

DANIELA PITA DE MELO

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES TEMPOS DE
EXPOSIÇÃO NA DETECÇÃO DE CÁRIE EM UM
SISTEMA DIGITAL WIRELESS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutora em Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

Piracicaba

2010

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8^a. / 8099

M491i Melo, Daniela Pita de.
 Influência de diferentes tempos de exposição na detecção de
 cárie em um sistema digital wireless / Daniela Pita de Melo. --
 Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.

Orientador: Paulo Sérgio Flores Campos.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Radiografia. 2. Tempo de exposição. 3. Cárie dentária. 4.
Curva ROC. I. Campos, Paulo Sérgio Flores. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
III. Título.

(eras/fop)

Título em Inglês: Effect of different exposure times on caries detection using a wireless digital system

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Radiography. 2. Exposure time. 3. Dental caries. 4. ROC curve

Área de Concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Doutor em Radiologia Odontológica

Banca Examinadora: Paulo Sérgio Flores Campos, Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes, Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello, Frab Norberto Bóscolo, Solange Maria de Almeida

Data da Defesa: 15-12-2010

Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 15 de Dezembro de 2010, considerou a candidata DANIELA PITA DE MELO aprovada.

Prof. Dr. PAULO SÉRGIO FLORES CAMPOS

Prof. Dr. SÉRGIO LÚCIO PEREIRA DE CASTRO LOPES

Profa. Dra. IÊDA MARGARIDA CRUSÓE ROCHA REBELLO.

Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO

Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

Dedicatória

À **Deus** que me presenteou com a vida;

Aos meus queridos pais, **Hermes e Ana Maria**, exemplos de formação e dedicação aos filhos, pelo amor, apoio e incentivo que me dedicaram durante toda esta jornada;

Aos meus irmãos **Marcelo e Maurício**, pela mais sincera das amizades;

Aos meus **amigos sinceros**, pela alegria constante.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos, pela amizade, atenção, consideração e dedicação, minha admiração e respeito pelo profissional que é, o qual servirá de referência por toda minha vida.

À Prof. Dra. Solange Maria de Almeida, pela sincera amizade, carinho, atenção, disponibilidade e amor aos seus alunos.

Ao Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo, pela presença sempre alegre, pelo carinho e preocupação com o bem estar de todos, o paizão da Radiologia.

Ao Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, pela colaboração, amizade, competência e admiração.

À Profa. Dra. Iêda Crusoé Rebello, pela colaboração, amizade, consideração e proteção durante momentos de incerteza e dificuldade.

À minha família, tios, tias, primos, primas e minha querida avó, pela alegria e amor.

À Andréa dos Anjos Pontual, pela colaboração, apoio, competência, amizade sincera, a minha eterna admiração.

À Janaína Araújo Dantas, minha grande amiga, que sempre me apoiou em todas as fases da minha formação com seu senso de humor e alegria de viver.

À Flávia Maria de Moraes Ramos Perez, amiga de coração tão grande que dá vontade de sacudir, que agüenta meus telefonemas semanais para contar as “news”.

À Ellen Gaby Neves, também conhecida como Left by Kraft, Lenin, Lenira, pela alegria alternada ao mau humor que me renderam muitas gargalhadas durante todo o curso de Radiologia.

À Alynne Vieira de Menezes, companheira de muitos carnavais e micaretas fora de época, pela amizade e cuidado, já dei muito trabalho, mas rendi muitas risadas, “eu agaratiu !”

À Sérgio pela disponibilidade, amizade e imensa ajuda durante todo o curso.

Aos amigos Anne e Saulo, pela hospedagem, sincera amizade, companhia, ajuda e imensa compreensão do meu jeito todo especial de ser.

Aos funcionários da disciplina de Radiologia da FOP: Roberta, Luciane, Waldeck, Fernando e Giselda, pela amizade construída durante nosso trabalho.

Aos professores da disciplina de Histologia, Prof. Pedro Duarte e Prof Sérgio Line, por estarem sempre dispostos a ajudar.

Aos funcionários da disciplina de Histologia, Cidinha e Li, por tornarem a rotina de trabalho mais alegre, com nossas conversas sobre “arte, filosofia e política” e troca de apetrechos “Chanel”.

Às amigas paulistanas, Mariella Augusta, Lina e Claudia, por tornar a minha estadia em Sampa muito mais divertida.

Aos amigos queridos Raphael Aragão e Pedro Villa, pela amizade, carinho, e por tornarem a minha vida mais alegre.

Aos amigos Mari Dória, Van, Maíra, Pitchê, Ban, Selle, Lú, Martinha, Lívia, Sayuri, Marcus Gouveia, Vita, Juba, Maria Luiza, Karina, Jorginho, Ronaldo, Fábio, Roberta, Frango, Marcus Vergne, André Rato, Aranha, Danile, Aline, Rodrigo, Lucci, Rafael, Rafael P., por fazerem parte da minha.

Aos meus colegas de curso Maria, Luís, Carol, Matheus, Luciana, Dani Brait, Carla, Debora, Fred, Luana, Amanda, Monikelly, Bia, Isabela, Laura, Manuella pela amizade e pela agradável companhia.

Aos examinadores, que realizaram a avaliação das radiografias desta pesquisa.

“Dream, Dream, even for a little while.
Dream, Dream, filling up an idle hour.
Fade away, radiate”

Dreaming - Blondie

RESUMO

O objetivo, neste trabalho, foi verificar se diferentes tempos de exposição interferem no diagnóstico de cáries proximais e no valor médio do pixel da imagem do sistema Schick CDR *Wireless*. Foram obtidas imagens de 10 *phantoms*, constituídos de dentes humanos, e de uma escala de alumínio utilizando-se diferentes tempos de exposição. Os oito tempos de exposição estudados foram em ordem crescente: 0,06s, 0,1s, 0,13s, 0,16s, 0,2s, 0,25s, 0,3s e 0,35s. As imagens dos *phantoms* obtidas com os tempos selecionados foram interpretadas por quatro avaliadores quanto à presença de cárie proximal. Cada avaliador atribuiu um escore para cada uma das faces dentárias interpretadas. Esses escores foram posteriormente comparados aos cortes histológicos. Os tempos de exposição foram avaliados, quanto à sua acurácia no diagnóstico de cárie, por meio da curva ROC. As imagens obtidas da escala de Al em diferentes tempos de exposição tiveram o valor médio do pixel mensurado utilizando-se a ferramenta apropriada do *software* EMAGO[®]/Advanced. As médias das curvas ROC correspondentes aos tempos de exposição avaliados variaram de 0,53 a 0,62, sendo que a faixa de tempos que apresentou melhor resultado variou de 0,06s a 0,25s; destes, o tempo 0,25s obteve o melhor resultado. Quanto ao valor médio do pixel, foram observados dois comportamentos distintos nos tempos estudados, entretanto, o tempo de 0,20s apresentou valor médio do pixel nas duas fases comportamentais. O desempenho dos tempos de exposição entre 0,06s e 0,25s foi satisfatório no diagnóstico de cáries proximais, sendo o tempo 0,25s o mais indicado para essa finalidade.

Palavras chave: Radiografia Digital; Cárie Dentária; Curva ROC

ABSTRACT

The aim on this study was to evaluate the influence of different exposure times on proximal caries detection and on mean pixel values of the Schick CDR *Wireless* digital image. Ten human teeth phantoms and an aluminum scale were radiographed using different exposure times. The eight studied exposure times were: 0.06s, 0.1s, 0.13s, 0.16s, 0.2s, 0.25s, 0.3s and 0.35s. The images of them phantoms in different exposure times were evaluated by four observers for the presence of caries lesions. Each observer scored the proximal surfaces of each tooth. The scores were compared to the golden standard. The exposure times were evaluated on their accuracy of predicting caries by means of the ROC curve analysis. The images of the aluminum scale using different exposure times had their mean pixel values measured using the appropriate tool of the EMAGO[®]/Advanced *software*. The means of the ROC curves of each exposure time evaluated varied from 0.53 to 0.62, and the exposure time range between 0.06s to 0.25s presented better results, and the exposure time of 0.25s presented the highest Az from them. In regard to mean pixel values, two different behaviors were observed, and the exposure time of 0,20s presented mean pixels values in the two behavior phases. The behavior of the exposure times from 0.06s to 0.25s was satisfactory for proximal caries detection, and 0.25s is better indicated for this finality.

Keywords: Digital Radiography, Dental Caries, ROC curve

LISTA DE ABREVEATURAS E SIGLAS

A_z – Área sob a curva ROC

CCD – Charged Coupled Device

CMOS – Complementary Metal Oxide Semiconductor

Kv – Quilovolt

mAs – Miliampere por segundo

ROC – Receiver Operating Characteristic

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	5
3 PROPOSIÇÃO	26
4 MATERIAL E MÉTODOS	27
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	37
6 CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52
ANEXO	59

1. INTRODUÇÃO

A substituição da radiografia convencional pela radiografia digital como método auxiliar de diagnóstico, no Brasil, a exemplo do que já ocorreu nos países da América do Norte e Europa, não é mais vista como uma realidade distante. A maioria das clínicas e ambientes escolares vem inovando seus equipamentos com uma velocidade maior do que o esperado. Quem não acompanha essa mudança no método de aquisição da imagem radiográfica decorrente da inovação tecnológica dos meios de obtenção de imagens e do desenvolvimento de programas que permitem a manipulação e transmissão destas imagens torna-se obsoleto e passa a não mais fazer parte de um mercado cada vez mais competitivo.

Os sistemas digitais possuem vantagens em relação às radiografias convencionais: (1) Diminuição do tempo de trabalho - imagem quase instantânea e eliminação do processamento químico (Kathingal et al., 2010, Kitagawa et al., 2003); (2) Manipulação de brilho e contraste; (3) Função zoom; (4) Possibilidade de se realizar mensurações lineares e angulares; (5) Redução da dose de radiação - tempo de exposição (Kathingal et al., 2010, Kitagawa et al., 2003); (6) Facilidade de armazenamento e envio da imagem (Molander et al., 2004, Kitagawa et al., 2003); (7) Possibilidade de duplicar a imagem com facilidade e manutenção qualidade da imagem original; (8) Facilitação da comunicação entre profissionais e entre o profissional e o paciente (Molander et al., 2004, Kitagawa et al., 2003); (9) Redução da contaminação do meio ambiente (Molander et al., 2004). Todas essas vantagens, agregadas à diminuição dos custos de reposição de filme e soluções de processamento, levam à crescente aceitação desses sistemas pelos cirurgiões-dentistas.

Os receptores de imagem de aquisição direta consistem de um sensor-sólido onde é disposto um chip CCD ou CMOS sensível a luz, e uma camada cintilante que converte a radiação X em luz (Haak et al., 2005 , Haiter-Neto &

Melo, 2010), o que os torna como um todo mais sensíveis a radiação X, quando comparados ao filme convencional intra-bucal, e permite que se utilizem tempos de exposição menores que os normalmente utilizados para filmes convencionais (Hintze et al., 2002, Abreu et al., 1999, Hintze et al., 2002). As imagens geradas por esses receptores de imagem vêm mostrando precisão diagnóstica comparável ao filme radiográfico convencional no diagnóstico de cárie interproximal (Haak et al., 2001, Haiter-Neto et al., 2007, Haiter-Neto et al., 2008).

Redes de comunicação *wireless* (sem cabo) vêm ganhando popularidade em todos os ambientes de trabalho e lazer, por permitir a comunicação com outros profissionais sem a restrição dos cabos e fios característicos das conexões fixas. Este fato é perceptível nos consultórios e clínicas odontológicas, devido ao uso cada vez maior da informática na rotina odontológica. Para o estabelecimento de conexões do tipo *wireless*, uma extensa gama de redes de radiofrequência é utilizada. A existência de um cabo conector nos sistemas do tipo sensor-sólido sempre foi apontada como a maior desvantagem desses sistemas. Este fato fez com que fabricantes de sistemas de radiografia digital iniciassem o processo de transformação da comunicação da informação radiográfica utilizando as ondas de radiofrequência disponíveis para transmissão de dados, como as ondas do tipo AM/FM, *WIFI* e *Bluetooth*.

A Schick Technologies Inc. (Long Island City, USA) utiliza tecnologia CCD e CMOS na fabricação de sensores digitais intrabucais diretos. O primeiro sistema digital disponibilizado por esse fabricante empregava tecnologia CCD - o sistema Schick Computed Dental Radiography (CDR). Posteriormente, uma versão nova deste sistema foi lançada no mercado utilizando a tecnologia CMOS-APS, o que resultou na redução tanto do custo de fabricação do sistema como do consumo de energia em relação à versão anterior, preservando a qualidade da imagem (Kitagawa et al. 2003). No ano de 2003, esse mesmo fabricante lançou o sistema digital Schick CDR *Wireless*[®], com tecnologia CMOS, apresentando um transmissor de ondas de radiofrequência no seu interior em substituição ao

tradicional cabo de fibra óptica. O sistema Schick CDR *Wireless*[®] inova na aquisição da imagem, pois seu sensor, quando exposto à radiação X, transmite as informações da imagem a ser obtida convertendo-as em ondas de radiofrequência que, são captadas em segundos por uma antena receptora. A antena receptora transforma os sinais recebidos em sinais elétricos, que são convertidos em dígitos binários e então os envia ao computador por meio de um cabo de fibra óptico conectado a saída USB do computador, onde a imagem pode ser visualizada através do *software* próprio do sistema.

Apesar de a radiografia digital ser considerada uma técnica moderna de diagnóstico, o princípio comum de segurança quanto à radiação X permanece inalterado: a quantidade desejada de informação deve ser obtida com a menor quantidade possível de radiação (Gelsky & Baker, 1984). A literatura mostra que a dose por exposição é geralmente menor em radiografia digital intrabucal do que na radiografia convencional, principalmente se tratando de sistemas do tipo CCD e CMOS. Este argumento é muito utilizado para maior comercialização do produto.

O exame radiográfico é um importante meio auxiliar na detecção de cárie nas faces proximais, onde há pontos de contato estabelecidos, o que dificulta a inspeção clínica. Atualmente, para a avaliação dos sistemas digitais quanto à sua eficácia na rotina diária do profissional, é comum que os sistemas digitais sejam testados quanto à qualidade que apresentam para o diagnóstico das lesões de cárie (Wenzel et al, 1995; Møstad et al, 1996; Nielsen et al., 1996; Svanaes et al., 1996; Versteeg et al., 1997; Schamag et al., 1997; Syriopoulos et al., 2000; Kitagawa et al., 2000; Haak et al., 2001; Tosoni et al., 2001; Hintze et al., 2002; Wenzel et al., 2002; Møystad et al., 2003; Hintze & Wenzel, 2002; Jacobsen et al., 2004; Wenzel et al., 2006).

Considerando que a redução do tempo de exposição representa - redução na dose de exposição à qual o paciente é submetido, mas que esta redução pode comprometer a qualidade da imagem radiográfica para diagnóstico, e considerando também que, variando tempos de exposição, não há nenhum

trabalho na literatura pesquisada avaliando o sistema Schick CDR *Wireless*[®], uma pesquisa com o propósito de avaliar o referido sistema, com relação a aspectos relevantes dos sistemas digitais intrabucais, a figura-se pertinente e oportuna.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Wenzel *et al.* (1995) compararam o desempenho de sistemas radiográficos digitais no diagnóstico de lesões oclusais e proximais e avaliaram o efeito da compressão das imagens quanto à sua precisão no diagnóstico de cárie. A amostra constava de radiografias adquiridas através dos sistemas do tipo CCD, RadioVisioGraphy[®], Sens-A-Ray[®] e Visualix[®] e um sistema de placas de fósforo - Digora[®]. Foram radiografados 116 dentes posteriores humanos portadores de cárie, montados em blocos de três unidades-teste. Dezesesseis imagens da amostra foram selecionadas aleatoriamente, compactadas em JPEG (*Joint Photographic Experts Group*), e misturadas às demais para serem interpretadas. As 528 imagens de todos os sistemas avaliados foram interpretadas por seis examinadores utilizando uma escala de cinco escores. A validação dos resultados foi obtida por meio do padrão histológico. As áreas sob a curva ROC encontradas para as faces proximais foram de 0,611 para o Digora[®], 0,572 para o Radiovisiography[®], 0,594 para o Sens-A-Ray[®] e 0,596 para o Visualix[®]. Não houve diferença significativa entre os quatro sistemas. As imagens submetidas a compressão de 8% não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação as radiografias originais no diagnóstico de cárie.

Møystad *et al.*, em 1996, compararam a precisão das imagens das radiografias convencionais e das digitais com placas de fósforo do sistema Digora[®], manipuladas ou não, na detecção de cáries proximais. Esta manipulação se deu através da filtração para a melhoria da nitidez, da ampliação da escala de contraste, da correção gama e do ajuste de distorção. Tais manipulações foram realizadas utilizando-se um processamento especial, realizado pelo *software* Image Pro Plus[®] 1.2. Foram utilizados 50 dentes posteriores: 25 pré-molares e 25 molares. A exposição do filme e da placa foi realizada simultaneamente, de modo que o filme foi posicionado à frente da placa, após ser removida a sua lâmina de chumbo. Desta forma, obteve-se uma padronização das imagens radiográficas.

Dez cirurgiões-dentistas interpretaram as imagens finais, que incluíram radiografias digitais originais, radiografias digitais manipuladas e radiografias convencionais. Os avaliadores utilizaram cinco escores para avaliar 95 faces proximais quanto à presença de cáries de esmalte e dentina, em todas as imagens avaliadas. Os resultados destas avaliações foram comparados com os resultados obtidos na avaliação histológica. Não houve diferenças significativas entre as imagens digitais originais e as convencionais. As imagens manipuladas demonstraram precisão para o diagnóstico de lesões proximais, tanto em esmalte como em dentina, significativamente maior que os demais tipos de imagens avaliadas. Os autores sugeriram que as placas de fósforo do sistema Digora[®] têm um potencial para se tornar uma alternativa ao filme convencional no diagnóstico de cáries proximais.

Nielsen *et al.* (1996) compararam a acurácia de radiografias convencionais e de imagens digitais do sistema Digora[®] na detecção de cáries proximais em molares decíduos, relacionando a extensão das lesões à presença ou ausência de cavitação nas faces dos dentes analisadas. Foram selecionados 46 dentes apresentando faces hígdas e cariadas. Os dentes foram montados em blocos de gesso, em cinco grupos de seis elementos. As unidades dentárias foram radiografadas com filmes Ektaspeed Plus[®] e com as placas de fósforo do sistema Digora[®]. As radiografias obtidas foram avaliadas por três examinadores, sendo que estes atribuíram escores de acordo com a presença ou ausência de cavidade e profundidade radiográfica das lesões. Para se avaliar a real presença ou ausência de cavidade, depois de atribuídos os escores radiográficos, os examinadores inspecionaram as faces dos dentes polidos sob luz direta e com o auxílio de uma sonda exploratória. Não foram constatadas diferenças estatisticamente significativas, quanto ao desempenho no diagnóstico de cárie, entre as radiografias convencionais e as imagens digitais. A maioria das lesões classificadas através da análise radiográfica como sendo de dentina, apresentava-se cavitada.

Em 1996, Svanaes *et al.* compararam o sistema digital de armazenamento de placa de fósforo Digora[®] com o filme radiográfico quanto à precisão na detecção de cáries proximais, levando em conta o fator magnificação da imagem e a influência de elementos de fundo na tela do monitor do computador na performance do avaliador. As placas de fósforo e os filmes radiográficos foram expostos simultaneamente, para a obtenção das imagens digitais e convencionais de 50 dentes posteriores extraídos de humanos. Dez avaliadores atribuíram escores às 95 faces proximais, em cada uma das quatro modalidades de imagem avaliadas: radiografias convencionais, utilizando-se negatoscópio com máscara, porém sem lupa; imagem digital ao monitor, do mesmo tamanho do filme; imagem digital com aumento de 4X, podendo apresentar fundo preto ou apresentando textos e/ou gráficos ao redor. Os resultados foram validados pelo exame histológico das faces dos dentes. Foi utilizada a curva ROC para a avaliação dos resultados. Nas lesões de esmalte, a variação inter-examinador das áreas sob as curvas ROC de cada um dos avaliadores foi mais baixa para as radiografias convencionais, e mais alta para as imagens digitais com textos e gráficos. Já a variação inter-examinador para as imagens digitais com fundo preto foi próxima à obtida pela radiografia convencional. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os filmes radiográficos convencionais e o sistema digital, no diagnóstico de cáries proximais. A magnificação das imagens aumentou a precisão do diagnóstico de cáries proximais.

Em 1997, Schamag *et al.* avaliaram o efeito de diferentes parâmetros de exposição na qualidade da imagem obtida por meio do sistema Digora[®], de dois sistemas CCD (Sidexis[®] e RadioVisioGraphy[®]), e do filme radiográfico Ektaspeed Plus[®]. Analisaram ainda a precisão destes sistemas no diagnóstico de lesões de cárie em dentes extraídos de humanos. Os autores observaram que, com sistemas digitais, a identificação das lesões menores era mais difícil. Com relação ao tempo de exposição, concluíram que o tempo ideal para a aquisição da imagem depende do objeto a ser radiografado e do sistema utilizado. Para os

sistemas digitais, o tempo de exposição foi de aproximadamente 50% do tempo necessário para a exposição do filme radiográfico. As lesões de cáries naturais eram de mais difícil diagnóstico do que as cavidades artificiais. A qualidade das imagens digitais das lesões era inferior, caso a dentina estivesse apenas desmineralizada e não cavitada. Os autores concluíram que a imagem digital não apresenta a mesma resolução de detalhes e nitidez, quando comparada à radiografia convencional, não sendo capaz de substituir o filme radiográfico convencional, principalmente no diagnóstico de cáries incipientes. Por outro lado, referiram que o sistema Digora[®], embora tivesse apresentado resolução mais baixa do que os sistemas CCD, mostrou resultados promissores.

Cederberg *et al.* (1999), num trabalho em que compararam o desempenho de quatro tipos de monitores na análise de lesões de esmalte, discorrem a respeito da qualidade das imagens obtidas através de sistemas digitais. Segundo os autores, a qualidade de uma imagem se dá em função de parâmetros físicos dos sistemas, tais como o sensor para aquisição de imagem, o programa de computador, a iluminação externa, a reflexão da tela do monitor e as limitações intrínsecas do olho humano. Analisando lesões com diferentes profundidades em esmalte, produzidas com brocas de dois calibres ($1/2$ e $1/4$), concluíram que o tipo de monitor não altera o desempenho dos observadores em detectar lesões proximais em esmalte.

Para avaliar a utilização de computadores na prática clínica, Ludlow & Abreu Jr. (1999) realizaram um estudo com o objetivo de comparar o desempenho de radiografias convencionais, interpretadas ao negatoscópio, e imagens digitalizadas, interpretadas na tela do monitor do *laptop*, no que diz respeito à detecção de cáries proximais. Foram selecionados 64 dentes humanos posteriores, com faces proximais híginas, apresentando pequenas descolorações ou pequenas cavidades. Simulando a obtenção de radiografias interproximais, os blocos, cada um com quatro dentes, eram mantidos em oclusão durante a realização da radiografia. Seis cirurgiões-dentistas interpretaram as imagens,

avaliando, separadamente, as descalcificações nas camadas de esmalte e dentina. Durante o estabelecimento do padrão-ouro (cortes histológicos dos dentes), foi determinada para cada face a maior extensão da lesão. Não houve diferença de diagnóstico de lesões em esmalte ou dentina. Os *laptops* exibiram qualidade similar à dos filmes radiográficos e à dos monitores dos computadores.

Syriopoulos *et al.* (2000) compararam dois filmes radiográficos (Ektaspeed Plus[®] e Dentus M2 comfort[®]), dois sistemas digitais do tipo CCD (Sidexis[®] e Visualix[®]) e dois sistemas digitais de placa de armazenamento de fósforo (Digora[®] e DenOptix[®]) na detecção de cáries proximais. Os dentes, 60 pré-molares, foram incluídos em blocos de gesso, com cinco unidades em contato proximal. Durante a obtenção das imagens radiográficas interproximais, dois blocos, superior e inferior, foram articulados, simulando uma radiografia interproximal. As leituras das placas do DenOptix[®] foram efetuadas com as resoluções de 300 e 600 dpi. As imagens foram avaliadas por quatro radiologistas e por quatro cirurgiões-dentistas. Os dados obtidos nas avaliações foram comparados com a verdadeira extensão das cáries, determinadas por meio de exame histológico. Os autores observaram que não houve diferença estatisticamente significativa na precisão do diagnóstico de cáries interproximais entre os filmes radiográficos Ektaspeed Plus[®] e Dentus M2 Comfort[®], e entre os sistemas digitais Sidexis[®] e Digora[®]. A acurácia diagnóstica destes sistemas digitais foi comparável à dos filmes radiográficos convencionais. O sistema DenOptix[®] com 300dpi foi significativamente inferior aos filmes, porém não diferiu de maneira estatisticamente significativa da leitura com 600 dpi. Os resultados mostraram que a extensão das lesões não afetou o desempenho dos examinadores, visto que nas sete modalidades de imagem os radiologistas estabeleceram diagnóstico radiográfico mais próximo da verdadeira extensão da lesão, quando comparado com a avaliação dos cirurgiões-dentistas. Os autores afirmaram, ainda, que a habilidade dos dentistas em diagnosticar corretamente as lesões é o principal fator no diagnóstico radiográfico de cáries.

Kitagawa *et al.*, em 2000, compararam o desempenho de três sistemas digitais de aquisição de imagens baseados em placas de armazenamento de fósforo, analisando subjetivamente a qualidade das imagens. O estudo comparou os sistemas DenOptix[®], Digora[®], e CD-Dent[®] (DigiDent Digital Imaging Technologies, Neshar, Israel). Para o sistema DenOptix[®] foram utilizados dois tipos diferentes de placa de imagem: BAS300 e HR300 (Fuji Photo Film Co., Tóquio, Japão). Foram radiografados os maxilares e tecidos moles adjacentes de um cadáver humano adulto. O grupo de examinadores, composto por cinco dentistas, foi orientado a observar sete parâmetros: cáries proximais, tecidos gengivais, osso cortical, espaço do canal radicular, ápice radicular, espaço do ligamento periodontal e definição do instrumento endodôntico. As imagens foram dispostas em pares, os quais eram examinados e comparados. Como resultado, os autores observaram que as imagens obtidas através da combinação de Sistema DenOptix[®] e placas BAS300 tiveram a melhor qualidade geral, enquanto as obtidas através do sistema Digora[®] foram as que demonstraram maior capacidade de mostrar os tecidos moles gengivais. Nesse estudo, os autores ainda afirmam que a habilidade de se visualizar o detalhe das estruturas em qualquer sistema depende amplamente da razão sinal/ruído, que, juntamente com o contraste e a resolução espacial, definem o limite da percepção das imagens e de seus detalhes. Haak *et al.* (2001) realizaram um estudo com o objetivo de determinar a pertinência da decisão do tratamento restaurador com base na interpretação radiográfica por meio de radiografias convencionais e imagens digitais. Os autores também testaram um novo procedimento para a melhoria do contraste das imagens. Nesta pesquisa foram utilizados 60 dentes humanos agrupados e articulados, simulando a região posterior das arcadas dentárias. Estes blocos foram radiografados, obtendo-se radiografias interproximais com o filme radiográfico Ultra-speed[®], o sistema CCD Dexis[®] e sistema de placa de armazenamento de fósforo da marca Digora[®]. Dez cirurgiões-dentistas interpretaram as imagens e relacionaram a aparência das faces proximais à necessidade ou não de um tratamento restaurador. As imagens adquiridas pelo

Dexis[®] foram avaliadas duas vezes, visto que uma ferramenta específica de manipulação e melhoria de contraste deste sistema também foi avaliada. O exame visual das faces dos dentes foi correlacionado às características radiográficas e foi determinado que o limite para tratamento restaurador seria a presença de cavitação. Não foi detectada diferença estatística entre as modalidades de imagem radiográfica estudadas. Foi sugerido que as vantagens dos sistemas digitais, que ofereceram a possibilidade de manipulação do contraste, proporcionam o aumento da precisão no diagnóstico.

Tosoni *et al.* (2001) avaliaram a concordância intra e inter-examinador e a validade do diagnóstico de cáries proximais e oclusais em esmalte e em dentina, utilizando radiografia convencional e digital. Dezesesseis dentes humanos posteriores foram distribuídos de forma a simular a região posterior do arco dentário, com as faces proximais em contato. O filme radiográfico Ektaspeed Plus[®] e a placa de fósforo branca do sistema Digora[®] foram utilizados na obtenção das imagens. As radiografias foram interpretadas duas vezes, com um intervalo de 15 dias, por dois radiologistas. Os examinadores avaliaram as imagens digitais exibidas no modo normal e também após a utilização das ferramentas para magnificação da imagem, três dimensões e inversão. Os dentes foram submetidos à análise microscópica para obtenção de padrão-ouro. Os examinadores apresentaram resultados equivalentes de concordância intra-examinador para o diagnóstico das faces proximais com as radiografias convencionais, concordância esta classificada como boa. Já a concordância inter-examinador, nesta modalidade de imagem, foi regular. Para a radiografia digital, os valores de concordância intra e inter-examinador variaram, respectivamente, de regular a ótimo e de regular a bom. No diagnóstico de cáries proximais, a sensibilidade variou de moderada a baixa. Tanto para a radiografia convencional como para as imagens digitais com aumento 2x e 3x, o valor de sensibilidade encontrado foi de 0,50. Para as outras modalidades de imagem digital, os valores variaram entre 35% e 58%. O valor de especificidade foi equivalente a 100%, para todas as

modalidades de imagem. Os autores concluíram que, considerando os diferentes níveis de reprodutibilidade encontrados nas modalidades de imagem digital, uma única modalidade não pode ser recomendada. Com relação à validade, não houve diferenças entre as imagens convencional e digital.

Hintze *et al.* (2002) compararam a acurácia do diagnóstico de cáries proximais e oclusais de quatro sistemas de armazenamento de fósforo: DenOptix[®], Cd-Dent[®] e o sistema Digora[®], com as placas branca e azul, e do filme radiográfico Ektaspeed Plus[®]. Foram obtidas radiografias sob condições padronizadas de 190 dentes extraídos. As placas de armazenamento de fósforo foram submetidas a dois tempos de exposição: 10% e 25 % do tempo de exposição necessário para a obtenção da radiografia com o filme convencional. Quatro observadores avaliaram as imagens, usando cinco escores. O exame histológico foi o método de validação empregado. Os resultados demonstraram que, para o tempo de exposição maior, não houve diferença significativa na precisão do diagnóstico de cáries proximais entre os sistemas digitais Digora[®], DenOptix[®] e o filme Ektaspeed Plus[®]. Estes, por sua vez, foram mais precisos que o sistema Cd-Dent[®]. Entretanto, no tempo de exposição menor, o sistema Digora[®], com placa branca, foi o mais preciso, quando comparado com os demais sistemas digitais, e não apresentou diferença em relação ao filme radiográfico. O tempo de exposição influenciou na precisão do diagnóstico de cáries nas imagens obtidas com os sistemas digitais DenOptix[®] e Digora[®] (placa azul), sendo que estes sistemas foram mais precisos com 25% do tempo de exposição necessário para o filme radiográfico.

Wenzel *et al.*, em 2002, compararam a acurácia diagnóstica entre um programa de detecção de cárie e observadores humanos. Um total de 190 dentes extraídos foram radiografados com o sistema de sensores digitais Trophy RVG[®] (RadioVisioGRaphy). Quatro observadores atribuíram escores às faces proximais em todas as imagens, numa escala de severidade da doença. Cada observador, depois da primeira avaliação, utilizou o programa Detector de Cáries Logicon[®]

(LCD) para analisar as superfícies nas imagens digitais e gravar seus resultados. Para determinar a verdadeira presença ou ausência de cárie, foi realizada uma validação histológica. Os valores de sensibilidade, especificidade e valores preditivos positivos e negativos foram calculados, e as diferenças entre os métodos de diagnóstico foram testadas. As especificidades para os resultados do LCD foram significativamente menores para três dos observadores quando eles mesmos avaliaram as cáries diretamente pelas imagens digitais do RVG e, correspondentemente, o valor preditivo positivo foi menor para os resultados do LCD para três dos observadores. A sensibilidade foi também menor para dois dos observadores, no que se refere à extensão da cárie em dentina. Concluiu-se que a detecção automática de cárie através deste programa é menos precisa que a detecção de lesões de cárie proximal procedida por observadores humanos.

Em 2003, Hintze & Wenzel avaliaram e compararam quatro métodos de validação utilizados no diagnóstico de lesões de cárie. Os resultados obtidos por meio do exame clínico, exame radiográfico convencional e avaliação histológica de cortes seriados de 373 faces proximais e 158 faces oclusais foram comparados. Na comparação e avaliação do exame histológico com cortes seriados e do exame após secção ao meio do dente, foram utilizados outros 60 dentes, resultando no final em 113 faces proximais e 53 faces oclusais. O processo de validação em todos os métodos foi realizado por apenas um examinador. Dois limiares foram utilizados no diagnóstico de cárie para cada um dos métodos, tanto no exame clínico (1. hígido *versus* escores de cárie e 2. sem cavitação *versus* com cavitação), como nos exames radiográfico e histológico (1. hígido *versus* escores de cárie, e 2. sem comprometimento de dentina *versus* com comprometimento). Observou-se, no geral, que existiu grande diferença nos resultados obtidos com os métodos estudados. De acordo com os autores, a avaliação histológica preenche, quase completamente, todos os critérios universais de um método de validação.

Kitagawa *et al.* (2003) compararam subjetivamente a qualidade da imagem da nova versão do sensor Schick CDR, que possui tecnologia CMOS, com as imagens da versão antiga do sistema, que utilizava tecnologia CCD. Um cadáver fixado em formaldeído foi radiografado utilizando-se as duas versões do sistema Schick CDR. - As imagens foram adquiridas utilizando-se os parâmetros de exposição de 70 kVp, 8 mA e distância foco-receptor de imagem de 38cm. Foram utilizados 12 diferentes tempos de exposição, variando de 0,05 a 0,4s para cada detector. Nove observadores avaliaram independentemente as imagens quanto à sua qualidade, para cada tempo de exposição. As imagens foram expostas aleatoriamente, e a mesma imagem foi avaliada 10 vezes. Os critérios escolhidos para avaliação subjetiva foram: cárie proximal, tecido periodontal, osso cortical, espaço do canal radicular, ápice radicular, espaço do ligamento periodontal e clareza da visualização da ponta dos instrumentos endodônticos. Os resultados foram comparados utilizando-se Odds Ratio com intervalo de confiança de 95%. Para aferir a consistência das avaliações dos observadores, foi avaliada a concordância inter e intra-observadoras. O sistema Schick CDR CMOS superou sua versão CCD nos quesitos osso cortical e ápice radicular. A versão CCD só obteve resultado superior no quesito espaço do canal radicular. Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os sistemas para os demais critérios avaliados. As duas versões do sistema apresentaram proporção similar de escores excelente, aceitável e fraco. Nos quesitos de avaliação subjetiva, os sensores das versões Schick CDR CMOS e CCD produziram imagens radiográficas de qualidade similar.

Jacobsen *et al.* (2004) compararam as medidas de profundidade das lesões de cárie proximal em imagens radiográficas de quatro sistemas digitais - dois do tipo CCD e dois do tipo PSP - com mensurações histológicas. Foram incluídos em blocos de silicone 177 dentes humanos posteriores, contendo três dentes-teste por bloco. As imagens radiográficas foram adquiridas pelos sistemas CCD da marca Dixi[®] e Sidexis[®], e pelos sistemas de armazenamento de fósforo

Digora[®], placas azuis, e DenOptix[®]. As mensurações de profundidade das lesões, nas radiografias e nas fotografias da secção que apresentava maior extensão da lesão dos dentes, foram feitas por quatro examinadores - dois estudantes de odontologia e dois radiologistas experientes - por meio do *software* Pordios[®], que efetuou os cálculos utilizando como base a espessura do esmalte na face proximal. O padrão-ouro foi definido como a média das medidas de profundidade das lesões, nas secções histológicas, determinadas pelos quatro examinadores. O sistema digital Digora[®] foi o que menos subestimou a profundidade das lesões de cárie, seguido pelo Dixi[®], DenOptix[®] e Sidexis[®]. As diferenças entre o Digora[®] e o Sidexis[®] e entre o Dixi[®] e o Sidexis[®] foram estatisticamente significativas. A análise de regressão linear indicou que os coeficientes foram fracos para todos os sistemas e observadores, evidenciando a inconsistência das mensurações radiográficas. As profundidades das lesões de cárie nas radiografias adquiridas com o sistema DenOptix[®] apresentaram menor correlação com as medidas histológicas. Os autores concluíram que as mensurações de lesões de cárie proximal nas radiografias, realizadas por observadores experientes, foram mais precisas quando obtidas com os sistemas digitais Dixi[®] e Digora[®].

Berkhout *et al.*, 2004, avaliaram o intervalo de tempos de exposição, de radiografias digitais e filmes, aceitáveis para diagnóstico, e a relação deste intervalo de tempos com a redução da dose nos sistemas de radiografia digital, além das consequências desta escolha no dia-a-dia do cirurgião dentista. Quatro sistemas digitais - Digora[®], DenOptix[®], MPDx, Sirona - e o filme Ektaspeed Plus foram avaliados. Cinco mandíbulas maceradas foram radiografadas utilizando-se tempos de exposição permitidos pelo Heliodent na faixa de tempos entre 0,01 a 3,20s. Sete observadores avaliaram 25 séries de radiografias – cinco tempos de exposição para cada um dos cinco sistemas avaliados -, a fim de determinar quais radiografias de cada série seriam aceitáveis para diagnóstico e qual radiografia de cada série possuía melhor qualidade para realização de diagnóstico. Para o filme radiográfico Ektaspeed Plus, o tempo de exposição considerado como mais

aceitável para diagnóstico foi 0,52s, com um intervalo de radiografias aceitáveis para diagnóstico de 0,23 a 1,02s. Os sistemas digitais do tipo sensor-sólido apresentaram tempos ideais menores que o filme convencional (Sirona, 0,13s; MODx, 0,35s). Os sistemas digitais do tipo PSP apresentaram tempos ideais altos (Digora[®], 1,21s, DenOptix[®], 1,16s). Concluiu-se que todos os sistemas digitais avaliados requerem menor tempo de exposição que o filme convencional para obtenção de imagens radiográficas aceitáveis. Deve-se ter atenção maior com os sistemas de PSP, por sua alta escala dinâmica permitir a obtenção de imagens aceitáveis para diagnóstico, mesmo com tempos de exposição elevados.

Bhaskaram *et al.*, em 2005, compararam três sistemas radiográficos intrabucais, avaliando a variação da exposição radiográfica e a qualidade da imagem. Os sistemas avaliados neste estudo foram o filme convencional do tipo F (Kodak Insight[®]), o sistema de placa de armazenamento de fósforo Digora[®] FMX e o sistema CCD Visualix[®] USB. Os três sistemas estudados foram utilizados em várias séries de imagens radiográficas dos dois maxilares (uma na região de molar superior e outra na região de molar inferior), variando-se o tempo de exposição de 10ms a 2.000ms, a 6 mA e 60 kVp. As imagens digitais foram avaliadas diretamente no monitor do computador e as imagens radiográficas convencionais foram avaliadas no negatoscópio. Cinco avaliadores utilizaram uma escala de cinco escores (1 - estruturas importantes não visualizadas; 2 - estruturas importantes pouco visualizadas; 3 - estruturas importantes visualizadas; 4 - estruturas importantes visualizadas adequadamente; 5 - estruturas importantes visualizadas na forma ideal), referentes à qualidade de imagem, numa avaliação subjetiva da imagem radiográfica. Foi observada uma excelente qualidade de imagem (4) no filme convencional. Nenhum dos sistemas digitais atingiu esse escore em nenhuma das exposições realizadas, sendo que o máximo atingido pelos sistemas digitais foi um escore equivalente à visualização adequada das estruturas importantes (3). Entretanto, os dois sistemas digitais apresentaram uma visualização adequada das estruturas sob doses de exposição muito baixas. A

redução da dose, em relação aos filmes convencionais, com manutenção da qualidade, para o sistema Visualix[®] USB foi de 20%, e de 70% para o sistema Digora[®]. Os autores concluíram que, em termos de qualidade subjetiva de imagem, o filme convencional F teve um melhor desempenho em relação aos dois sistemas digitais avaliados, mas estes sistemas apresentaram como vantagem, em relação ao filme convencional, a capacidade de proporcionar imagens radiográficas adequadas sob doses de radiação mais baixas que as aceitáveis para os filmes convencionais.

Pontual *et al.* (2005) avaliaram a eficácia dos sistemas digitais Digora[®], utilizando as placas de fósforo branca e azul, e DenOptix[®], assim como do filme radiográfico Insight[®], na detecção de cáries proximais incipientes em esmalte, comparando os resultados obtidos na avaliação radiográfica com a mensuração histológica da extensão destas lesões. Em seguida, foi verificado se o aumento da extensão da lesão de cárie acarretaria maior detecção radiográfica das mesmas. Foram obtidas imagens interproximais de 20 *phantoms*, constituídos de dentes humanos, que foram avaliadas por 17 cirurgiões-dentistas quanto à presença e extensão de lesões de cárie por meio de atribuição de escores. Posteriormente, os dentes foram seccionados e analisados microscopicamente para obtenção do padrão-ouro. As faces que apresentaram cárie em esmalte, 64 (42,1%), foram avaliadas quanto à sua extensão na camada de esmalte. Utilizou-se o teste de Friedman ($p < 0,05$) para verificar se existiu diferença estatisticamente significativa entre a moda das avaliações radiográficas das modalidades de imagem e entre estas e o padrão-ouro. Foi aplicado o teste não-paramétrico de comparações múltiplas ($p < 0,05$), para revelar quais dos métodos em questão apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas digitais e o filme radiográfico no diagnóstico de cáries proximais em esmalte, entretanto, todas as modalidades de imagem foram diferentes do padrão-ouro. Na comparação das avaliações radiográficas com a extensão da lesão de cárie em relação à camada

de esmalte, observou-se que o aumento da extensão da lesão de cárie não acarretou maior número de detecções radiográficas.

Tsuchida *et al.*(2005) avaliaram as propriedades físicas e operacionais do sistema digital CMOS-APS Schick CDR Wireless[®]. As propriedades físicas do sistema foram avaliadas utilizando-se os seguintes testes: curva dose-resposta, função de transferência modular e eficácia de detecção quântica - comparando o sistema Schick CDR Wireless[®] a sua versão mais antiga, o Schick CDR 2000. A curva dose-resposta foi obtida pela exposição uniforme do sensor a tempos de exposição entre 0,01 e 0,25, e cálculo do valor médio do pixel do centro da imagem – região de interesse (ROI) -, sendo que todas as exposições foram mensuradas separadamente utilizando-se um dosímetro, três vezes para cada tempo de exposição. As propriedades operacionais foram avaliadas testando: a eficiência da transmissão *wireless* e a sua praticidade operacional – tempo para aquisição da imagem, desconforto do paciente. A eficiência da transmissão *wireless* foi avaliada pelo posicionamento da antena receptora a distâncias e direções variadas em relação ao sensor e sua bateria, realizando exposições do sensor para averiguar o raio de recepção dos sinais pela antena da estação base do sistema. Utilizando uma escala visual análoga (EVA), 10 pacientes-teste (sujeitos da pesquisa) foram questionados quanto ao desconforto causado pelo posicionamento alternado do sensor ou do filme radiográfico convencional, com a ajuda de posicionadores próprios para cada método, durante a realização da técnica radiográfica. Concluiu-se que o sistema Schick CDR Wireless[®] é quase equivalente ao sistema CDR com cabo, em termos de propriedades físicas, e que este novo sistema reduz o tempo necessário de aquisição da imagem, apesar de ter sido apontado como desconfortável para o paciente durante seu posicionamento, quando comparado ao filme radiográfico convencional.

Hintze *et al.*(2006) comparou a acurácia do diagnóstico de cárie de dois programas utilizados para avaliar radiografias digitais obtidas através de quatro sistemas digitais. Neste estudo *in vitro*, 122 dentes, sob condições padronizadas,

foram montados em blocos-teste de três dentes, sendo que apenas dois dentes foram utilizados para simulação do ponto de contato. Estes blocos foram radiografados utilizando-se os sistemas de placa de armazenamento de fósforo Digora[®] e DenOptix[®], e os sistemas do tipo CCD Dixi[®] e Sidexis[®]. As imagens foram dispostas e examinadas em duas modalidades de programas: o programa próprio de cada sistema e no Adobe Photoshop[®]. Três avaliadores examinaram todas as imagens, no que diz respeito à presença de cárie proximal e cárie oclusal, utilizando uma escala de confiança de cinco escores. O padrão-ouro foi dado pelos cortes histológicos dos dentes. A acurácia diagnóstica dos programas foi expressa pelas áreas da curva ROC. As imagens obtidas com os sistemas Digora[®] e DenOptix[®] não apresentaram diferença significativa entre os dois programas avaliados. Isto também se repetiu entre os sistemas Dixi[®] e Sidexis[®]. O autor concluiu não haver diferença significativa na acurácia do diagnóstico de cárie entre as duas modalidades de programa utilizadas para examinar radiografias digitais, utilizando os quatro sistemas digitais.

Wenzel (2006) comparou a acurácia do diagnóstico de cárie dos sistemas que disponibilizam imagens em mais de uma resolução e profundidade de bit. Para a realização deste estudo foram utilizados 80 dentes humanos extraídos, radiografados e analisados através dos seguintes sistemas digitais: Digora Optime[®] (Soredex), com resoluções alta de 8-bit e super de 8-bit, Vista Scan[®] (Dürr), nas resoluções alta de 8-bit e máxima de 8-bit, e alta de 16-bit e máxima de 16-bit, e Dixi2[®] (Planmeca), nas profundidades de 8 e 12bits. O filme convencional *Insight* foi incluído no estudo como referência. Seis observadores atribuíram escores às lesões de cárie em cada face das unidades dentárias analisadas. Os dentes foram, posteriormente, seccionados e avaliados microscopicamente, para validação dos resultados. A análise de variância *two-way* testou as diferenças de sensibilidade, especificidade, valores preditivos positivo e negativo, e a acurácia geral (verdadeiro positivo/verdadeiro negativo) entre os sistemas avaliados. Neste estudo foram examinadas 160 faces, e os resultados

histológicos mostraram que 63% das faces eram sadias, 31% das faces apresentavam cárie em esmalte e 6% apresentavam cárie em dentina. A sensibilidade não se mostrou significativamente diferente entre cada um dos sistemas, exceto para o VistaScan[®] com resolução máxima de 8-bit, que apresentou maior sensibilidade que nas duas modalidades de alta resolução do VistaScan[®] (P_.003). A super resolução do Digora[®] mostrou maior sensibilidade que quase todas as outras modalidades, mas obteve menor especificidade que todos os outros sistemas, entre os quais não houve diferença. A acurácia geral foi significativamente menor para a alta resolução do Digora[®] que para o Dixi2[®] e o VistaScan[®] nas modalidades de máxima resolução (P_.03). Não houve diferença entre as demais modalidades. Os autores concluíram que a acurácia no diagnóstico de cárie parece ter uma leve influência do aumento da resolução espacial e profundidade de bit de 8-bit para 12-bit ou 16-bit, entre as marcas de sistemas de radiografia digital. Entre os sistemas, a super resolução do Digora Optime[®] disponibiliza imagens com maior sensibilidade, mas menor especificidade que a maioria dos outros receptores.

Ramamurthy *et al.* (2006) avaliaram a habilidade do observador de detectar o conduto secundário mesio-palatino do segundo molar superior utilizando filme convencional e sistemas digitais de sensor-sólido do tipo CMOS e de placa de armazenamento de fósforo em diferentes tempos de exposição, a fim de determinar o tempo de exposição ideal para a precisa detecção deste conduto. *Phantoms* com dois dentes-teste foram expostos a 6 diferentes tempos de exposição: filme e DenOptix[®] - 0,04s, 0,08s, 0,16s, 0,32s, 0,40s e 0,63; RVG 6000 - 0,032s, 0,04s, 0,08s, 0,016s, 0,32s e 0,40s (utilizando duas angulações horizontais – 0° e 10°). As imagens obtidas foram avaliadas por 6 observadores quanto a presença ou ausência do conduto mesio-palatino, ou presença de duplo conduto mesio-palatino. O padrão-ouro foi obtido pela secção das raízes, horizontalmente. Os diferentes tempos de exposição apresentaram diferenças estatisticamente significativas para filme (0,16 - 0,40s) e o sistema RVG 6000

(0,16s) na detecção precisa do conduto mesio-palatino, mas não influenciaram na detecção dos condutos para o sistema Denoptix[®]. O RVG 6000 apresentou melhor resultado (55%). O sistema de sensor-sólido RVG 6000 obteve melhor resultado na detecção do conduto mesio-palatino.

Pontual (2007) comparou, de forma objetiva e subjetiva, dois sistemas digitais de placa de armazenamento de fósforo (Digora Optime[®] e DenOptix[®]), com o Schick CDR *Wireless*[®]. Na análise qualitativa, foram obtidas imagens radiográficas de uma escala de densidade de alumínio utilizando os três sistemas digitais estudados. Posteriormente, obtiveram-se os valores do *pixel* por meio de ferramenta apropriada do *software* EMAGO[®]/Advanced. A comparação dos valores médios do *pixel* dos sistemas digitais foi realizada pelos testes de Kruskal-Wallis e de comparações múltiplas de Dunn ($p < 0,01$). Para a avaliação subjetiva, foram obtidas imagens radiográficas de 20 *phantoms* constituídos de dentes posteriores, as quais foram avaliadas quanto à presença de cáries por seis radiologistas. Posteriormente, os dentes foram seccionados e analisados microscopicamente para obtenção do padrão-ouro. Foram realizados os testes ANOVA e teste-t ($p < 0,05$) com o objetivo de verificar a ocorrência de diferença estatisticamente significativa entre a sensibilidade, especificidade, acurácia e os valores preditivos negativo e positivo das modalidades de imagem. Os resultados mostraram diferenças significativas nos valores médios do *pixel* para os três sistemas digitais, sendo que o Digora Optime[®] (194,46) apresentou o maior valor, seguido pelo DenOptix[®] (168,34) e pelo CDR Wireless[®] (109,44). Os sistemas CDR Wireless[®] e Digora Optime[®] obtiveram maiores valores de sensibilidade em relação às demais modalidades de imagem, sendo estatisticamente significativa a diferença entre esses sistemas e o filme radiográfico convencional ($p = 0,032$). O Digora Optime[®] revelou o menor valor de especificidade e acurácia, o qual foi significativamente inferior ao do filme convencional ($p < 0,013$). O sistema digital CDR Wireless[®] demonstrou desempenho semelhante ao filme radiográfico Insight[®] na detecção de cáries proximais incipientes. Por conseguinte, no tocante à qualidade da imagem, o novo CDR Wireless[®] pode ser uma alternativa viável para a utilização na clínica como método auxiliar de diagnóstico.

Kaepler *et al.* (2007) compararam a precisão para diagnóstico de cárie de imagens de diferentes receptores de imagem em diferentes kVp – de 60 kVp a 90 kVp- em diferentes mA. Doze crânios macerados com lesões no tecido ósseo periimplantar e cáries produzidas artificialmente foram radiografados utilizando filme convencional Insight[®] F e Agfa Dentus M2 Confort, e placas de fósforo do sistema DenOptix[®]. Cinco observadores avaliaram as imagens obtidas quanto à presença ou ausência de cárie. O sistema digital intrabucal foi exposto a 60 kV e 90 kV com metade e ¼ do tempo de exposição utilizado. Parte radiografias foi avaliada novamente, totalizando 6000 avaliações. A concordância intra-observadores foi obtida pelo coeficiente Cohen's kappa. As combinações realizadas com os sistemas digitais diretos e os diferentes parâmetros de exposição resultaram nos menores valores de acurácia, As combinações realizadas utilizando filmes e sistemas de placa de fósforo foram equivalentes em todas as combinações. Concluiu-se que no que diz respeito a lesões periimplantares e cárie, filmes convencionais e sistemas de placa de fósforo apresentam qualidade equivalente, quando da utilização de diferentes combinações de parâmetros de exposição.

Haiter-Neto *et al.*, 2007, compararam a precisão no diagnóstico de cárie de duas versões – antiga e atual - de dois sistemas digitais já conhecidos. Foi realizado um estudo *in vitro* no qual foram realizadas radiografias de 160 faces proximais não-cavidades, em condições padronizadas utilizando os sistemas Digora FMX (Soredex, Tuusula, Finlândia), Digora Optime[®], Schick CDR (Schick Technologies, Long Island City, N.Y.) e Schick CDR Wireless[®]. Oito observadores avaliaram as imagens baseados em escala de confiança de 5 pontos. A presença ou ausência de cárie foi validada histologicamente. Os sistemas digitais mais novos – Digora Optime[®] e Schick CDR Wireless[®] – apresentaram sensibilidade significativamente maior que suas versões anteriores. Quanto à especificidade, apenas o Digora Optime[®] obteve especificidade significativamente menor que os demais sistemas ($p < 0,02$). O valor preditivo positivo do Digora Optime[®] foi

influenciado pela sua alta sensibilidade e baixa especificidade, e foi menor que os sistemas Schick CDR e Schick CDR Wireless[®]. No que diz respeito à precisão no diagnóstico de lesões de cárie, as diferenças entre os sistemas Digora[®] e Schick CDR não foram estatisticamente significativas. Porém, os autores encontraram mais resultados falso-positivos nas imagens realizadas com o Digora Optime[®] do que nas realizadas com o Digora FMX.

Athar *et al.*, 2008, compararam a acurácia do sistema Schick CDR Wireless[®] com dois sistemas digitais na mensuração de lima endodôntica. Catorze mandíbulas humanas com molares foram utilizadas nesse estudo. Uma lima endodôntica número 10 foi introduzida no canal dos molares, a distâncias diferentes do ápice radicular. Foram realizadas três imagens de cada molar avaliada utilizando-se os receptores dos sistemas digitais estudados – DenOptix[®], Gendex (CCD) e Schick CDR Wireless[®]. Seis observadores avaliaram as imagens obtidas quanto à odontometria e na detecção do comprimento da lima endodôntica inserida no canal radicular. A confiabilidade inter-avaliadores foi calculada. Foi constatada diferença estatística significativa entre os sistemas avaliados. O sistema de placa de fósforo apresentou o pior resultado e o sistema Schick CDR Wireless[®] apresentou o melhor resultado, dentre os sistemas avaliados. Concluiu-se que o Schick CDR Wireless[®] precisa ser testado para outros quesitos de diagnóstico e quanto à aceitação do referido sistema pelos pacientes.

Benchimol *et al.*, 2009, avaliaram o desempenho do controle automático de exposição (CAE) nos sistemas digitais intrabucais. A função CAE, baseada em uma exposição-teste com tempo de exposição ínfimo de 4ms, estabelece o tempo de exposição necessário para produzir uma imagem de qualidade para cada paciente, eliminando repetições desnecessárias e utilizando o menor tempo de exposição possível. Três séries de imagens foram realizadas utilizando a função CAE do sistema FocusLink[™], o qual consiste de uma unidade de Raios-X Focus[™], um sensor digital SIGMA[™] e o *software* ClinicView[™] (GE Healthcare, Tuusula, Finlândia), primeiro sistema com esta ferramenta no mercado, em sete

mandíbulas humanas maceradas radiografadas utilizando-se diferentes espessuras de vidro simulador de tecido mole da marca Plexiglas®. Os tempos de exposição requeridos para cada radiografia foram estabelecidos pela ferramenta CAE, em função da espessura do vidro utilizado na obtenção da imagem. As diferenças dos valores médios de cinza entre os pares formados pelas três imagens obtidas de cada espécie, entre si, foram analisados por meio de subtração digital utilizando o *software* Dimaxis™ (Planmeca Ou, Helsinki, Finlândia). Quatro radiografias das sete mandíbulas utilizadas na pesquisa foram expostas manualmente com uma camada de vidro, utilizando tempos de exposição um e dois graus abaixo e acima do tempo de exposição registrado pelo CAE. Seis observadores avaliaram a série de radiografias expostas com uma camada de Plexyglas®, arrumadas de forma aleatória. Os observadores avaliaram qualitativamente as imagens utilizando os escores: inaceitável, aceitável ou excelente. Os resultados demonstraram correlação entre os tempos de exposição determinados pelo CAE e a espessura das placas de vidro Plexyglas® ($r = 0,85$). Os valores médios de cinza para as imagens de subtração obtidas das radiografias expostas com diferentes espessuras de vidro Plexyglas®, utilizando-se CAE ativado, indicaram que as radiografias eram praticamente idênticas, independente da espessura do vidro. A avaliação qualitativa da imagem em função do tempo de exposição demonstrou que os maiores escores foram aqueles obtidos com a função CAE ativada. Concluiu-se que a função CAE pode determinar com precisão o tempo de exposição apropriado para objetos de diferentes espessuras, obtendo-se radiografias com qualidade de imagem satisfatória, senso assim vantajoso para o dia-a-dia de uma clínica de radiologia.

Farrier *et al.* (2009) avaliaram subjetivamente a qualidade de radiografias periapicais adquiridas utilizando sistemas digitais do tipo CCD e PSP, levando em consideração a exposição do paciente. Foram realizadas radiografias em pacientes encaminhados a uma clínica de radiologia, sendo os pacientes encaminhados aleatoriamente para a sala correspondente a um dos sistemas digitais utilizados na pesquisa. As imagens resultantes foram avaliadas por 3

observadores quanto à qualidade da imagem – excelente, satisfatória, insatisfatória. A exposição à radiação X esperada para a avaliação foi calculada. Foram adquiridas 98 imagens utilizando o sistema CCD e 108 utilizando o sistema PSP. As imagens obtidas utilizando placas do sistema PSP apresentaram qualidade significativamente superior às obtidas utilizando sensores CCD. Os sistemas CCD requereram mais exposições, devido a repetições necessárias para obtenção de imagem com qualidade para diagnóstico, mas ainda assim a dose requerida para aquisição de uma imagem radiográfica utilizando sensor CCD foi menor que a necessária para os demais métodos.

Em 2010, Ilusu *et al.*, compararam a qualidade para diagnóstico das imagens interproximais de um novo sistema *wireless* portátil com imagens radiográficas convencionais na detecção de cáries em dentes decíduos. Foram radiografados 54 dentes decíduos extraídos utilizando o sistema digital CCD ADX4000 e filme radiográfico convencional Ektaspeed plus. O sistema ADX 4000 (Dexcowin Co, Ltd, Korea) é um aparelho três-em-um, o qual combina uma fonte de raios X, um sensor digital sólido do tipo CCD e um processador de computador com monitor em uma unidade *wireless* portátil. As exposições, tanto para o filme quanto para o sensor CCD, foram realizadas utilizando a fonte de raios-X do ADX 4000. Três observadores avaliaram as imagens, baseados na escala de confiança de 5 pontos. Os filmes foram visualizados utilizando-se um negatóscoipo, e as imagens digitais foram visualizadas no monitor próprio do sistema ADX4000 e em um monitor de 17". Todas as imagens foram avaliadas em ambiente com pouca intensidade de luz. A presença ou ausência de cárie foi validada histologicamente. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos avaliados no diagnóstico de cárie em decíduos. Concluiu-se que o sistema ADX400 possui a mesma qualidade para diagnóstico que o filme e pode ser uma alternativa vantajosa para odontopediatria, missões humanitárias, odontologia legal e pacientes especiais.

3. PROPOSIÇÃO

Tendo em vista a ausência de trabalhos na avaliação da utilização de diferentes tempos de exposição com o sistema CDR no diagnóstico de cárie proximal, este trabalho tem os seguintes objetivos:

1- Avaliar a qualidade diagnóstica das imagens, quando da utilização de diferentes tempos de exposição, na detecção de cárie proximais em esmalte.

2- Avaliar o valor médio do pixel para fins de diagnóstico das imagens obtidas com os sensores do sistema Schick CDR Wireless[®], sensibilizados com diferentes tempos de exposição.

4. MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo obteve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas (FOP/UNICAMP, Protocolo 141/2009). Foram selecionados quarenta dentes, sendo 20 pré-molares e 20 molares. Tais dentes deveriam apresentar superfícies híginas ou pequenas desmineralizações nas proximais, além de integridade oclusal. Em virtude da necessidade de se estabelecer um contato proximal com a superfície mesial do primeiro pré-molar, também foram selecionados 10 caninos com superfícies proximais híginas.

4.1 PREPARO DOS PHANTOMS

Foram confeccionados 10 *phantoms*, nos quais os dentes foram posicionados de forma a simular uma hemiarcada dentária. Deste modo, cada *phantom* apresentava um dente canino, dois pré-molares e dois dentes molares, com ou sem desmineralizações nas faces proximais (Figura 1).



Figura 1 – Modelo de *phantoms* utilizados na pesquisa.

Com o objetivo de manter os dentes na posição pré-estabelecida, foi utilizado silicone industrial, pois este material possui características que permitem a manipulação dos dentes, sua retirada e inserção, sem perda das relações pré-estabelecidas (Hintze & Wenzel, 2002). A borracha de silicone e o catalisador Dow Corning HS II da Casa do silicone (Brasil) foram manipulados de acordo com as recomendações do fabricante (20ml da borracha para 1ml do catalisador). Na confecção do silicone, foram utilizadas matrizes de polímero acrílico com 10mm de altura, 30 mm de largura, 65mm de comprimento e 4,5mm de espessura. A sobreposição das faces proximais foi evitada pela fixação de uma lâmina de chumbo entre as faces proximais dos dentes até a total polimerização do silicone. Após a polimerização do material, os conjuntos foram retirados das matrizes e os excessos do material foram removidos, para evitar qualquer interferência durante a avaliação das imagens.

4.2 SISTEMA RADIOGRÁFICO

Foram utilizados na pesquisa o Sistema CDR Wireless[®] (Schick Technologies, Inc., Long Island City, USA), que utiliza tecnologia CMOS, e seu respectivo sensor de número 2. Esse sensor apresenta dimensões externas de 30mm x 43mm, espessura de aproximadamente, 10,5mm e área ativa de 25,6 x 36mm (Figura 2). Na sua face posterior, não ativa, há uma bateria responsável pelo suprimento de energia para o processo de aquisição da imagem e conversão das informações da imagem radiográfica em ondas de radiofrequência acima de 2.4 GHz.



Figura 2 – Sensor CMOS do sistema Schick CDR Wireless[®], frente e verso.

A *base station* deste sistema é composta por antena receptora e uma interface USB. A antena receptora capta os sinais de radiofrequência correspondentes às informações da imagem radiográfica proveniente do sensor, procede a desmodulação, ou seja, separa a informação original das ondas de radiofrequência e transfere a informação para a interface USB, conectada diretamente ao computador. Na antena receptora, a captação de radiofrequência apresenta três canais (2417.5MHz, 1441.75MHz e 2460MHz) que possibilita selecionar uma faixa de frequência, evitando interferência na captação dos sinais. Por meio do software CDR for DICOM Windows 3.0.1, a imagem radiográfica é disponibilizada no monitor do computador. Os procedimentos de obtenção da imagem radiográfica ocorrem poucos segundos após a exposição do sensor aos raios X.

As imagens capturadas foram exportadas e arquivadas em formato TIFF (*Tag Image File Format*), sem compressão, evitando-se o comprometimento

da qualidade da imagem (Janhom *et al.*, 1999) e/ou perda de informações essenciais no diagnóstico (Versteeg *et al.*, 1997).

4.3 FONTE DE RAIOS X E FATORES DE EXPOSIÇÃO

Os conjuntos sensor-*phantom* foram expostos com um aparelho de raios X GE 1000 (General Electric Company, Milwaukee, WI, USA), operando a 65 kVp e 10 mA, com filtro de alumínio de 1,5 mm de espessura e distância foco-filme de 34 cm.

4.4 CONDIÇÕES PARA OBTENÇÃO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS

Durante a obtenção das imagens, os *phantoms* foram posicionados num dispositivo de acrílico. As distâncias foco-placa foram padronizadas em 34cm com o auxílio de um dispositivo de acrílico que proporciona a incidência do feixe de radiação perpendicular ao plano no qual foram posicionados as placas e os *phantoms*. (Figura 3).

Uma placa em acrílico, apresentando 12 mm de espessura foi colocada entre a fonte de raios X e o objeto a ser radiografado para simular a atenuação da radiação X pelos tecidos moles (Syriopoulos *et al.*, 2000; Hintze &Wenzel, 2002; Hintze *et al.*, 2002; Hintze & Wenzel, 2003; Jacobsen *et al.*, 2004).

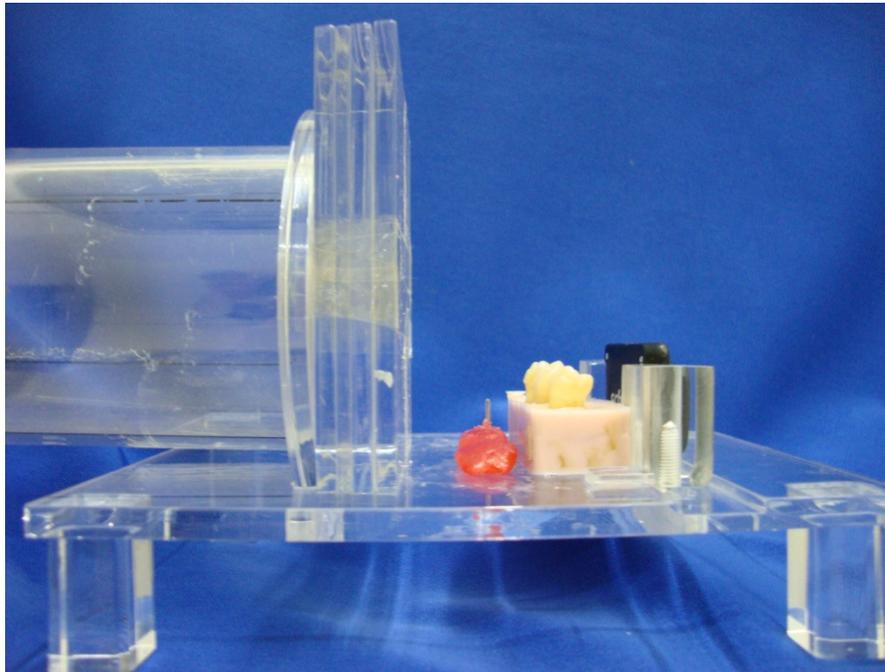


Figura 3 – Padronização da distância foco/placa e *phantom*/sensor-sólido.

4.5 TEMPOS DE EXPOSIÇÃO

Partindo do tempo inicial de 0,06s, foram estabelecidos outros 7 tempos de exposição a serem estudados: 0,1s, 0,13s, 0,16s, 0,2s, 0,25s, 0,3s e 0,35s, tempos estes disponíveis no aparelho.

4.6 OBTENÇÃO DAS IMAGENS

O *phantom* foi posicionado no suporte, com uma haste de metal, incrustada num bastão de cera, posicionada verticalmente em frente ao dente a ser analisado na imagem a ser obtida (1° pré-molar, 2° pré-molar, 1° molar ou 2° molar). Em seguida, o aparelho de raios X foi posicionado, de forma adequada, para a exposição do conjunto sensor-*phantom*. Os fatores de exposição foram

mantidos durante todo o processo, de acordo com o protocolo pré-determinado para todas as exposições radiográficas, variando-se apenas o tempo de exposição. O sensor (CMOS) selecionado foi posicionado no dispositivo de acrílico, e exposto utilizando os tempos de exposição selecionados. O mesmo processo foi realizado utilizando-se os demais tempos de exposição citados anteriormente para cada *phantom*.

Após cada sensibilização, a imagem obtida em 8 bits foi arquivada em formato TIFF com um código que a identificava tanto em relação ao *phantom* quanto ao tempo de exposição utilizado.

Para cada um dos oito tempos de exposição estudados, foram obtidas 40 imagens, sendo 10 dos 1^{os} pré-molares, 10 dos 2^{os} pré-molares, 10 dos 1^{os} molares e 10 dos 2^{os} molares, totalizando 320 imagens do montante de tempos de exposição avaliados.

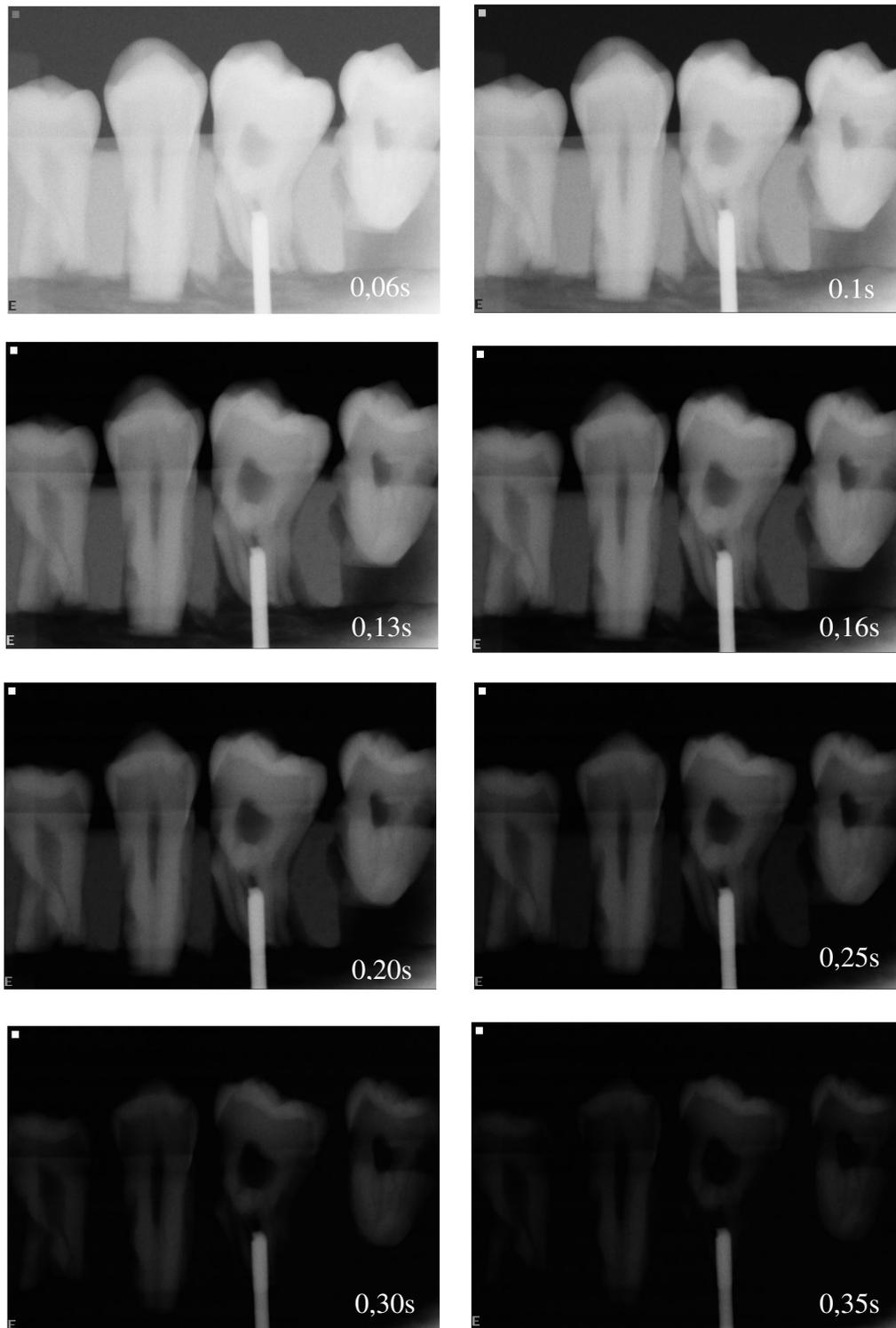


Figura 4: Prancha das imagens de um dos *phantoms* nos tempos de exposição estudados.

4.7 MONTAGEM E ANÁLISE DAS IMAGENS

Com a finalidade de se apresentar as imagens à análise dos examinadores, estas foram exportadas e montadas no programa *PowerPoint*[®] em seqüência aleatória e com as mesmas dimensões. Cada unidade dentária foi analisada separadamente. Todas as imagens foram gravadas em formato de 8 bits e examinadas sem a utilização das ferramentas de manipulação disponíveis no sistema Schick CDR Wireless[®].

As imagens foram então avaliadas na tela de um monitor de 17". Durante a avaliação, o ambiente foi mantido sem iluminação. As imagens foram avaliadas por 4 examinadores, que tinham no mínimo 5 anos de experiência profissional, selecionados dentre os alunos do doutorado do Programa de Pós-graduação em Radiologia Odontológica da FOP/UNICAMP.

Cada examinador recebeu instruções escritas e verbais de como realizar a análise das imagens. Os examinadores avaliaram um grupo de 16 imagens por dia, para evitar que a análise fosse comprometida pela fadiga visual. Um intervalo de pelo menos um dia entre as avaliações dos grupos de imagem foi estabelecido.

A presença ou ausência de cárie foi avaliada utilizando os seguintes escores: 1 – presença de cárie, 2 – provável presença de cárie, 3 – incerto, 4 – provável ausência de cárie e 5 – ausência de cárie. Estes escores foram utilizados para a construção da curva ROC (Receiver Operating Characteristic).

4.8 OBTENÇÃO DO PADRÃO-OURO (GOLD STANDARD)

Todos os dentes, pré-molares e molares, foram preparados para secção e exame em microscopia óptica, por meio do qual foram determinadas presença ou ausência das lesões de cárie.

Os dentes foram desidratados em álcool absoluto e, posteriormente, incluídos em metacrilato a 5%. O metacrilato foi obtido pela dissolução do peróxido de benzoila a 0,5% no líquido de resina acrílica termopolimerizável (Vipcril, Brasil). O processo de inclusão passou pelas seguintes etapas: imersão no líquido da resina termopolimerizável, imersão no metacrilato 0,25%, imersão em metacrilato 0,5% e inclusão em metacrilato a 5%. Cada uma das três primeiras fases apresentou duração de 24h. Uma bomba de vácuo (Marconi, Brasil) foi utilizada para facilitar a infiltração dos líquidos nos dentes.

Após a polimerização, os dentes foram cortados longitudinalmente de mesial para distal. Estes cortes foram efetuados em aparelho cortador de tecidos duros (South Bay Technology, EUA), com disco de diamante, modelo 650, sob contínua refrigeração. Os cortes foram, então, desgastados com lixa d'água de granulação 320 e 1.200 (3M do Brasil Ltda, Brasil), para atingirem a espessura de montagem dos cortes em lâminas (70 a 100 μm). Os cortes foram lavados em água corrente e montados em lâminas de vidro, utilizando-se como adesivo o Bálsamo do Canadá.

Após esta fase, dois avaliadores examinaram as lâminas em microscópio óptico de luz (Zeiss Jena, Alemanha), com aumento de 5x. Estes avaliadores determinaram a presença e exata extensão da cárie utilizando os escores: 1 – hígido, 2 – cárie em esmalte, 3 – cárie na junção amelo-dentinária, 4 – cárie no teço externo da dentina, 5 – cárie nos dois terços externos da dentina. Em caso de discordância entre os avaliadores, estes reavaliavam a lâmina até chegarem a um consenso.

4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a avaliação da precisão do diagnóstico (acurácia) das imagens obtidas com os diferentes tempos de exposição, foram calculadas as áreas sob a curva ROC (Receiver Operating Characteristic curve), e foi aplicada uma análise de variância usando o modelo apropriado para experimentos em blocos, onde os avaliadores foram tomados como blocos e o tempo de exposição como fator principal a ser avaliado.

Para a avaliação objetiva do valor médio do pixel para cada tempo de exposição, os valores dos pixels dos diferentes tempos de exposição foram submetidos à análise de regressão linear uma vez que se desejou testar uma variável numérica contínua (*pixel*) tratada como variável de resposta e o tempo de exposição como variável preditora.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Uma das vantagens dos sistemas digitais é a manipulação das imagens por meio das ferramentas disponíveis nos programas dos sistemas, as quais permitem variar a densidade e o contraste da imagem. Apesar desta alternativa, é necessário que haja um controle da exposição à radiação X à qual o paciente é submetido. Como a escala dinâmica de alguns sistemas digitais é maior que a latitude dos filmes radiográficos convencionais, o profissional pode fazer uso de tempos de exposição maiores que o necessário e ainda assim obter uma imagem com qualidade para diagnóstico, sem ter consciência de que poderia reduzir a dose de exposição ao paciente.

Quando se avalia um sistema digital do tipo sensor-sólido, sabe-se que este possui área ativa menor, espessura maior e, em alguns casos, presença de cabo conector, diferente dos demais receptores de imagem digital disponíveis no mercado. Essas características particulares do sensor-sólido fazem com que este tipo de sistema requeira um número maior de exposições radiográficas para que se obtenha a mesma quantidade de informação disponível em imagens obtidas utilizando-se receptores de imagem do tipo filme ou PSP (Berkhout 2003, 2004). Muitas vezes, essas características podem levar a repetições, elevando ainda mais a dose de exposição. Apesar da sua curta escala dinâmica não permitir a liberdade de variação do tempo de exposição que é permitida pelos sistemas PSP, não se deve deixar de estabelecer um tempo ideal ou uma faixa de tempos aceitáveis para obtenção de imagens radiográficas de qualidade, quando da utilização de sensores-sólidos.

A qualidade de uma imagem radiográfica é um fator subjetivo e dependente da preferência do profissional em relação à densidade, contraste, nitidez e definição das estruturas presentes (Melo et al., 2010). Uma das consequências da mudança de sistemas analógicos para sistemas digitais é o fato da escala dinâmica dos sistemas digitais ser maior devido aos algoritmos de

processamento de imagem, que levam à não-percepção dos efeitos das superexposições nas imagens finais adquiridas com esses sistemas (Benchimol et al., 2009). Para que se evite a exposição do paciente a doses maiores do que o realmente necessário, é preciso o estabelecimento de uma faixa de tempos de exposição aceitáveis para cada sistema digital disponível. Dessa forma, são necessários estudos com o objetivo de estabelecer esses tempos, baseados em critérios de avaliação pré-estabelecidos.

De acordo com Cedeberg et al. (1998), a desmineralização em lesões de cárie naturais só pode ser detectada radiograficamente após uma perda mineral de 40%. Por este motivo, o diagnóstico de cárie em radiografias apresenta índices subestimados. Com o objetivo de avaliar lesões em seu estado incipiente, isto é, ainda em estado inicial de desmineralização, nosso estudo contemplou uma amostra, em sua grande maioria, de lesões em esmalte. Das 80 faces avaliadas, 48 estavam híidas e 32 apresentavam cárie em esmalte. Nos estudos de diagnóstico de lesão cárie, o exame histológico é considerado como o padrão-ouro para determinar a acurácia de métodos de diagnóstico (Hintze & Wenzel, 2002). Em nosso estudo, as 80 faces avaliadas foram submetidas ao exame histológico, para confirmar os resultados.

É sabido que quanto mais incipientes, mais difícil se torna o diagnóstico das lesões de cárie na imagem radiográfica. Isto implica valores bastante reduzidos de acurácia. Os valores médios de acurácia dos avaliadores para cada tempo de exposição avaliado foram determinados de acordo com a área sob a curva ROC e estão apresentados na tabela 1 e na figura 5.

Tabela 1. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança (95%), área sob a curva ROC e grupos determinados pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Médias com letras iguais não diferem entre si.

Tempo i/s	Média	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Grupo de Tukey ($\alpha=0,05$)
			superior	inferior	
15=0,25	0,623	0,026	0,665	0,582	a
10=0,16	0,598	0,027	0,641	0,555	a b
6=0,10	0,585	0,042	0,652	0,517	a b
4=0,06	0,577	0,044	0,648	0,507	a b
12=0,20	0,566	0,024	0,605	0,527	a b
8=0,13	0,565	0,050	0,644	0,485	a b
18=0,30	0,535	0,020	0,567	0,503	B
21=0,35	0,531	0,021	0,564	0,498	B

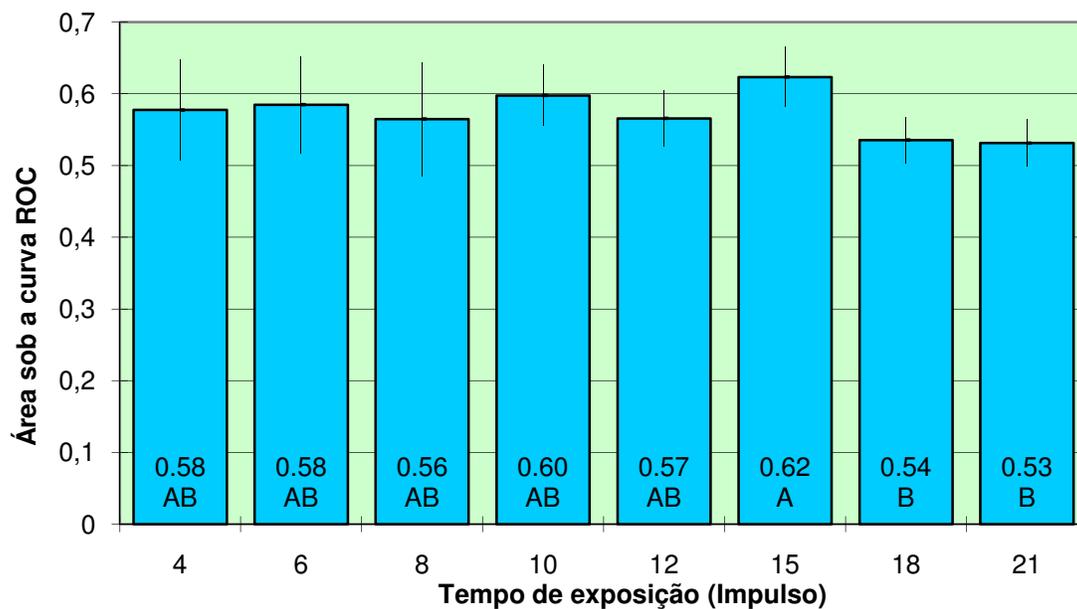


Figura 5 - Médias dos valores de acurácia em relação ao tempo de exposição estudado.

Para o sistema Schick CDR Wireless[®], o tempo de exposição correspondente a 15 impulsos (0,25s) apresentou o melhor resultado de acurácia, sendo considerado o tempo ideal para diagnóstico de cárie. O intervalo de tempo entre 4 e 12 impulsos (0,06s a 0,20s) é uma faixa de tempo de exposição aceitável, tendo em vista que estes não diferiram estatisticamente do tempo 15 impulsos (0,25s) nesta avaliação. Os tempos correspondentes a 18 e 21 impulsos (0,30s e 0,35s) apresentaram resultados significativamente inferiores ao tempo 15 impulsos (0,25s).

Os cirurgiões-dentistas que adquirem sistemas digitais, em sua maioria, desconhecem as propriedades físicas desses sistemas e irão utilizar os mesmos tempos de exposição indicados para filmes radiográficos convencionais. Segundo Yoshiura et al. (2005), o conhecimento insuficiente dos métodos de manipulação dos sistemas digitais, devido à ausência de padrões para aquisição de uma imagem precisa, pode levar a diagnóstico errôneo quando avaliada a presença ou ausência de lesões de cárie.

Como cada sistema digital possui suas propriedades de resolução da imagem, devem ser realizados testes específicos para cada sistema. Avaliando cinco métodos de aquisição de imagem, quatro sistemas digitais e um filme convencional, utilizando uma faixa ampla de tempos de exposição, Berkhout et al. (2004) observaram resultados diversos quanto à preferência dos tempos para cada sistema avaliado. Enquanto os sistemas digitais diretos do tipo sensor-sólido apresentaram como tempos de exposição preferenciais 0,13s para o Sirona e 0,35s para o MPDx, os sistemas de placa de fósforo, apresentaram como preferenciais tempos de exposição elevados – 1,21s para o Digora[®] e 1,16s para o DenOptix[®]. Mesmo entre os sistemas diretos, é possível observar, no estudo referido, uma diferença significativa entre os tempos escolhidos para o Sirona e o MPDx, justificando, mais uma vez, a necessidade de se estabelecerem tempos de exposição ideais para cada sistema disponível.

Realizando análise subjetiva quanto à qualidade geral da imagem, comparando as versões CMOS com a CCD do sistema Schick CDR com cabo, Kitagawa et al (2003) variaram o tempo de exposição de 0,05 a 0,4s, obtendo melhor resultado no tempo de 0,09s para a versão CMOS e 0,12s para a versão CCD. Os achados do estudo supracitado demonstram que até versões de um mesmo sistema podem apresentar diferentes valores de tempo de exposição ideal, justificando novamente a necessidade de averiguação desses. Em nosso estudo, avaliamos a versão *wireless* (sem cabo) do sistema Schick CDR utilizando uma avaliação subjetiva específica com confirmação histológica, obtendo como tempo de exposição ideal para este quesito 15i (0,25s), e faixa de tempos aceitáveis de 4i a 12i (0,06 a 0,20s), o que se assemelha aos valores encontrados para as demais versões do sistema Schick CDR.

Hintze et al.(2002) constataram que utilizando sistemas digitais PSP pode-se diminuir o tempo de exposição em 25% do tempo utilizado para filme convencional. Os autores obtiveram valores de A_z de 0,65 a 0,68 utilizando um tempo de exposição de 0,10s (60kV, 7mA), numa amostra que contemplava caries em esmalte e em dentina. Isto se deve principalmente ao fato de que receptores digitais são mais sensíveis à radiação, o que significa que uma menor dose de radiação é necessária para se obter uma imagem que possua a mesma qualidade diagnóstica do filme radiográfico convencional. Podemos observar em nosso estudo que tempos de exposição reduzidos – 0,25s a 0,06s – levaram a resultados satisfatórios, o que está de acordo com os resultados de Hintze et al. (2002). Apesar da avaliação de diferentes métodos de aquisição, ambos os estudos demonstram que é possível reduzir bastante o tempo de exposição quando se utiliza receptores digitais.

Haiter-Neto (2007) compararam diferentes sistemas digitais quanto ao diagnóstico de cárie proximal incipiente, e, ao realizar o estudo, opta para o sistema Schick CDR Wireless[®] pelos tempos de exposição de 0,22s para pré-molares e 0,26s para molares, obtendo um valor de 64% de acurácia para este

sistema. Tanto o valor de acurácia quanto o dos tempos de exposição selecionados se assemelham ao que foi observado em nosso estudo.

Estudos que avaliaram o tempo de exposição ideal relacionado a outros critérios de diagnóstico também apresentaram concordância com os resultados desse nosso estudo. Athar et al., em 2008, avaliaram diferentes sistemas digitais quanto à mensuração do comprimento da lima endodôntica, utilizando o tempo de exposição de 0,25 para o sistema Schick CDR Wireless[®], e este sistema apresentou o melhor desempenho dentre os sistemas avaliados. Ramarmurthy et al. (2006) avaliaram a detecção do canal mesiobucal secundário comparando um sistema CMOS com cabo, um sistema PSP e filme convencional. O sistema CMOS obteve o melhor resultado com o menor tempo de exposição – 0,16s e 55% de acurácia. Os achados dos estudos apresentados demonstram que quando se faz uso de um tempo de exposição ideal, além de se diminuir a dose à qual o paciente é exposto, consegue-se otimizar o diagnóstico a ser realizado.

Por fim, é importante frisar que, neste estudo, não foi permitida a manipulação das imagens, para que se pudesse analisar apenas o fator tempo de exposição em relação ao diagnóstico de cárie. ShROUT *et al.* (1996) afirmaram que a manipulação da imagem pode ser benéfica, mas que a seleção das ferramentas corretas consome tempo de trabalho, além de exigir que o observador tenha capacidade de as escolher subjetivamente. A utilização correta das ferramentas de manipulação requer, portanto, um treinamento do observador para que a manipulação seja executada corretamente, o que demanda maior tempo de trabalho e experiência profissional.

Avaliação Objetiva

A imagem radiográfica convencional é formada e armazenada nos grãos de prata metálica que se encontram dispersos na emulsão do filme radiográfico. Quando uma radiografia é visualizada por meio de um negatoscópio,

as imagens das diferentes concentrações e tamanhos destes grãos de prata são percebidas pelo olho humano como de diferentes tonalidades, que variam do preto ao branco, apresentando diversos tons intermediários de cinza. Por existir continuidade entre esses diversos tons, sem interrupções, essa imagem é considerada analógica.

As imagens digitais são numéricas e distintas de duas formas: (1) em termos de distribuição espacial dos *pixels* e (2) em termos dos diferentes tons de cinza de cada pixel. Uma imagem digital consiste de um arranjo de células individuais organizados em uma matriz de linhas e colunas. Cada célula possui três numerações: 1 - coordenada X, 2 - coordenada Y, e 3 - valor de cinza (Van der Stelt 2008, Haiter-Neto 2010). A célula isolada é denominada "*picture elements - pixel*". Cada *pixel* terá um valor correspondente à intensidade média dos fótons que atingiram a sua área correspondente. Os valores numéricos que estes elementos apresentam corresponderão ao tom de cinza e à posição na qual o *pixel* aparecerá no monitor.

A densidade da imagem digital é determinada pelos valores que os *pixels* assumem. Existem sistemas radiográficos digitais que permitem a aquisição de imagens radiográficas de 8, 12 e até 16 bits, correspondendo a imagens com respectivamente 256, 4.096 e 65.536 possibilidades de tonalidades (Wenzel *et al.* 2007). Por exemplo, na imagem radiográfica de sistemas digitais de 8 bits existem 256 possibilidades de valor do *pixel*, variando de 0 (zero), que equivale ao preto absoluto, a 255, que corresponde ao branco, apresentando 254 valores intermediários de tons de cinza (Van Der Stelt, 2008). Imagens digitais que apresentam baixos valores médios do *pixel*, correspondentes aos tons de cinza próximos ao preto (zero), podem ser consideradas como imagens de densidade elevada, enquanto, imagens que possuem elevados valores médios de *pixel*, próximos ao branco (255), resultam em imagem de baixa densidade.

Para auxiliar o diagnóstico de lesões de cárie proximais incipientes, a imagem radiográfica deve apresentar densidade elevada, alto contraste e grau

máximo de nitidez (Wenzel, 1995). Atualmente existe uma grande variedade de sistemas digitais disponíveis para a aquisição de imagens radiográficas intrabucais. Por isso, frequentemente se obtêm- imagens radiográficas digitais com diferentes características, como, por exemplo, valores médios de *pixel* significativamente distintos, o que resulta em diferença no grau de escurecimento nas imagens. Este fato pode alterar a qualidade da imagem e, conseqüentemente, interferir no diagnóstico radiográfico das lesões de cárie.

Para a avaliação do valor médio do pixel nas imagens obtidas em diferentes tempos de exposição utilizando o sistema Schick CDR Wireless[®], foram realizadas 10 imagens de uma escala de densidade para cada tempo de exposição e a densidade destas imagens foi mensurada para se obter o valor médio de pixel da imagem três vezes, e as médias destas mensurações foram consideradas. Os dados da análise objetiva foram submetidos à análise de regressão linear, uma vez que se desejou testar o efeito de uma variável numérica contínua (*pixel*) tratada como variável de resposta, e o tempo de exposição, como variável preditora.

O modelo de regressão linear é ilustrado na figura 6, em que os dez losângulos verticalizais em azul representam as dez médias do pixel de cada exposição da escala de AI para cada tempo avaliado, e o quadrado vermelho representa a média destes valores nas duas fases encontradas.

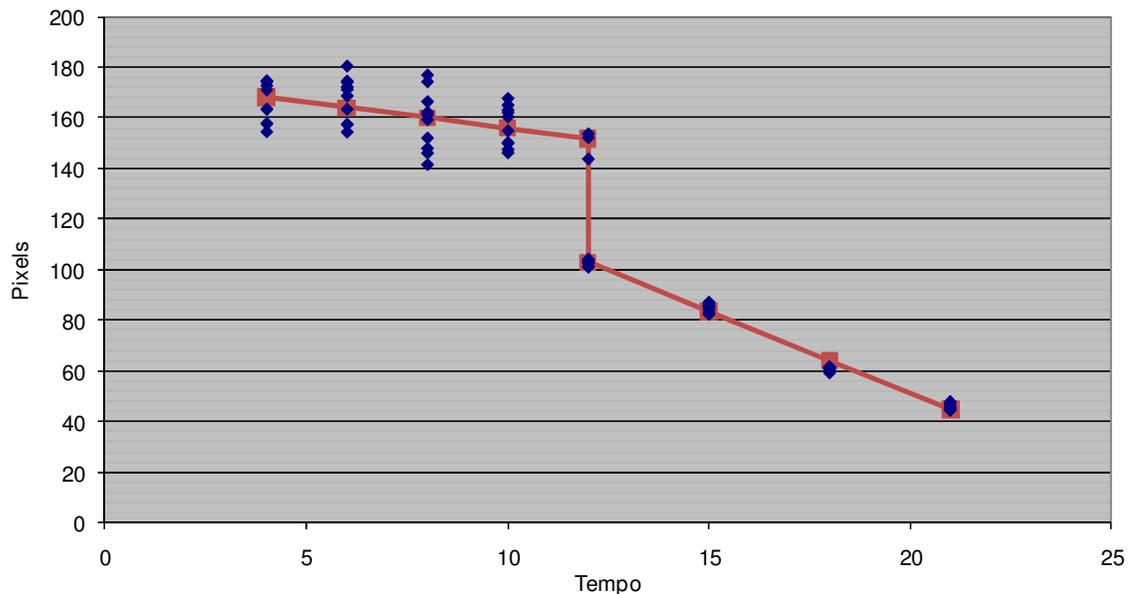


Figura 6: Modelo de regressão logística ilustrando duas fases distintas de comportamento do valor médio do pixel em função do tempo de exposição.

A observação da figura 6 revelou a necessidade de se incluir um efeito diferencial relacionado às duas etapas de valores de *pixel*: a primeira, quando os valores de *Pixel* são superiores a 120, e uma segunda fase, em que os valores de *Pixel* são inferiores a 120. O modelo estimado é representado na equação 1.

$$\text{Pixel} = 180,5690 - 4,2718 * (\text{Fase} = 1) - 6,4698 * \text{Tempo} + 4,4366 * \text{Tempo} * (\text{Fase} = 1)$$

** (R^2 : 98,07%)

Os efeitos dos parâmetros são testados através do teste t de Student apresentado na tabela 2.

Tabela 2. Análise dos parâmetros do modelo de regressão linear com variável Dummy para modelagem dos dados de Pixel através dos dados de Tempo de Exposição.

Causa de variação	Parâmetro estimado	Erro padrão	Valor t	Valor-p
Intercepto	180,5689958	5,93806040	30,41	<,0001
Fase	-4,2717717	6,74772181	-0,63	0,5286
Tempo	-6,4698390	0,34583816	-18,71	<,0001
Fase*Tempo	4,4365933	0,53851460	8,24	<,0001

Os testes nos dão fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de efeito significativo do *Tempo* e da *interação entre tempo e fase* sobre os valores de *Pixel*. Não são observados indícios ($p > 0,05$) da existência de efeito significativo das fases separadas nos valores de *pixel*.

Isso equivale a afirmar que na fase 1 (valores superiores a 120) há um efeito do tempo sobre a valor dos *pixels*, enquanto que na fase 0 (valores inferiores a 120) este efeito do tempo é maior sobre a valor dos pixels, o que evidencia dois comportamentos distintos.

Na fase 0, o acréscimo de uma unidade de tempo em impulsos corresponde à subtração de 6,47 unidades de *pixel*, o que poderia ser representado através de uma equação simplificada, usada apenas para a fase 0:

$$Pixel_{(Fase = 0)} = 180,5690 - 6,4698 * Tempo$$

Já na Fase 1, valores superiores a 120, o acréscimo de uma unidade de tempo de exposição em impulsos conduz à subtração de 2,0332 *pixels*, sendo que a equação seria reescrita da seguinte forma simplificada:

$$Pixel_{(Fase = 1)} = 176,2972 - 2,0332 * Tempo$$

O achado mais intrigante foi o comportamento do valor médio do pixel no tempo 12i (0,20s). Neste tempo de exposição foi possível perceber dois

comportamentos distintos. O valor médio dos pixels avaliados se dividiu igualmente entre as fases 1 e 0, o que pode ter sido influenciado pelo comportamento da bateria do sistema. No demais, era esperado que com o aumento do tempo de exposição, o valor médio do pixel decrescesse, já que este é inversamente proporcional a densidade da imagem (grau escurecimento).

Kitagawa & Farman, 2004, observaram que o comportamento da curva do valor médio do pixel difere entre sistemas digitais. Segundo os autores, para os sistemas do tipo CCD, altos valores de cinza (baixos valores médios do pixel) são observados quando o tempo de exposição é aumentado, mas em certo ponto o valor de cinza parece saturar e parar de crescer com altos tempos de exposição, o que difere do que foi observado no sistema do tipo PSP Digora Optime[®], no qual o aumento do tempo de exposição é acompanhado pelo aumento gradual do valor de cinza apresentado pela imagem. Nossos dados diferem dos dados encontrados pelos autores supracitados, tanto para o sistema CCD quanto para o sistema PSP.

O sistema avaliado neste estudo é do tipo CMOS, que, apesar de aparentemente ter as mesmas características do sistema CCD, possui diferenças básicas em sua confecção que influem diretamente nas propriedades físicas deste sistema. Os receptores CMOS têm estrutura semelhante aos receptores CCD, mas diferem na forma com que o pacote de carga elétrica derivado da ionização dos cristais de silício é transmitido. Na matriz de cristais de silício do receptor CMOS, cada elemento de imagem do cristal é isolado, ou seja, cada *pixel* é isolado do *pixel* vizinho, sendo diretamente conectado ao conversor. O pacote de carga de cada pixel é transferido como uma voltagem isolada, permitindo que o pixel seja avaliado individualmente. Isto significa que o sinal representando o valor médio de cinza de cada pixel é lido isoladamente.

Outro fator importante para esta diferença é o fato deste sistema ser *wireless*, tendo seus dados transmitidos por ondas de radiofrequência. Quando o receptor do sistema Schick CDR Wireless[®] é exposto à radiação, a carga elétrica gerada pela exposição dos cristais de silício é transformada em ondas de

radiofrequência. Essas ondas são captadas pela antena receptora da estação base. Na estação base, as informações das ondas são transformadas em segundos em unidades binárias e transmitidas para o computador através de um cabo de fibra óptica.

O sistema dispõe de uma bateria não recarregável que permite a transmissão dos dados para a antena da estação base. Quando a bateria é acoplada ao sensor, e este conjunto é acionado, pode-se verificar se a bateria está carregada observando-se um sinal de luz que pode ser verde, alternada verde e vermelha, ou vermelha – bateria carregada, bateria pode ser utilizada, mas esta começando a descarregar, e bateria descarregada -, além do *software* do sistema indicar na tela do monitor do computador, ao qual o sistema foi acoplado, se esta está carregada ou não. É importante frisar que, durante o experimento, a bateria esteve carregada, emitindo luz verde. Como o resultado objetivo apresentou duas fases distintas com o aumento do tempo de exposição, questiona-se se a existência dessas duas fases está relacionada à energia despendida pela bateria na emissão das ondas de radiofrequência. Segundo o fabricante, a bateria deve ser repostada apenas quando sinaliza em vermelho que está descarregada, e que nas outras situações são obtidas imagens de boa qualidade sem que a carga da bateria interfira na quantidade de energia despendida durante o funcionamento da mesma.

O *site* do fabricante relata que a bateria do sistema Schick CDR Wireless[®] tem vida útil de 500 exposições, informação que não se encontra no manual. A bateria utilizada para a realização deste trabalho não havia sido utilizada anteriormente, sendo recém-adquirida e exposta pela primeira vez apenas para piloto e mensuração da dose emitida pelo aparelho na avaliação do tempo de exposição, o que totalizou 40 exposições. Em seguida foi exposta 80 vezes para avaliação objetiva e 320 vezes para avaliação subjetiva quanto à presença de cárie. Isto significa que a bateria foi exposta um total de 440 vezes, não excedendo o limite máximo de exposição desta.

Uma variação na transmissão da energia recebida pode ter ocorrido no momento em que se iniciaram as exposições com tempo de 12i (0,20s), sendo isso refletido nos tempos seguintes. Esta variação pode estar relacionada à carga da bateria, que, apesar de não apresentar qualquer indicação de estar diminuída, ou aumentada, poderia já não ter a carga adequada para realizar a transmissão dos dados. Nenhum estudo até o presente momento avaliou o comportamento das baterias do sistema Schick CDR Wireless[®] durante um grande número de exposições, ou variando o tempo de exposição, o que se mostra necessário quando se analisa a variação entre os valores de cinza durante uma sequência contínua de exposições. É importante reforçar que as imagens para a avaliação objetiva foram adquiridas com bateria virgem, o que não deveria permitir variação de carga. Ou, se permitisse, a tendência natural seria uma diminuição da carga e conseqüente menor transmissão dos dados referentes à imagem radiografada, havendo uma diminuição da densidade da imagem e aumento do valor médio do pixel.

Nossos achados diferem dos encontrados por Tushida et al, que compararam as duas versões do sistema CDR, com cabo e sem cabo, e encontraram comportamento similar para os dois sistemas, quanto à curva dose *versus* valor de cinza (valor médio do pixel), sendo que nesse estudo foi observado que, com o aumento da dose de exposição, o valor médio do pixel decrescia até um ponto de estagnação, onde este deixava de sofrer influência da dose. Para se esclarecer esta diferença entre os estudos é necessária uma avaliação utilizando-se um número maior de sensores e, conseqüentemente, baterias diferentes.

Não sabemos, em verdade, por que o comportamento do sensor muda bruscamente, e sabemos menos ainda por que isto acontece dentro da mesma faixa de exposição, mas é fato que esta mudança permite que cheguemos a um valor médio de pixel ótimo para o diagnóstico de cárie com um nível de exposição bastante baixo. O comportamento da bateria do sistema Schick CDR Wireless[®] e

sua influência no valor médio do pixel da imagem radiográfica deve, assim, ser objeto de avaliação específica.

6. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados deste trabalho, é possível concluir que:

1. Os tempos de exposição entre 4 e 15 impulsos representam uma faixa de tempo aceitável para o diagnóstico de cárie, sendo 15 impulsos o mais adequado, utilizando-se imagens do sistema Schick CDR Wireless®.
2. Os tempos de exposição entre 4 e 21 impulsos apresentam dois comportamentos distintos na avaliação objetiva do valor médio dos pixels).

7. REFERÊNCIAS*

Abreu, M Jr, Tyhndall, DA, Ludlow, JB. Detection of caries with conventional digital imaging and tuned aperture computed tomography using CRT monitor and laptop displays. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 88:234-8.

Almeida SM, Oliveira AEF, Paganini GA, Haiter-Neto F, Bóscolo FN. Avaliação da qualidade das imagens digitais adquiridas com diferentes resoluções em um sistema de armazenamento de fósforo. *Pesqui Odontol Bras.* 2000; 14(3): 262-7.

Athar A, Angelopoulos C, Katz JO, Williams KB, Spencer P. Radiographic endodontic working length estimation: comparison of three digital image receptors. 2008; 106(4): 604-8.

Benchimol D, Näsström K, Shi XQ. Evaluation of automatic exposure control in a direct digital intraoral system. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38: 407-412.

Benn DK. Radiographic caries diagnosis and monitoring. *Dentomaxillofac Radiol.* 1994; 23(2): 69-72.

Berkhout WER, Beuger DA, Sanderink GCH, van der Stelt. The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33:1-5.

Berkhout WER, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Does digital radiography increase the number of radiographs? A questionnaire study in Dutch dental practices. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32:124-7.

Bhaskaran V, Qualtrough AJE, Rushton VE, Worthington HV, Horner K. A laboratory comparison of three image quality and radiation exposure characteristics. *Int Endod J.* 2005; 38:645-652.

Borg E, Attaelmanam A. Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for intra-oral radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000; 29(2): 70-5.

Cedeberg RA, Frederiksen NL, Benson BW, Schulman JD. Influence of the digital image display monitor on observer performance. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28(4): 203-7.

Farrier SL, Drage A, Newcombe RG, Hayes SJ, Dummer PMH. A comparative study of image quality and radiation exposure for dental radiographs produced using a charge-coupled device and a phosphor plate system. *International Endodontic Journal.* 2009; 42: 900–907.

Gelsky DE, Baker CG. The ALARA concept. Population exposures from x-rays in dentistry: as low as reasonably achievable? *J Can Dent Assoc.* 1984; 50(5):402-3.

Haak R, Wicht MJ, Noack MJ. Conventional, digital and contrast-enhanced bitewing radiographs in the decision to restore approximal carious lesions. *Caries Res.* 2001; 35(3): 193-9.

Haak R, Wicht MJ, Nowak G, Hellmich M. Influence of displayed image size on radiographic detection of approximal caries. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32:242-246.

Haak R, Wicht MJ. Grey-scale reversed radiographic display in detection of approximal caries. *J Dent.* 2005; 33(1):65-71.

Haiter-Neto F, dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A. A comparison of older and newer versions of intraoral digital radiography systems - Diagnosing noncavitated proximal carious lesions. *J Am Dent Assoc.* 2007; 138: 1353-59.

Haiter-Neto F, dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A. Detection of non-cavitated approximal caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters. An ex vivo study in human teeth. *Clin Oral Investig.* 2008; 12(3): 217-23.

Haiter-Neto F, Melo DP. *Radiografia Digital. Revista da ABRO.* 2010; 11(1): 5-17.

Hildebolt CF, Couture RA, Whiting BR. Dental Photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am.* 2000; 44(2): 273-97.

Hintze H, Wenzel A, Frydenberg M. Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002; 31(3): 170-5.

Hintze H, Wenzel A. Influence of the validation method on diagnostic accuracy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographic systems. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002; 31(1): 44-9

Hintze H, Wenzel A. Diagnostic outcome of methods frequently used for caries validation. A comparison of clinical examination, radiography and histology following hemisectioning and serial tooth sectioning. *Caries Res.* 2003; 37(20):115-24.

Hintze 2006

Janhom A, van der Stelt PF, van Ginkel FC, Geraets WG. Effect of noise on the compressibility and diagnostic accuracy for caries detection of digital bitewing radiographs. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28 (1): 6-12.

Jacobsen JH, Hansen B, Wenzel A, Hintze H. Relationship between histological and radiographic caries lesion depth measured in images from four digital radiography systems. *Caries Res.* 2004; 38(1): 34-8.

Kaeppler G, Dietz K, Reinert S. Influence of tube potential setting and dose on the visibility of lesions in intraoral radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36: 75-79.

Kailara E.C. , Lage-Marques JL, Rode SM. Avaliação de métodos de diagnóstico da lesão de cárie. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1997;11: 27-34.

Kathingal, SM, Shrout, MK, Comer, C, Brady, C. Rating the extent of surface scratches on photostimulable storage phosphor plates in dental school environment. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39: 179-183.

Kitagawa H, Farman AG, Sheetz JP, Brown WP, Lewis J, Benefiel M, Kuroyanagi. Comparison of three intra-oral storage phosphor systems using subjective image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000; 29(5): 272-6.

Kitagawa H, Sheetz JP, Farman AG. Comparison of complementary metal oxide semiconductor and charge-coupled device intraoral X-ray detectors using subjective image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32: 408-411.

Kitagawa H, Farman A. Effect of beam energy and filtration on the signal-to-noise ratio of the Dexis intraoral X-ray detector. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33: 21-24. Ludlow JB, Abreu Jr M. Performance of film, desktop monitor and laptop displays in caries detection. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28(1): 26-30.

Mening JJ. The DenOptix digital radiographic system. *J Clin Orthod, Boulder,* 1999;37(7): 407-10.

Melo DP, Pontual AA, Almeida SM, Campos PSF, Alves MC, Tosoni GM. Effect of alternative photostimulable phosphor plates erasing times on subjective digital image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39: 23-27.

Molander B, Gröndahl H-G, Ekestubbe A. Quality of film-based and digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33: 32-36.

Moore WS. *Dental Digital Radiography.* *Tex Dent J.* 2002;199(5): 404-12.

Møystad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Gröndahl HG. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996; 25(4): 202-6.

Nielsen LL, Hornoe M, Wenzel A. Radiographic detection of cavitation in approximal surfaces of primary teeth using a digital storage phosphor system and conventional film, and the relationship between cavitation and radiographic lesion depth: an in vitro study. *Int J Paediatric Dent.* 1996; 6(3): 167-72.

Pai, SS, Zimmerman, JL. *Digital Radiographic Imaging in Dental Practice.* *Dent Today.* 2002; 21(6): 56-61.

Pine CM, ten Bosch JJ. Dynamics of and diagnostic methods for detecting small carious lesions. *Caries Res.* 1996; 30 (6): 381-8

Pontual AA. Comparação de sistemas digitais e filme radiográfico convencional no diagnóstico de cáries proximais em esmalte [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

Pontual AA. Estudo comparativo de três sistemas digitais sem cabo no diagnóstico de cáries proximais [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.

Ramamurthy R, Canning CF, Scheetz JP, Farman AG. Time and motion study: a comparison of two photostimulable phosphor imaging systems used in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35(5): 315-8.

Schamag P, Nergiz I, Pfeiffer P, Platzer U. Diagnostic accuracy of *in vitro* digital radiographs. *Dentomaxillofac Radiol.* 1997; 26(5): 274-5.

Schick Technologies. Inc., Schick CDR Wireless/ SDX Software User Guide. Long Island, NY, 2004.

Shrout MK, Russell CM, Potter BJ, Power BJ, Hidebolt CF. Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? *JADA* 1996; 127: 469-473.

Svanaes DB, MØystad A, Risnes S, Larheim TA, Gröndahl HG. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification. Comparison with conventional radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Oral Endod.* 1996; 82(1): 94-100.

Syriopoulos K, Velders XL, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Sensitometric and clinical evaluation of new F-speed dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000; 30(1): 40-4.

Tosoni GM, Lofredo LCM, Tavano O, Scaf G, Capelozza ALA. Diagnostic quality of conventional and digital radiographic images of dental caries. *Rev Odontol UNESP.* 2001; 30(2): 277-90.

Tsuchida R, Kazuyuki A, Endo A, Funahashi I, Okano T, Physical properties and ease of operation of a wireless intraoral x-ray sensor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Oral Endod.* 2005; 100: 603-8.

Ulusu T, Bodur H, Odabas ME. In vitro comparison of digital and conventional bitewing radiographs for the detection of approximal caries in primary teeth exposed and viewed by new wireless handheld unit. 2010; 39:91-4.

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

Verdonschot EH, Wenzel A, Bronkhorst EM. Assessment of diagnostic accuracy in caries detection: an analysis of two methods. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1993; 21(4): 203-8.

Versteeg KH, sanderink GCH, Velders XL, van Ginkel FC, van der Stelt PF. *In vivo* study of approximal caries depth on storage phosphor plate images compared with dental X-ray film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997; 84(2): 210-3.

Wenzel A, Borg E, Hintze H, Gröndahl HG. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and storage phosphor systems: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 1995; 24(4): 250-4.

Wenzel A, Hintze H, Kold LM, Kold S. Accuracy of computer-automated caries detection in digital radiographs compared with human observers. *Eur J Oral Sci.* 2002; 110(3):199-203.

Wenzel A. A review of dentists' use of digital radiography and caries diagnosis with digital systems. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35:307-14.

Wenzel, A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 103:418-22.

Yoshiura K, Nakayama E, Shimizu M, Goto TK, Chikui T, Kawazu T, Okamura O. Effects of the automatic exposure compensation on the proximal caries diagnosis. Dentomaxillofac Radiol. 2005; 34:140-144.

8. ANEXO

Comitê de Ética em Pesquisa - Certificado

Página 1 de 1



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Avaliação da influência do tempo de exposição nos receptores de imagem digital**", protocolo nº 141/2009, dos pesquisadores Daniela Pita de Melo e Paulo Sergio Flores Campos, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 30/11/2009.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Evaluation of the effect of different radiographic time exposures on digital receptors**", register number 141/2009, of Daniela Pita de Melo and Paulo Sergio Flores Campos, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 11/30/2009.

Prof. Dr. Pablo Agustin Vargas
Secretário
CFP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
Coordenador
CFP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Note: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.