios X que atravessaram a matéria e a maneira com que eles serão processados a fim de formar a imagem. A radiografia digital não utiliza filme radiográfico, portanto não há sensibiliza o de cristais de prata. A imagem é formada a partir dos fótons de raios X que interagem com silício, Európio e Fluoreto de bário presentes nos receptores de imagens, resultando em valores numéricos convertidos em uma matriz de células formada por linhas e colunas (X e Y). Cada célula possui três números: 1 para a coordenada X, 2 para a coordenada Y e 3 corresponde ao nível ou valor de cinza naquela célula descrito como a intensidade de radia o absorvida naquele local do receptor de imagem durante a exposi o   radia o X. Essas células são chamadas de ‘‘Picture x element’’ Pixel (VAN DER SELT, 2008).

Para a representa o das informaçoes, o computador utiliza todos os sinais elétricos para a conversão em um sistema binário (bit), descrito ou representado por (0 ou 1). O zero representa ausência de sinal elétrico e o 1, a presença de sinal elétrico. Um conjunto de 8 bits forma uma unidade maior chamada Byte que apresenta 256 combina oes numéricas, ou seja,

256 tons de cinza, variando entre o branco e o preto. O tamanho do pixel e a profundidade do bit estão diretamente relacionados com resolução espacial e resolução de contraste (WHITE; PHAROAH, 2015).

Os sistemas radiográficos digitais disponíveis proporcionam uma resolução espacial e de contraste muito semelhantes ao filme convencional (FARMAN; FARMAN, 2005). Segundo Udupa et al. (2013), um sistema digital intraoral considerado ideal deve ter boa resolução espacial, boa detecção de detalhes de contraste e uma variação de tempos de exposições. Existem basicamente dois sistemas tecnológicos disponíveis no mercado: receptores de estado sólido, que podem ser subdivididos em dispositivos de carga acoplada (CCD, do inglês, *charge-coupled device*) e semi condutor de óxido de metal complementar (CMOS do inglês, *complementary metal oxide semiconductor*) e os receptores que usam o sistema de placas de fósforo fotoestimulável, em inglês, *Photostimulable Phosphor* (PSP). (WENZEL; MOYSTAD, 2010), (MOYEN et al.,1989).

2.2 Sensores Digitais Sólidos: CCD x CMOS

Os sensores digitais sólidos possuem como base de seu funcionamento um material semi-condutor que absorve a energia gerada pelos raios X. Os raios X são convertidos em luz visível por um material cintilador. Todos os componentes eletrônicos desse sistema estão dentro de um invólucro de plástico para a proteção da cavidade bucal o que muitas vezes podem causar desconforto ao paciente, e ainda, a área ativa desse sensor é menor em relação ao filme e à PSP. Após a interação dos fótons de raios X resultantes com o sensor, a imagem é mostrada direta e imediatamente no monitor do computador. Esses sensores podem ser classificados em dois tipos CCD e CMOS. (WHITE; PHAROAH,2015).

Os sensores do tipo CCD possuem um chip eletrônico composto por uma camada de silício que está distribuída em uma matriz de pixels. Após a conversão da radiação em luz visível, as ligações covalentes dos átomos de silício são quebradas, produzindo pares de elétrons ionizados que são convertidos em um sinal eletrônico. Cada carga elétrica corresponde a um pixel e essa carga, distribuída na matriz formada pelos pixels, representa uma imagem latente. Para que a imagem seja visualizada, a carga elétrica é transferida de pixel para pixel de forma sequencial, e transferida para um amplificador de leitura como uma voltagem que é associada a um valor numérico, correspondendo a um nível de cinza. Na frente da camada de silício existe uma superfície cintiladora responsável pelo aumento da conversão, ou seja, aumento da absorção dos fótons de raios X e pouca absorção pela luz. (WHITE; PHAROAH,2015).

Já os detectores CMOS se assemelham muito aos detectores do tipo CCD, ou seja, têm como base de seu funcionamento semicondutores de silício e a grande diferença está na leitura da carga acumulada. Nos detectores CMOS cada pixel está conectado a um transistor, para que a carga transferida com uma voltagem única, seja lida individualmente (VAN DER STELT, 2008).

Atualmente são comercializados modelos com cabos que são ligados diretamente a um computador e, assim, a imagem adquirida pode ser transferida imediatamente ao monitor. Versões sem cabos também estão disponíveis no mercado. Nessas a informação adquirida é transformada em ondas que são transmitidas para um receptor conectado ao computador, contudo, isso implica no aumento no tamanho do detector. A técnica direta possui algumas desvantagens como: área ativa do sensor menor que a de uma radiografia convencional e realizadas com PSPs, sensores mais espessos que os filmes e o cabo que pode tornar difícil a colocação do sensor na boca. (TSUCHIDA et al., 2005). Segundo Versteeg; Sanderink e Van Der Stelt (1997) a imagem digital direta é uma técnica eficiente, no entanto precisa, como qualquer outra técnica, ser aprimorada continuamente.

Wallace et al. (2001) compararam a eficácia de três receptores de imagem: filme Ektaspeed Plus (EPF), sensor (CCD) e placas de fósforo fotoestimável (PSP). Para isso foram avaliados o diagnóstico por imagem de lesões periapicais simuladas em 24 seções de quatro mandíbulas de cadáver, que foram envolvidas em resina acrílica, resultando em diferentes espessuras no tecido em cada seção. Os resultados mostraram que o EPF exibiu a maior sensibilidade e especificidade, seguido por imagens PSP e CCD.

Paurasas et al. (2000) compararam o filme E-plus, um dispositivo de carga acoplada (CCD) e um sensor de pixel ativo de semicondutor de óxido de metal complementar (CMOS-APS) na detecção de lesões periapicais. Concluíram não haver diferença estatisticamente significativa entre o filme E e os dois sensores digitais no diagnóstico das lesões, porém, entre o estudo sustenta a utilização de sensores CMOS-APS que requerem menos energia e, portanto, podem ter vida útil mais longa que os sensores CCD. Concluíram também, que a imagem digital reduziu em 50% a dose de radiação em comparação com o filme.

Da Silva et al. (2010) em seus estudos verificaram a eficácia do exame radiográfico digital direto, do radiográfico convencional e da inspeção clínica no diagnóstico de lesões de cárie oclusal em molares decíduos. Concluíram que a inspeção clínica para lesões limitadas ao esmalte mostrou maior precisão e sensibilidade que os métodos radiográficos. Quanto aos exames radiográficos, a radiografia digital direta é tão eficaz quanto a radiografia convencional para diagnóstico de lesões de cárie oclusal em molares decíduos.

Diwakar e Kamakshi (2015) relatam que, pela necessidade das PSPs exigirem processamento e cuidado durante toda a varredura, a exibição das imagens é adiada o que a torna semelhante ao filme convencional. Nesse aspecto faz com que os sensores CCD e CMOS, para usos mais longos, sejam mais eficientes.

2.3 Características das PSPs e propriedades de formação de imagem

As PSPs surgiram a partir de um sistema que iniciou em 1981 na área médica e que é conhecido como CR (Computed Radiography). A base de funcionamento se dá através de um efeito conhecido como PSL (*Photostimulated Luminescence*), isto é, um armazenamento de radiação, com liberação posterior de luminescência visível por fotoestimulação. Desde então, numerosos fabricantes pesquisaram e produziram sistemas comerciais que usam o efeito PSL, e não apenas para imagens médicas (SCHAETZING, 2003). Em 1994 surge o primeiro sistema por placa de fósforo (PSP) na Odontologia introduzido no mercado pela Soredex (Digora Systems) (GRONDAHL et al., 1996), (WENZEL, 2002).

As PSPs são compostas, basicamente, por uma base de poliéster que é revestida em uma de suas faces e por fluoreto de bário acrescido por európio. O bário combinado com iodo, cloro ou bromo forma uma gelatina e com a adição do európio (Eu^{+2}) faz com que haja imperfeições nesta gelatina. A mesma possui dimensões de espessura e largura semelhantes ao filme radiográfico intra-bucal, não necessitam de cabos, porém, é necessário um scanner para a leitura das imagens.

Durante o processo de exposição os elétrons do európio migram para o centro do fluoreto em seu estado de latência formando uma imagem latente. Para que a imagem seja visualizada, cada sistema possui um scanner para a leitura. Assim durante a leitura quando a placa for estimulada por luz vermelha faz com que os elétrons do fluoreto de bário sejam lançados para uma faixa de condução, voltando assim para o Európio (Eu^{+3}) e liberando uma energia em forma de luz. Essa luz é convertida em sinal elétrico e o sinal dessa voltagem é quantificado por um conversor analógico digital, armazenado e exibido como uma imagem digital. Posteriormente, uma luz branca se encarrega de apagar as informações para a reutilização das placas. (WHITE; PHAROAH, 2015)

2.3.1 Resolução de Contraste

Pode ser definida como as densidades existentes nas imagens radiográficas pode ser definida como resolução de contraste. Isso depende de alguns fatores como: densidade dos tecidos radiografados, capacidade do detector de tradução dos fótons de raios X em valores de cinza, capacidade do computador em distinguir os níveis de cinza e a capacidade do observador. (WHITE; PHAROAH, 2015).

Almeida et al. (2000) avaliaram a qualidade das imagens adquiridas com placas de fósforo, em três diferentes resoluções: 150, 300 e 600 dpi. A análise foi realizada sobre imagens de quinze dentes com lima 8 em seu interior. Os resultados mostraram diferença estatística entre as diferentes resoluções empregadas, sendo que as imagens com 150 dpi apresentaram a qualidade mais baixa.

Buchanan et al. (2017) avaliaram a qualidade da imagem de um sistema de placa de fósforo fotoestimável (PSP) da marca Digora Optime. Determinaram se houve degradação da imagem após vários usos clínicos. A qualidade da imagem foi avaliada por meio da resolução espacial e de contraste. Os resultados mostraram que a resolução espacial é afetada após 48 usos clínicos. Quanto a resolução de contraste não houve diferenças estatísticas que evidenciam alterações.

2.3.2 Resolução Espacial

Pode ser definida como a habilidade do observador de distinguir com precisão e detalhes uma imagem radiográfica, podendo ser mensurada através de pares de linha por milímetro (pl/mm), (WHITE; PHAROAH, 2015).

Nejaim et al. (2015) avaliaram a influência do número de pares de linhas na radiografia digital intra-oral para a detecção de fraturas radiculares horizontais. Foram criadas trinta e duas fraturas radiculares horizontais e montadas em mandíbulas humanas secas. Os dentes foram radiografados com dois receptores digitais: Digora Toto CMOS (26,3 lp mm⁻¹) e o o Digora Optime PSP (14,3 lp mm⁻¹). As imagens foram visualizadas por três examinadores, usando o software Scanora (Soredex) e o software dedicado do sistema (Digora Windows 2.6) e

O maior número de pares de linhas e a conseqüente maior resolução de imagem, fornecida pelo sistema Digora Toto permitiu maior acurácia no diagnóstico de fraturas radiculares horizontais. Quando essas mesmas imagens foram visualizadas com o software Scanora foi obtida ainda maior precisão.

2.3.3 Latitude do detector

Pode ser definida como a capacidade do receptor em capturar uma faixa de exposições a radiação e produzir uma imagem de qualidade (WHITE; PHAROAH, 2015). Cowen, Workman e Price, (1993), após analisarem os aspectos físicos das radiografias obtidas com o sistema CR verificaram que a qualidade da imagem permanece estável independentemente dos níveis de exposição. Isso significa que esse sistema possui uma escala dinâmica ampla, ou seja, independe do tempo de exposição (alto ou baixo) são obtidas radiografias de qualidade aceitável para o diagnóstico. Dessa forma indica-se tempos de exposição menores.

Nos estudos de Udupa et al. (2013) foram comparadas as propriedades de imagem de vinte sistemas digitais intraorais. Uma série de radiografias foram feitas a partir menor tempo de exposição até o sensor saturar. Foram avaliadas escala de cinza, resolução espacial e de contraste. Para definir a latitude de exposição foram usadas sete etapas abrangendo os níveis de cinza de 0 a 255. Foi considerada uma latitude de exposição “ótima” quando havia a menor exposição, máxima resolução espacial e detectabilidade de contraste / detalhes. Os resultados encontrados mostraram que os sistemas variam muito em latitude e que a avaliação objetiva das imagens é extremamente importante para a garantia de qualidade das imagens.

2.3.4 Sensibilidade do detector

É a capacidade que o detector possui em responder a poucas doses de radiação (WHITE; PHAROAH, 2015). Berkhout et al. (2004) avaliaram as consequências para prática clínica da aquisição de radiografias com diferentes receptores de imagem, e com diferentes tempos de exposição. Os autores concluíram que imagens com diagnósticos aceitáveis variam de acordo com o receptor e que os sistemas digitais, principalmente os diretos, exigiram menor dose de radiação em comparação com o filme radiográfico. Contudo, os receptores de estado sólido possuem uma faixa dinâmica pequena, e quando submetidos a tempos de exposição longos produzem imagens de baixa qualidade. Já as PSPs possuem uma escala dinâmica ampla e produzem boas imagens, quando submetidas a tempos de exposição mais altos.

2.4 Fatores que interferem na qualidade das imagens realizadas com PSP

A determinação e definição dos erros ou dos fatores que interferem na qualidade das imagens com a elucidação de suas causas e soluções são extremamente importantes para o aprimoramento e qualidade das imagens radiográficas e a consequente redução do índice de retomada (ÇALĐŞKAN; SUMER, 2017).

2.4.1 Artefatos de imagem – Erros de manipulação e dose de radiação

Chiu et al. (2008) Analisaram os tipos de artefatos de imagem e a frequência da ocorrência, usando o sistema radiográfico digital de placa de fósforo (PSP). Os artefatos de imagem foram classificados em: erros do operador, erros de varredura, defeitos na placa PSP. Os resultados mostraram que foram identificados 643 artefatos de imagem. A causa principal foi o erro do operador, seguido por defeitos da placa e erros da varredura. Concluíram que é necessária a criação de métodos para a redução de erros e artefatos para a qualidade das imagens.

Com o objetivo de detectar e determinar erros de imagem e tipos de artefatos em radiografias intraorais obtidos com placas de fósforo fotoestimulável (PSP) Mah et al. (2011) observaram 34 erros de imagem e tipos de artefatos, classificados em quatro grupos de acordo com os fatores causais. Os artefatos de imagem específicos da PSP mais comuns encontrados foram: desbotamento com uma taxa de 44,1% para o grupo relacionado à luz ambiente, descascamento da placa com 53,4% para o grupo relacionado com a chapa da PSP e linha reta com 42,2% para o grupo relacionado ao scanner. Concluíram que a determinação e definição dos erros e artefatos de imagem, com o esclarecimento de suas causas e soluções, é importante para o aprimoramento e qualidade.

Gulsahi e Secgin (2016) avaliaram a presença, a frequência e as causas dos artefatos nas radiografias intraorais obtidas com placas de fósforo fotoestimulável (PSP). Foram estudadas 11.443 imagens intraorais, sendo 4291 periapicais e 7152 interproximais, adquiridas entre 6 meses e 1 ano. As imagens iniciais foram avaliadas por um único observador e os artefatos de imagem do sistema PSP foram então identificados. Os resultados mostraram que o número total de imagens com um ou mais artefatos foi de 2344 (20,4%). O movimento da placa de fósforo foi a causa mais comum dos artefatos encontrados em radiografias infantis, enquanto o brilho não uniforme foi o artefato mais frequentemente observado nas imagens dos adultos. O

percentual de artefatos no 6º mês foi menor do que durante o 1º mês. Após um ano, a redução foi significativamente maior.

Çalışkan e Sumer (2017) determinaram os tipos de artefatos e erros de imagem radiográficas intraorais obtidas com placas de fósforo fotoestimulável (PSP), colocaram em uma classificação e analisaram retrospectivamente os erros de imagem e artefatos específicos da PSP. Diferentes tipos de erros de imagem e artefatos observados em radiografias intraorais durante o período de 2014–15 foram coletados no banco de dados radiográfico da Universidade Ondokuz Mayi . Um total de 2100 radiografias intraorais foram avaliadas individualmente para verificar os artefatos de imagem específicos das PSPs. Foram detectados 34 erros de imagem e tipos de artefatos, classificados em 4 grupos. O primeiro grupo incluía erros induzidos pelo operador e pelo paciente, o segundo, erros induzidos por luz ambiente, terceiro, erros e artefatos induzidos pela PSP e, finalmente, o quarto grupo erros na varredura do scanner. Os artefatos de imagem específicos da PSP mais comuns foram encontrados com uma proporção de 44,1% para o grupo relacionado à luz ambiente, descascamento da placa com uma proporção de 53,4% para o grupo relacionado com a chapa PSP, e um artefato de linha reta com uma taxa de 42,2% para o grupo relacionado ao scanner. Em conclusão os erros de imagem e artefatos mais comuns foram o descascamento das bordas das placas, desbotamento, linhas retas, arranhões e partículas de poeira.

Senior et al. (2018) verificaram a prevalência e as razões para a retomada de radiografias digitais intraorais realizadas por estudantes de odontologia do terceiro e quarto ano em uma faculdade do Canadá. O número de tomadas radiográficas e descrições dos erros foram obtidas dos registros clínicos dos prontuários dos pacientes por um período de oito meses (setembro de 2015 a abril de 2016). Os dados obtidos a partir das aquisições com sensores de estado sólido foram comparados com os das placas de fósforo fotoestimuláveis (PSP). Os resultados mostraram que 9.397 imagens intraorais foram feitas, e 1.064 exigiram retomadas, indicando uma taxa de repetição de 11%. O erro mais comum que exigiu repetição das radiografias interproximais foi o erro na colocação do receptor muito longe mesialmente ou distalmente (29% para sensores e 18% para PSP), já para as imagens periapicais foi a captura inadequada da área periapical (37% para sensores e 6% para PSP).

2.4.2 Tempo de escaneamento e ambiente de armazenamento

No estudo de Martins, Haiter Neto e Whaites (2003) foram avaliados, objetiva e subjetivamente, os efeitos de diferentes combinações de condições de armazenamento e atrasos variados na leitura de imagens digitais capturadas com placas de fósforo. Foram realizadas doze imagens em doze placas em uma mandíbula seca, como padrão ouro, usando uma escala de alumínio. As placas foram expostas novamente e armazenadas utilizando três diferentes combinações de armazenamento (temperatura, refrigeração e baixa umidade) e escaneadas depois de 6, 12, 18, 24, 48 e 72 h. A análise objetiva foi feita através da medida de densidade do pixel e a subjetiva, realizada por três radiologistas. Os resultados mostraram que para o sistema DenOptix não houve diferenças objetiva ou subjetiva nas imagens obtidas de todas as placas, utilizando diferentes condições de armazenamento e após diferentes intervalos de tempo. Para o sistema Digora, a análise objetiva mostrou perda de densidade de pixels após seis horas, com todas as condições de armazenamento. Esta perda de densidade também foi evidente subjetivamente. Em conclusão, o armazenamento das placas DenOptix por até 72 h em condições diferentes não afeta a qualidade das imagens digitais. No entanto, há uma perda de densidade de imagem dentro de seis horas ao usar o sistema Digora, o que pode afetar a interpretação das imagens.

Ramamurthy et al. (2004) avaliaram o impacto sobre a relação sinal-ruído (SNR) nas PSPs em ambiente de iluminação pré-varrimento. As PSP foram expostas a radiação com tempos: 0,1s, 0,2s e 0,32s. As imagens latentes foram colocadas em diferentes intensidades luminosas: 300 lux, 150 lux e 20 lux, e em diferentes tempos: 10s a 120s. Foi realizada uma análise através de um histograma, onde o valor médio do pixel e seu desvio padrão foram usados para verificar o SNR. Os resultados mostraram que a menor exposição aos raios-X resultou em diminuição do SNR, e também aumentou a necessidade de reduzir a iluminação ambiente. Os autores concluíram que a iluminação ambiente reduzida é preferida para manusear placas antes do processamento no scanner a laser.

Akdeniz et al. (2005) testaram a longevidade da qualidade de imagem em placas de fósforo (PSPs) em várias configurações de exposição, condições de armazenamento e atrasos na digitalização. Placas Digora foram expostas de 0,08 a 0,20 segundos e escaneadas imediatamente, 10, 30 e 60 minutos e 24 horas após a exposição. As placas foram armazenadas tanto à luz do dia quanto em uma caixa à prova de luz e os valores médios de cinza foram comparados. Os valores médios de cinza diminuiriam com o aumento da exposição, mas aumentaram com o atraso na varredura. Os valores médios de cinza de placas digitalizadas

dentro de 10 minutos após a exposição não foram significativamente diferentes dos digitalizados imediatamente. Em conclusão, para que as placas de fósforo Digora não percam todas as suas informações, recomendaram que sejam escaneadas no máximo em 10 minutos após a exposição para obter imagens de melhor qualidade. Se as placas não puderem ser digitalizadas no prazo de 10 minutos, devem ser mantidas em ambiente à prova de luz até serem digitalizadas.

Bramante et al. (2008) avaliaram a qualidade das imagens radiográficas de PSP da marca Digora de acordo com o atraso no escaneamento e manutenção das placas de fósforo em embalagens protetoras fornecidas pelo próprio sistema e em embalagens transparentes. Os atrasos no processamento foram de 5min, 60min e 120min. Os resultados mostraram uma redução na qualidade das imagens quando do atraso de 120 min e a embalagem protetora oferecida pelo sistema (Opaca) mostrou-se mais efetiva do que as transparentes.

Eskandarloo et al. (2017) visaram avaliar os impactos de diferentes combinações de condições de armazenamento e de diferentes atrasos na leitura de imagens digitais usando PSPs. Placas do sistema Digora foram expostas e imediatamente digitalizados para produzir o padrão ouro de linha de base. As placas foram reexpostas e armazenadas em quatro diferentes condições: luz branca, luz amarela, luz natural e sala escura. Em seguida as placas foram digitalizadas após 10 e 30 minutos e 4 e 8 horas. A análise objetiva foi realizada por medidas de densidade e a análise subjetiva foi realizada por dois radiologistas. Os resultados da análise objetiva mostram que, no ambiente de luz natural, as densidades em 10 minutos não diferiram do padrão ouro. As densidades médias diminuíram significativamente durante o tempo, em todos os ambientes, porém, essa perda pode não ser detectada clinicamente. O ambiente de luz amarela teve um impacto diferente na qualidade das imagens PSP, reduziu também o contraste. Esse impacto não foi detectado em outros ambientes, o que sugere que as placas não podem ser digitalizadas e processadas em ambiente de luz amarela.

2.5 Uso Clínico das PSPs

Wenzel, Frandsen e Hintze (1998) avaliaram a relação desconforto do posicionamento de sensores na boca do paciente. A placa de fósforo foi considerada menos desagradável que o sensor CCD para a maioria dos pacientes.

Jorgensen e Wenzel (2012) estudaram a relação de conforto ao paciente de diferentes tipos de receptores de imagem. Foram avaliados: filme convencional, PSP, sensor com fio e dois cantos arredondados, sensor com fio e quatro cantos quadrados e um sensor com fio e

quatro cantos arredondados, durante um exame interproximal. Concluíram que as placas de fósforo foram menos desagradáveis que os sensores que possuíam dois cantos arredondados. Todavia, o filme convencional e o sensor com fio e com os quatro cantos arredondados foram mais agradáveis que os demais receptores do estudo sem diferença entre eles.

Abesi et al. (2012) determinaram a acurácia diagnóstica de sensores (CCD), placas de fósforo fotoestimulável (PSP) e filmes radiográficos convencionais na detecção de cáries não-cavitadas. Os resultados demonstram que a acurácia diagnóstica das imagens digitais é semelhante a imagens de filmes radiográficos convencionais na detecção de cárie proximal não-cavitada.

Sogur, Baksı e Mert (2012) verificaram o efeito da demora do escaneamento na intensidade dos pixels e na acurácia do diagnóstico de cáries oclusais em tempos de : 0,10 min, 30 min, 60 min e 120 min . Os resultados mostraram diferença estatística na diferença dos tons de cinza em tempo 0, 10min e 30 min. As imagens digitalizadas imediatamente apresentaram diferença estatisticamente significantes maiores em tempos de 60 e 120 minutos. Concluíram que para não afetar a qualidade das imagens e o diagnóstico, as PSPs da marca Digora não devem sofrer atraso na varredura maior que 30 min.

Ghoncheh et al. (2016) estudaram os efeitos do atraso na varredura de PSPs sobre a acurácia diagnóstica na detecção de cáries proximais. Foram utilizadas para o trabalho PSPs da marca Digora. As placas foram digitalizadas imediatamente (T0), em 10 min (T1), 30 min (T2), 60 min (T3) e 120 min (T4) após a exposição. Sessenta e cinco imagens foram obtidas e avaliadas quanto à presença ou ausência de cáries proximais por dois radiologistas orais e dois especialistas em dentística. A acurácia diagnóstica da detecção de cárie proximal foi medida por escala de avaliação de cinco pontos. A presença de cáries foi confirmada pelo uso de estereomicroscópio. Diferenças significativas foram encontradas no valor preditivo negativo completo, valor preditivo negativo absoluto e valor completo da sensibilidade entre diferentes tempos de varredura. Estes valores foram significativamente diferentes aos 10 min, 60 min e 120 min. No entanto, a varredura imediata e o atraso de 30 min não foram significativamente diferentes. A acurácia da detecção de cárie com atraso de varredura em 120 min foi inferior a de 60 min, e a de 60 min foi inferior a 30 min. Assim, concluíram que para detectar cáries proximais com mais precisão diagnóstica, as PSP Digora devem ser escaneadas dentro de 30 minutos após a exposição.

Winand et al. (2016) em uma meta-análise identificaram a capacidade de diagnóstico de placas de fósforo fotoestimuláveis (PSPs) e sensores se estado sólido na detecção de cárie interproximal. O estudo mostrou que as imagens digitais intraoral são de alta especificidade,

mas baixa sensibilidade na detecção de cárie interproximal, ou seja, os sistemas digitais foram excelentes na identificação de superfícies sem cárie (especificidade) mas não foram sensíveis o suficiente para identificar superfícies interproximais com cárie (sensibilidade) e não houve diferença estatística significativa entre os dois sistemas. Quanto à taxa de exposição à radiação a maior preocupação com os sensores sólidos está no desconforto do paciente o que pode levar a erros de posicionamento e, portanto, a necessidade de repetições. Os sensores sólidos são os que requerem a menor radiação porém, para exposições únicas.

Nascimento et al. (2015) no entanto avaliaram a influência da varredura retardada em imagens obtidas com dois sistemas digitais de PSP e a precisão diagnóstica de fratura vertical de raiz por meio de análises objetivas e subjetivas. Quarenta dentes humanos foram divididos em dois grupos, um sem FVR e outro com FVR. Dois sistemas digitais (VistaScan e Express) foram utilizados para radiografar todos os dentes e as placas resultantes foram digitalizadas em quatro grupos de tempo: T0 (imediatamente), T1 (30 min), T2 (2h) e T3 (4h após a exposição). Uma cunha de alumínio foi utilizada para avaliar a alteração nos valores de cinza médio, uma vez que cada varredura foi adiada. Um quarto da amostra foi reavaliado após trinta dias. Não houve diferença significativa entre os tempos T0, T1 e T2 em relação à sensibilidade, especificidade e precisão. Contudo apresentaram diferença com T3, o qual esteve associado a valores mais baixos. Quanto à análise objetiva, houve uma diferença significativa entre todos os diferentes tempos de varredura para os dois sistemas, exceto entre os exames atrasados após 30 minutos e 2 h no sistema VistaScan. Embora o atraso na varredura tenha causado mudanças na densidade das imagens adquiridas, esse não pareceu interferir no diagnóstico de FVR, exceto quando a varredura foi adiada por 4 h, o que deve ser evitado.

3 DISCUSSÃO

Diversos estudos tem analisado os receptores de imagem indiretos (PSPs) em relação a diversos aspectos e contribuído para o estabelecimento de parâmetros para sua utilização na Odontologia. Estudos comparativos entre receptores digitais e filmes convencionais como, Tsuchida et al. (2005) e Winand et al. (2016), constataam que os sensores sólidos possuem uma área ativa menor que o filme convencional e placas de fósforo. Além disso, são mais espessos e possuem cabos o que pode ser um incômodo na boca do paciente.

Quanto a taxa de exposição a radiação, os sensores sólidos possuem a tecnologia disponível no mercado que mais beneficia os pacientes, ou seja, requer menor dose de radiação.

Contudo a difícil inserção do sensor e os erros de posicionamento fazem com que a essa taxa de exposição se torne mais alta (WINAND et al.,2016).

Estudos de Wenzel Frandsen e Hintze (1999) e Jorgensen e Wenzel (2012) relatam que a PSP, em termos de conforto, tamanho e flexibilidade, é a que mais se assemelha ao filme radiográfico sendo bastante confortável para o paciente, ao contrário dos sensores diretos. Porém, quanto a praticidade e agilidade nos procedimentos para a realização de tomadas radiográficas, Diwakar e Kamakshi (2015) afirmam que os sensores sólidos são mais rápidos, pois não exigem a etapa de processamento, diferentemente das PSPs e filmes convencionais.

A capacidade no diagnóstico também é outro fator importante a ser analisado. Os trabalhos de Versteeg; Sanderink e Van Der Stelt (1997) mostram que a técnica que utiliza sensores sólidos é bastante eficiente no diagnóstico. Similarmente, Paurasas SB et al. (2000) e Silva et al. (2010) afirmam que os sensores sólidos como CCD e CMOS são, em termos de diagnóstico, semelhantes ao filme convencional. Já Abesi et al. (2012) e Winand et al. (2016) concluem que existe semelhança em termos de diagnóstico entre as PSPs, sensores CCD e o filme convencionais no diagnóstico de cáries não cavitadas.

As imagens radiográficas realizadas com PSPs podem sofrer interferência de alguns fatores como: artefatos de imagens produzidos por erros de manipulação, dose de radiação, tempo de escaneamento e ambiente de armazenamento. Chiu et al. (2008) mostram que é necessário o esclarecimento das causas desses artefatos para o aprimoramento das imagens. No estudo, os erros obtidos pelo operador durante a realização das tomadas radiográficas foram os mais comuns. A Gulsahi e Secgin (2016) relataram que os artefatos de imagem diminuíram com o passar do tempo e a redução foi significativamente maior com aumento da familiaridade com o sistema. Compreender os motivos dos artefatos da imagem e estudar maneiras de prevenir são de grande importância para evitar a exposição desnecessária dos pacientes à radiação X contribuindo com as normas de radioproteção.

Nos estudos de Çaliskan e Sumer (2017) foi possível observar que os artefatos mais comuns encontrados foram o descascamento das bordas das placas, desbotamento, linhas retas, arranhões e partículas de poeira. Resultados semelhantes forma encontrados por Mah et al. (2011) onde os artefatos mais comuns foram o desbotamento da placa para o grupo relacionado à luz ambiente, descascamento da placa para o grupo relacionado com as PSP e linha reta para o grupo relacionado ao scanner.

Bramante et al. (2008) e Akdeniz et al. 2005) mostram que placas da marca Digora quando submetidas a atrasos na varredura apresentam diminuição na qualidade da imagem

radiográfica, principalmente quando o atraso é maior que 10 minutos, devendo ser mantidas em ambiente escuro em sua embalagem protetora. Da mesma forma, os estudos de Eskandarloo et al. (2017) e Ramamurthy et al. (2004) relatam que em ambientes de: luz branca, luz amarela, luz natural e sala escura ao realizar uma análise objetiva é possível verificar diminuição na densidade quando a varredura é atrasada acima de 10 minutos. Se as placas não puderem ser digitalizadas no prazo de 10 minutos, devem ser mantidas em ambiente à prova de luz até serem digitalizadas. Em contrapartida os Martins, Haiter Neto e Whaites (2003) relatam que as PSPs da marca Digora tem a densidade de pixels afetada em até 6 horas de atraso na varredura.

Ghoncheh et al. (2016) afirmam que atrasos na varredura das PSPs em até 30 minutos não prejudicam o diagnóstico de cáries. Esses dados se assemelham aos estudos de Sogur, Baksı e Mert (2012) onde verificam que atrasos de até 30 minutos não afetam o diagnóstico de cáries oclusais em PSPs da marca Digora. Entretanto, os estudos de Nascimento et al. (2015) que avaliaram o atraso na varredura de PSPs da marca VistaScan e Express no diagnóstico de fraturas radiculares, verificaram que até 2h de atraso não afeta o diagnóstico de fraturas radiculares verticais.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS DAS PSP

Os sensores sólidos possuem tecnologia mais favorável em relação a dose de radiação ao paciente, entretanto, as placas de fósforo possuem flexibilidade, área ativa maior e proporcionam maior conforto ao paciente. Algumas desvantagens podem ser atribuídas as PSPs como, necessidade da fase de escaneamento e a presença de artefatos que podem ocorrer durante o processo ou previamente a ele. Assim, a escolha do sistema deve ser baseada no conhecimento dos sistemas disponíveis no mercado e nas necessidades dos profissionais envolvidos.

As PSPs tem sido cada vez mais estudadas buscando o entendimento minucioso do seu funcionamento e suas características. O aprimoramento tecnológico do sistema na Odontologia busca que seus componentes eletrônicos sejam capazes de gerar carga elétrica primária sem haver conversão de luz prévia à formação da imagem. Esse mecanismo proporcionaria melhor qualidade para as imagens radiográficas e otimização do processo.

REFERÊNCIAS

- ABESI, F. et al. Diagnostic Accuracy of Digital and Conventional Radiography in the Detection of Non-Cavitated Approximal Dental Caries. **Iranian Journal Of Radiology**, [s.l.], v. 9, n. 1, p.17-21, 25 mar. 2012. Kowsar Medical Institute.
- AKDENIZ, B. G. et al. Effect of delayed scanning of storage phosphor plates. **Oral And Maxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 99, n. 5, p.603-606, maio. 2005.
- ALMEIDA, S. M. et al. Avaliação da qualidade das imagens digitais adquiridas com diferentes resoluções em um sistema de armazenamento de fósforo. *Pesqui Odontol Bras*, v. 14, n. 3, p. 262-267, jul./set. 2000.
- BERKHOUT, W. et al. The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure?. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 33, n. 1, p.1-5, jan. 2004.
- BRAMANTE, C. M. et al. Evaluation Of The Effects Of Processing Delays And Protective Plastic Cases On Image Quality Of A Photostimulable Phosphor Plate System. **J Appl Oral Sci**, [s.l.] , v. 16, n. 5, p.350-354, maio 2008.
- BUCHANAN, A. et al. Perception versus reality—findings from a phosphor plate quality assurance study. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology And Oral Radiology**, [s.l.], v. 123, n. 4, p.496-501, abr. 2017.
- CHIU, Hui-lin et al. Analysis of photostimulable phosphor plate image artifacts in an oral and maxillofacial radiology department. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, And Endodontology**, [s.l.], v. 106, n. 5, p.749-756, nov. 2008.
- COWEN, A.R; WORKMAN, A. ; PRICE J.S. Physical aspects of photostimulable phosphor computed radiography. **The British Journal Of Radiology**, [s.l.], v. 66, n. 784, p.332-345, abr. 1993.
- ÇALĐŞKAN, A.; SUMER, A.P. Definition, classification and retrospective analysis of photostimulable phosphor image artefacts and errors in intraoral dental radiography. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 46, n. 3, p.2-8, mar. 2017.
- DA SILVA, P. R.D. et al. Accuracy of direct digital radiography for detecting occlusal caries in primary teeth compared with conventional radiography and visual inspection: an in vitro study. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 39, n. 6, p.362-367, set. 2010.
- DIWAKAR, N. R.; KAMAKSHI, S. Swetha. Recent advancements in dental digital radiography. **Journal Of Medicine, Radiology, Pathology And Surgery**, [s.l.], v. 1, p.11-16, 2015.
- ESKANDARLOO, A. et al. Evaluation of the Effect of Light and Scanning Time Delay on The Image Quality of Intra Oral Photostimulable Phosphor Plates. **The Open Dentistry Journal**, [s.l.], v. 11, n. 1, p.690-700, 29 dez. 2017.

FARMAN, A.G.; FARMAN, T.T. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, And Endodontology**, [s.l.], v. 99, n. 4, p.485-489, abr. 2005.

GHONCHEH, Z. et al. Diagnosis of Approximal Caries after Delayed Scanning of Photostimulable Phosphor Plates. **J Dent Shiraz Univ Med Sci**, [s.l.], v. 18, n. 03, p.201-206, set. 2016.

GRÖNDAHL, H.G. et al. An image plate system for digital intra-oral radiography. **Dent Update**, [s.l.], v.23, n.8, p.334-337, out 1996.

GULSAHI, A.; SECGIN, C.K. Assessment of intraoral image artifacts related to photostimulable phosphor plates in a dentomaxillofacial radiology department. **Nigerian Journal Of Clinical Practice**, [s.l.], v. 19, n. 2, p.248-253, mar. 2016.

JORGENSEN, P.M; A WENZEL. Patient discomfort in bitewing examination with film and four digital receptors. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 41, n. 4, p.323-327, maio 2012.

MAH, P. et al. Quality assurance phantom for digital dental imaging. **Oral And Maxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 112, n. 05, p.633-639, nov. 2011.

MARTINS, M.G.B.Q; HAITER NETO, F; WHAITES, E.J. Analysis of digital images acquired using different phosphor storage plates (PSPs) subjected to varying reading times and storage conditions. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 32, n. 3, p.186-190, mai.2003.

MOUYEN, F. et al. Presentation and physical evaluation of Radio VisioGraphy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Monique, v. 68, n. 2, p.238-242, ago. 1989.

NASCIMENTO, H. A. R. et al. Effect of delayed scanning on imaging and on the diagnostic accuracy of vertical root fractures in two photostimulable phosphor plates digital systems. **International Endodontic Journal**, [s.l.], v. 49, n. 10, p.973-979, 3 out. 2015.

NEJAIM, Y. et al. The influence of number of line pairs in digital intra-oral radiography on the detection accuracy of horizontal root fractures. **Dental Traumatology**, [s.l.], v. 32, n. 3, p.180-184, 5 nov. 2015.

PAURAZAS, S. B. et al. Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology**, Detroit, v. 89, n. 3, p.356-362, mar. 2000.

RAMAMURTHY, R. et al. Impact of ambient lighting intensity and duration on the signal-to-noise ratio of images from photostimulable phosphor plates processed using DenOptix®and ScanX®systems. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 33, n. 5, p.307-311, set. 2004.

SCHAETZING, R. Computed Radiography Technology. **Advances In Digital Radiography: RsnA Categorical Course In Diagnostic Radiology Physics**, Greenville, p.7-22. 2003.

SENIOR, A. et al. Digital Intraoral Imaging Re-Exposure Rates of Dental Students. **Journal Of Dental Education**, [s.l.], v. 82, n. 1, p.61-68, 1 jan. 2018.

SOGUR, E.; BAKSI, B.G.; MERT, A. The effect of delayed scanning of storage phosphor plates on occlusal caries detection. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s.l.], v. 41, n. 4, p.309-315, maio 2012.

TSUCHIDA, R. et al. Physical properties and ease of operation of a wireless intraoral x-ray sensor. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, And Endodontology**, [s.l.], v. 100, n. 5, p.603-608, nov. 2005.

VAN DER STELT, P.F. Better imaging The advantages of digital radiography. **Journal American Dental Association**, [s.l.] , v. 139, n. 8, p.7-13, jun. 2008.

VERSTEEG, C. H.; SANDERINK, G. C. H.; STELT, P. F.V. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. **Journal Of Dentistry**, Amsterdam, v. 25, n. 3-4, p.215-224, abr. 1997.

WALLACE, J. A. et al. A comparative evaluation of the diagnostic efficacy of film and digital sensors for detection of simulated periapical lesions. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, And Endodontology**, [s.l.], v. 92, n. 1, p.93-97, jul. 2001. Elsevier BV.

WENZEL, A. Two Decades of Computerized Information Technologies in Dental Radiography. **J Dent Res**, [s.l.], v. 81, n. 9, p.590-593, jun. 2002.

WENZEL, A.; FRANSEN, E.; HINTZE, H. Patient discomfort and cross-infection control in bitewing examination with a storage phosphor plate and a CCD-based sensor. **Journal Of Dentistry**, [s.l.], v. 27, p.243-246, set. 1998.

WENZEL, A.; MOYSTAD, A. Work flow with digital intraoral radiography: A systematic review. **Acta Odontologica Scandinavica**, [s.l.], v. 68, n. 2, p.106-114, mar. 2010.

WHITE, Stuart C.; PHAROAH, M. J. (Ed.). **Radiologia oral: Princípios e interpretação**. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015. xv, 679 p.

WINAND, C. et al. Digital Imaging Capability for Caries Detection. **Jdr Clinical & Translational Research**, [s.l.], v. 1, n. 2, p.112-121, 25 abr. 2016.

UDUPA, H. et al. Evaluation of image quality parameters of representative intraoral digital radiographic systems. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology And Oral Radiology**, [s.l.], v. 116, n. 6, p.774-783, dez. 2013.