



UNICAMP

DANIELA PITA DE MELO



**INFLUÊNCIA DOS TEMPOS ALTERNATIVOS DE
DESSENSIBILIZAÇÃO DAS PLACAS DE FÓSFORO DO
SISTEMA DENOPTIX NA QUALIDADE DA IMAGEM
DIGITAL**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para a obtenção do título de
Mestre em Radiologia Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Monteiro Tosoni

**PIRACICABA
2007**



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 28 de Fevereiro de 2007, considerou a candidata DANIELA PITA DE MELO aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Guilherme Monteiro Tosoni".

PROF. DR. GUILHERME MONTEIRO TOSONI

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Guinara Scaf".

PROF. DR. GUILHERME MONTEIRO TOSONI

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Paulo Sérgio Flores Campos".

PROF. DR. PAULO SÉRGIO FLORES CAMPOS

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. Guilherme Monteiro Tosoni, minha admiração e respeito pelo profissional que é.

À Prof. Dra. Solange Maria de Almeida, pela 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.

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

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos, pelo exemplo de profissional e pessoa que procurarei seguir por toda a minha vida.

À minha família, tios, tias, primos, primas e minhas queridas avós, 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 em odontologia com seu senso de humor fantástico.

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

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

Aos professores da disciplina de Histologia, Prof. Pedro Duarte e Prof Sérgio Line, os super-homens da histologia, por estarem sempre dispostos a ajudar e pela constante alegria.

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

Às colegas da Anatomia, Maise e Cinthia, pelas conversas divertidíssimas.

Às amigas paulistanas, Mariella Augusta, Lina e Claudia, por tornarem a minha estadia em Sampa uma festa.

Aos amigos baianos residentes em São Paulo, Sayuri, Raphael Aragão, Pedro, Isabela, Fernando, Marcelo (Frango), André (Rato), Rafael Pondé e Tissi.

Aos amigos Soteropolitanos: Maira, Rafa, Van, Ban, Pedro, Chris, Daniel, Mari Dória, Pitchê, Marselle, Lívia, Danile, Felipe (Aranha), Rodrigo, Aline, Fá, Renaty, Vita, Marcus Vergne, Nilson, Ieda, Jorginho e Tiago.

Às minhas queridas colegas da Rep. Birthday, Ellen, Flávia e Maria pelas infundáveis caronas, pela amizade e pela agradável companhia.

Aos meus colegas de curso, Alynne, Ellen, Maria, Nayene, Mario, Adriana, Andréa, Andréa K., Déborah, Fabio, Flávia, Janaína, Juliana, Márcia, Raphael, Roselaine, Sandro e Sérgio.

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

À FAPESB, por ter me contemplado com uma bolsa nº 826/2006.

“Poder-se-ia pensar que o caminho para sair da barbárie das idéias já está bem definido. Seria preciso eliminar a doutrina e a ideologia e desenvolver a teoria baseada no modelo científico”

Edgar Morin

RESUMO

O objetivo, neste trabalho, foi verificar se tempos alternativos de dessensibilização das placas de fósforo do sistema DenOptix causam interferência na qualidade da imagem radiográfica e no diagnóstico de cáries proximais. Foram obtidas imagens de 10 *phantoms*, constituídos de dentes humanos, utilizando-se placas de fósforo parcialmente dessensibilizadas. Os dez tempos de dessensibilização estudados foram em ordem decrescente: 130s, 98s, 66s, 34s, 25s, 20s, 15s, 10s, 5s e 0s. As imagens foram posteriormente avaliadas, quanto à sua qualidade subjetiva, por dois examinadores. Cada avaliador atribuiu escores para contraste, densidade e nitidez da imagem; para definição das estruturas - esmalte, dentina e junção amelo-dentinária; e para a presença ou ausência de imagem dupla. Os resultados foram submetidos à correlação de Spearman, análise de variância e teste de Tukey. Os tempos de 20s a 130s apresentaram qualidade satisfatória em todos os quesitos abordados. Após esta primeira avaliação, os seis tempos considerados estatisticamente eficazes nos quesitos referentes à qualidade geral da imagem foram submetidos a uma nova avaliação, quanto à presença de cárie proximal. As imagens correspondentes aos tempos selecionados foram interpretadas por cinco avaliadores. Cada avaliador atribuiu um escore para cada uma das faces dentárias interpretadas. Esses escores foram posteriormente comparados ao padrão ouro. Os tempos de dessensibilização alternativos foram avaliados, quanto à sua acurácia no diagnóstico de cárie, por meio da curva ROC. As médias das curvas ROC correspondentes aos tempos de dessensibilização avaliados variaram de 0,61 a 0,66 e não apresentaram diferença estatística significativa entre elas. O desempenho dos tempos de dessensibilização alternativos de 20s a 130s foi satisfatório tanto nos quesitos de qualidade geral da imagem como no diagnóstico de cáries proximais, demonstrando a possibilidade da utilização de tempos alternativos de dessensibilização das placas do sistema DenOptix na redução do tempo de trabalho na clínica diária.

Palavras chave: Radiografia Digital; Cárie Dentária; Curva ROC

ABSTRACT

The aim on this study was to verify if DenOptix's phosphor plates alternative erasing times would cause any influence on the image quality and on the diagnosis of approximal caries. Ten human teeth phantoms were radiographed using phosphor plates, partially erased. The chosen erasing times were: 130s, 98s, 66s, 34s, 25s, 20s, 15s, 10s, 5s e 0s. Two observers, independently, evaluated the general quality of each image, scoring the images on contrast, density, sharpness and structures definition (enamel, dentine and enamel-dentine junction). The presence of double image was also evaluated. The resultant data was evaluated using the Spearman's correlation, variance analysis, and Tukey's test. The erasing times from 20s to 130s had a satisfactory quality in all the evaluated items. After the first evaluation, the erasing times that showed statistical efficiency in the evaluated quality items of the image went through another evaluation regarding the presence of approximal caries. The images of the selected erasing times were evaluated by five observers. Each observer scored the approximal surfaces of each tooth. The scores were compared to the golden standard. The alternative erasing times were evaluated by their accuracy on predicting caries by means of the ROC curve analysis. The means of the ROC curves of each erasing time evaluated varied from 0,61 to 0,66 and did not show significant statistical difference between them. The alternative erasing times from 20s to 130s was satisfactory both on the quality analysis as on approximal caries diagnosis, what makes the use of those alternative erasing times of DenOptix's phosphor plates feasible during clinical practice.

Keywords: Digital Radiography, Dental Caries, ROC curve

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
3 PROPOSIÇÃO	24
4 MATERIAL E MÉTODOS	25
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	36
6 CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS	57
ANEXO	61

1. INTRODUÇÃO

A radiografia convencional ainda vem sendo utilizada como método auxiliar de diagnóstico pela maioria dos clínicos. Entretanto, com o avanço constante dos sistemas radiográficos digitais, isto tende a mudar, havendo uma substituição dos métodos convencionais pelos digitais. O avanço da imagem digital vem revolucionando a radiologia odontológica e esta nova realidade é resultado de uma revolução tecnológica na aquisição da imagem radiográfica e na possibilidade de transmiti-la para dentistas em locais distantes, utilizando-se os recursos da computação.

Em 1987, o primeiro sistema de radiografia digital direta (RadioVisioGraphy), utilizando a tecnologia CCD (Charged Coupled Device), foi apresentado como uma alternativa à radiografia convencional. Este sistema ainda é comercializado, ao lado de um grande número de novos sistemas lançados no mercado. Os novos sistemas possuem tecnologias diferentes, sendo divididos em sistemas de aquisição de imagem direta, do tipo CCD (Charged Coupled Device) ou CMOS (Complementary Metal Oxide Silicon), ou sistemas de aquisição de imagem semidireta (Hintze *et al.*, 2002; Pai & Zimmerman, 2002; Moore, 2002) que utilizam Placas de Armazenamento de fósforo, chamados sistemas PSP (Photostimulable Phosphor Plate).

As vantagens do sistema PSP incluem uma redução na dose de radiação à qual o paciente é exposto, uma escala dinâmica ampla, o que permite ao sistema capturar as imagens com parâmetros variados de exposição e reduz as chances de erros durante a exposição radiográfica, além de uma vantagem comum aos sistemas digitais que é a eliminação do processamento radiográfico e, por consequência, da câmara escura. Apesar de estas placas serem reutilizáveis, elas necessitam ser manuseadas com cuidado, pois são suscetíveis a riscos e danos. Por apresentarem um alto custo, geralmente são adquiridas em número

reduzido, fazendo com que uma placa acabe sendo reutilizada com maior frequência nas clínicas odontológicas.

Em 1997, o sistema DenOptix foi lançado (Mening et al. 1999). Este sistema, que utiliza sensores com placa de armazenamento de fósforo, pode levar a uma redução de até 90% na dose de exposição do paciente à radiação, quando comparado aos filmes do grupo D de sensibilidade (DenOptix User Manual, Gendex, Milão, Itália, 1997; idem 2005).

A placa de fósforo do sistema DenOptix, após exposição à radiação, absorve e armazena a energia proveniente dos raios X, formando uma imagem latente. Quando levado a um *scanner*, a placa de fósforo libera esta energia na forma de luz, a qual é convertida em imagem digital. Para que esta placa possa ser reutilizada em uma nova exposição radiográfica, ela precisa ser exposta a uma fonte de luz clara durante um certo período de tempo, para que sejam removidos os sinais resultantes da exposição anterior. Este processo recebe o nome de dessensibilização e, por requerer um tempo de espera de dois minutos (Mening *et al.*, 1999), pode inviabilizar a utilização clínica do sistema, principalmente quando se possui um número reduzido de placas.

A imagem radiográfica deve reproduzir com fidelidade o objeto radiografado, demonstrando uma qualidade visual e a definição dos detalhes das estruturas radiografadas. Imagem radiográfica com qualidade diagnóstica significa imagem com densidade e contraste adequados. A densidade se refere ao grau de escurecimento da imagem radiográfica e é de extrema importância na qualidade diagnóstica da radiografia, pois não é possível um detalhe visual da imagem radiográfica sem uma densidade adequada. O grau desejável de densidade, por se tratar de um critério subjetivo, não um número fixo, varia de acordo com a preferência do profissional que irá interpretá-la. Assim, fugindo dos extremos da escala, a densidade adequada situa-se dentro de uma faixa padrão média. O contraste radiográfico é determinado pela diferença de densidades radiográficas visualizadas na imagem radiográfica, isto é, a diferença visível entre o branco e o

preto, passando por diferentes tonalidades de cinza. O contraste pode variar de acordo com o tipo de diagnóstico a ser realizado, por exemplo, para se fazer uma avaliação de cárie interproximal, uma escala curta de cinza, isto é, um alto contraste, seria mais adequado (Wenzel 1995, 2000).

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 (Benn, 1994). 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 (Dove & McDavid, 1992; Møstad *et al.*, 1996; Nielsen *et al.*, 1996; Svanaes *et al.*, 1996; Versteeg *et al.*, 1997; Schamagne *et al.*, 1997; Huysmans *et al.*, 1997; Syriopoulos *et al.*, 2000; Kitagawa *et al.*, 2000; Ganzerli, 2001; Haak *et al.*, 2001; Tosoni *et al.*, 2001; Hintze *et al.*, 2002; Wenzel *et al.*, 2002; Møystad *et al.*, 2003; Hintze & Wenzel, 2003; Jacobsen *et al.*, 2004; Hintze, 2006; Wenzel *et al.*, 2006).

Considerando que uma diminuição no tempo de dessensibilização pode representar uma redução no intervalo de tempo entre duas exposições subseqüentes, otimizando a utilização do sistema, e que não há nenhum trabalho na literatura avaliando este tema, esta pesquisa tem como objetivo verificar o efeito da diminuição do tempo de dessensibilização da placa de fósforo do sistema DenOptix na qualidade da imagem produzida e no diagnóstico de lesões de cáries proximais em esmalte.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Dove & McDavid (1992) desenvolveram uma pesquisa *in vitro* com o objetivo de determinar se o processamento da imagem digitalizada aumentaria a acurácia da detecção de lesões de cárie proximais. Radiografias interproximais, obtidas de *phantoms*, perfazendo um total de 40 pré-molares e 40 molares, foram digitalizadas e foram realizadas as duas operações: equalização do histograma e inversão da escala de tons de cinza. Oito examinadores interpretaram as radiografias convencionais e três modalidades de imagem digitalizada: imagens sem manipulação; imagens submetidas à equalização e imagens submetidas à inversão. A presença ou ausência de cárie foi confirmada por meio do exame histológico dos dentes. Os dados obtidos a partir das interpretações foram analisados em duas etapas. Na primeira, levou-se em consideração a profundidade das lesões e na segunda, apenas a presença ou ausência de lesão. De acordo com os resultados da primeira análise, as radiografias convencionais apresentaram desempenho significativamente melhor que as modalidades de imagem digitaliza manipuladas. Entretanto, a segunda análise indicou que não foi possível demonstrar diferenças significativas entre as modalidades. Os autores observaram que as técnicas de manipulação não aumentaram a precisão do diagnóstico de cáries proximais.

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 a 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[®]. 116 dentes posteriores humanos foram radiografados, portadores de cárie, montados em blocos de três unidades testes. Dezesseis imagens da amostra foram selecionadas aleatoriamente, compactadas em JPEG (*Joint Photographic Experts Group*), 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 estatística entre os quatro sistemas. As imagens submetidas a compressão de 8% não apresentaram diferença estatística 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 tornarem 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 hípidas e cariadas. Os dentes foram montados em blocos de gesso, em cinco grupos de seis elementos. As unidades dentárias foram radiografadas utilizando os filmes radiográficos Ektaspeed Plus[®] e 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 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 interexaminador 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 interexaminador 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, foi lançado no mercado, pela Dentisply (Gendex), o sistema DenOptix[®]. Segundo o fabricante, este sistema produz imagens radiográficas de alta qualidade e baixo ruído, oferecendo uma redução na dose de exposição do paciente de até 80% da dose necessária para a obtenção de uma radiografia, no mesmo padrão de qualidade, com um filme do tipo D. O sistema DenOptix[®], assim como o sistema Digora[®], também possui placas fóton-detectoras compostas por minúsculos cristais de fósforo aderidos a uma fina lâmina plástica flexível. Estes cristais têm a habilidade de capturar a energia dos raios X e armazená-la como uma imagem latente, agindo como uma “armadilha de elétrons”. A quantidade de energia armazenada é diretamente proporcional à quantidade de radiação X à qual os cristais são expostos. Em outra etapa de aquisição da imagem, o *scanner* DenOptix[®] excita os cristais de fósforo, levando-os a um estado instável, através da exposição ao laser vermelho. Os cristais liberam, então, luz azul e retornam ao seu estado inicial de estabilidade. O *scanner* interpreta esta luz azul e, através de um *software*, produz a imagem digital. Este processo, diferentemente do sistema Digora[®], não dessensibiliza completamente a placa de imagens, ou seja, alguns cristais ainda permanecem como “armadilhas de elétrons”. Estas informações poderão ser removidas expondo-se a placa à energia luminosa por um tempo

determinado. Manuseadas adequadamente, as placas poderão ser continuamente reutilizadas para obter novas imagens. Uma forma eficaz de se dessensibilizar estas placas é utilizando um negatoscópio, sendo que estas devem ser posicionadas com a face ativa (branca ou azul) voltada para o negatoscópio, por um tempo de aproximadamente dois minutos. Este processo será completo quando 99,5% das informações contidas na placa forem apagadas. De acordo com o manual, usando-se luz fluorescente de 1000 lx de intensidade, o tempo necessário é de um minuto para a total dessensibilização da placa; já sob luz de 2000 lx ou mais, necessita-se de trinta segundos para obter total dessensibilização das placas.(DenOptix User Manual, 1997).

Versteeg *et al.* (1997) compararam, em um estudo *in vivo*, a profundidade das cáries proximais nas imagens obtidas com placas de fósforo do sistema digital Digora[®] e as obtidas por meio de filmes radiográficos Ektaspeed[®]. A primeira etapa deste trabalho foi realizada *in vitro*, com a finalidade de avaliar o efeito da radiação secundária produzida, ao serem utilizados filmes sem a lâmina de chumbo associados à placa de fósforo. Os autores observaram, no estudo *in vitro*, que o contraste não foi reduzido, e assim, a qualidade das imagens não foi diminuída. Esta observação possibilitou que as placas de armazenamento de fósforo e os filmes fossem expostos simultaneamente. Sendo assim, foram obtidas 240 radiografias interproximais convencionais e 240 radiografias digitais de 120 pacientes. Três radiologistas e um cariologista avaliaram essas imagens e classificaram a profundidade das cáries proximais de acordo com quatro escores. Apenas as 60 faces proximais que receberam o mesmo escore foram incluídas no estudo. As imagens selecionadas foram dispostas aleatoriamente em dois grupos e avaliadas em duas sessões, por seis cirurgiões-dentistas, com intervalo de uma semana entre as avaliações. Foi observada uma diferença estatisticamente significativa entre as modalidades de imagens, sendo a extensão das cáries proximais subestimada nas imagens digitais e superestimada nas radiografias convencionais.

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 onde compararam o desempenho de quatro tipos de monitores na análise de lesões de esmalte, relatam 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.

Mening (1999) afirmou que o *scanner* do sistema DenOptix® produz imagens de alta qualidade, além de ser mais acessível economicamente do que aqueles que estão sendo utilizados na medicina para leitura de imagens digitais, os quais são mais dispendiosos financeiramente e limitam a utilização desta tecnologia na odontologia. O autor também afirmou que este sistema possui uma maior escala dinâmica linear de dados, escala esta que é pequena nos filmes, os quais são compostos por cristais de prata. Assim, fatores como tempo de exposição e a técnica utilizada no processamento dos filmes devem ser cuidadosamente controlados, a fim de se obter uma radiografia válida como meio auxiliar no diagnóstico, sendo que qualquer erro nestas etapas resultaria em perda na qualidade da imagem obtida. Já no sistema DenOptix®, a ampla escala dinâmica linear inerente ao sistema permite que o observador selecione aquela escala que resulte em informações mais úteis para o diagnóstico. Este mesmo autor ainda descreve em seu estudo o procedimento de dessensibilização das placas de fósforo, sugerindo que as mesmas sejam colocadas sob a luz de um negatoscópio por 2 minutos, para que a imagem residual seja removida. Não considera, entretanto, a intensidade da fonte de luz e a dose de radiação empregada na sensibilização.

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 hígidas, 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.

Hildebolt *et al.* (2000), em estudo sobre o mecanismo de funcionamento do sistema de aquisição de imagens dentárias baseado em placas de armazenamento de fósforo, afirmaram que, após a última leitura a que foram submetidas, antes de reutilizá-las, faz-se necessário estimular a recombinação de cargas ainda remanescentes nas placas. Denominam este processo de dessensibilização e recomendam que seja realizado através da exposição destas placas ao brilho intenso de uma luz halógena ou mesmo à luz de um negatoscópio.

Também em 2000, Almeida *et al.* compararam a qualidade das imagens adquiridas através do sistema DenOptix com três diferentes resoluções (150, 300 e 600 dpi), e a eficácia de alguns recursos de manipulação disponíveis no *software* do sistema. Os objetos de análise foram quinze dentes com a lima nº8 em seu interior, e as mensurações endodônticas foram realizadas por cinco avaliadores. Os resultados mostraram diferença estatística significativa entre as diferentes resoluções empregadas, com as imagens adquiridas com 150 dpi apresentando qualidade inferior às de 300 e 600 dpi, sendo que estas últimas se mostraram equivalentes. Os recursos digitais empregados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si. Desta forma, os autores concluíram que as imagens de 150 dpi exibiram qualidade inferior àquelas adquiridas com 300 e 600 dpi. Estas últimas, por proporcionarem um nível similar de eficácia apresentaram condições satisfatórias para uma análise radiográfica. Concluíram também que, quanto à aplicação dos diferentes recursos de manipulação avaliados, em função dos resultados equivalentes que apresentaram para mensurações endodônticas, a escolha de se trabalhar com um recurso isoladamente ou em associação fica condicionada ao critério subjetivo de seleção.

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, superiores e inferiores, 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 forneceram o 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, Nesher, 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 compostos 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 em 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.

Borg & Attaelmann (2000) descrevem em seu trabalho mecanismos de funcionamento dos princípios de aquisição de imagens através de placas de armazenamento de fósforo (PSP- *photostimulable phosphor plate*). Os autores descrevem que estas placas consistem em bases de poliéster onde repousam redes cristalinas compostas por Európio ativado e compostos fluorhalogenados de bário. Quando uma placa de imagem é irradiada, a energia dos raios X é temporariamente armazenada dentro dos cristais de fósforo. Para que estas informações sejam interpretadas, um laser de hélio e néon varre a superfície da placa, liberando a energia armazenada sob a forma de luz azul fluorescente. Esta luz é detectada por um fotomultímetro e convertida em sinais elétricos, os quais são digitalizados e se tornam responsáveis pela formação das imagens.

Paganini (2001) realizou estudo com finalidade de estabelecer tempos alternativos àqueles fornecidos pelo fabricante para a total dessensibilização das placas de fósforo do sistema DenOptix®. Nesse estudo, a autora levou em

consideração duas variáveis: a intensidade luminosa do negatoscópio usado no processo e a dose de radiação empregada nas placas. Foram utilizados quatro negatoscópios de intensidades luminosas diferentes, sendo dois de luz fluorescente comum e dois do sistema *blacklight*. As intensidades luminosas dos negatoscópios variavam de 1700 a 2700 lx. Observou-se que, mesmo depois de decorridos os tempos recomendados para cada valor de intensidade luminosa, havia, apesar de mínima, uma quantidade de imagem latente nas placas, ou seja, estas não se apresentavam completamente dessensibilizadas. Concluiu-se que, no processo de dessensibilização das placas DenOptix[®], além da intensidade luminosa do negatoscópio, deve-se considerar a dose de radiação empregada para sensibilizá-las, para então calcular o tempo real requerido para esta finalidade.

Ganzerli (2001) comparou os sistemas digitais Digora[®] e DenOptix[®] com o filme radiográfico Ektaspeed Plus[®] na detecção de cáries proximais e oclusais, cotejando os resultados da avaliação radiográfica com os obtidos pela microscopia óptica (padrão ouro). As imagens de 48 dentes extraídos, 24 pré-molares e 24 molares, apresentando lesões de cárie com diferentes profundidades, foram interpretadas por 13 alunos do último ano da graduação e um radiologista. Os avaliadores classificaram as superfícies em hígdas, cárie em esmalte, cárie na junção amelo-dentinária e cárie em dentina, conferindo escores de 0 a 3 para as imagens. Foi possível concluir que não houve diferença estatisticamente significativa entre os sistemas digitais e o filme radiográfico no diagnóstico de cáries oclusais e proximais.

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 interexaminador 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 intraexaminador para o diagnóstico das faces proximais com as radiografias convencionais, concordância esta classificada como boa. Já a concordância interexaminador, nesta modalidade de imagem, foi regular. Para a radiografia digital, os valores de concordância intra e interexaminador 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.

Lopes (2002) avaliou a qualidade das imagens do sistema radiográfico DenOptix®, obtidas através de placas parcialmente dessensibilizadas. Para tal objetivo, foi utilizado um negatoscópio, cujo tempo necessário para a total dessensibilização dos sensores já era conhecido previamente, e igual a 130s. Foram determinados tempos parciais de dessensibilização a serem estudados - 130s, 98s, 66s, 34s, 25s, 20s, 15s, 10s, 5s e 0s - e então obtidas imagens de 10 diferentes segmentos de mandíbulas humanas maceradas, com dose de radiação fixa igual a 840 μ Gy. De cada um destes, obteve-se dez imagens diferentes, correspondentes aos tempos de dessensibilização a serem estudados, sumarizando no total 100 imagens. Estas foram montadas em pares, onde uma era sempre aquela obtida com o sensor totalmente dessensibilizado e a outra com tempo de dessensibilização a ser estudado. Estes pares, no total de 100, foram analisados por cinco radiologistas, que foram orientados em escolher, de cada par, apenas uma imagem como a de melhor qualidade. Após a análise estatística dos dados, concluiu-se que a dessensibilização parcial de sensores DenOptix, abaixo do tempo preconizado, não evidenciou a presença de ruído nas mesmas. Nestes grupos, não houve diferenças estatisticamente significativas entre as imagens de placas total e parcialmente dessensibilizadas. Apenas nos grupos em que a imagem era obtida em sensor não dessensibilizado houve alterações na qualidade das imagens detectadas pelos avaliadores.

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 foi radiografado 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.

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 testes 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[®].

Pontual (2005) avaliou 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 de extensão destas lesões. Em seguida, foi verificado se o aumento da extensão da lesão cariiosa 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 métodos em questão apresentaram diferença estatisticamente significativa. 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 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.

Hintze (2006) comparou a acurácia do diagnóstico de cárie de dois programas utilizados para acessar radiografias digitais obtidas através de quatro sistemas digitais. Neste estudo *in vitro*, 122 dentes, sob condições padronizadas, foram montados em blocos-testes 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.

Em 2006, Martins *et al.* avaliaram, objetiva e subjetivamente, os efeitos de diferentes combinações - de condições de armazenamento e tempos de atraso no escaneamento de até quatro horas - em imagens digitais realizadas com o sistema de placas de armazenamento de fósforo Digora[®]. Foram adquiridas imagens, padronizadas com uma escala de densidade, de uma mandíbula macerada acrilizada, utilizando-se o aparelho de raios X GE 1000. Doze placas foram expostas e escaneadas imediatamente após a exposição, para produzir as imagens que foram utilizadas como padrão ouro para esta avaliação (3 placas com imagens da escala de densidade e 9 com imagens da mandíbula). As placas foram novamente expostas, com os mesmos fatores de exposição utilizados anteriormente (70kVp, 10 mA e 0,4 s, distância foco-filme de 40cm, para a escala de densidade, e 60kVp, 10 mA e 0,2 s, distancia foco-filme de 32cm, para a mandíbula) e armazenadas, utilizando-se as seguintes combinações de armazenamento: (A) temperatura ambiente, (R) refrigeração e (S) baixa umidade. Estas placas foram escaneadas com os tempos de 10', 30', 1h, 2h, 3h ou 4h após as suas exposições. A análise objetiva foi realizada através de medidas de densidade dos *pixels* nas imagens dos degraus da escala de densidade e os dados foram analisados utilizando-se a análise de variância. A análise subjetiva foi realizada por três radiologistas, que avaliaram a definição das estruturas dentárias (esmalte, dentina, polpa, espaço do ligamento periodontal, lâmina dura e padrão trabecular) e atribuíram escores de 0 a 3 às imagens, sendo: 0 - imagem pobre em qualidade, 1 - imagem com qualidade razoável, 2 - boa qualidade da imagem e 3 - excelente qualidade de imagem. Após a avaliação clínica, os dados foram tabelados e submetidos ao teste de Mann Whitney. A análise objetiva mostrou uma perda de densidade do pixel com escaneamento após 4 h em todas as combinações de condições de armazenamento. A análise subjetiva não evidenciou nenhuma alteração na imagem. Os autores concluíram que há uma

perda da densidade da imagem, que pode não ser detectada clinicamente, ao se escanear as placas de fósforo do sistema Digora[®] após 4 h de sua exposição.

Wenzel et al. (2006) compararam 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 examinados 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 (P_. 02), mas obteve menor especificidade que todos os outros sistemas, dentre 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) compararam o tempo total necessário para a realização de uma boca toda utilizando os sistemas digitais DenOptix[®] e ScanX[®]. Foram realizados 21 exames de boca-toda para cada sistema avaliado. O tempo total de cada procedimento foi determinado através de um cronômetro. Os passos estudados foram: 1 – dessensibilização, 2 - proteção da placa, 3 - posicionamento/exposição, 4 - remoção do invólucro protetor, adaptação da placa ao sistema e escaneamento e 5 - transferência da imagem digital da boca-toda. Os seis primeiros tempos registrados de cada sistema foram excluídos, para eliminar o período de calibração, que poderia influenciar nos resultados. Um teste T para grupos independentes foi aplicado aos dados. O tempo total necessário para realização de uma boca-toda não foi estatisticamente diferente entre o DenOptix[®] (31,2 minutos) e o ScanX[®] (27,1 minutos). O tempo de processamento do ScanX[®] foi menor que o necessário para o DenOptix[®], enquanto tempo de transferência da imagem foi bem menor no sistema DenOptix[®]. Para estes dois passos, a diferença entre os dois sistemas foi estatisticamente significativa. Concluiu-se que, apesar do tempo médio para a realização de uma boca-toda ter sido ligeiramente menor no sistema ScanX[®] do que no sistema DenOptix[®], esta diferença não foi estatisticamente significativa.

3. PROPOSIÇÃO

Tendo em vista a ausência de trabalhos que abordam tempos alternativos de dessensibilização do sistema DenOptix[®] no diagnóstico de cárie proximal, este trabalho tem os seguintes objetivos:

1- Avaliar subjetivamente a qualidade das imagens obtidas com as placas de fósforo do sistema DenOptix, parcialmente dessensibilizados.

2- Avaliar a qualidade diagnóstica das imagens, quando da utilização de tempos de dessensibilização alternativos, na detecção de cáries proximais em esmalte.

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). Foram selecionados quarenta dentes, sendo 20 pré-molares e 20 molares. Tais dentes deveriam apresentar superfícies hígdas ou pequenas desmineralizações nas proximais, além de aparente 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 hígdas.

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

Foi utilizado na pesquisa o Sistema DenOptix de radiografia digital (Gendex Dental Systems, Milan, Italy) e suas respectivas placas de fósforo. O tamanho da placa escolhida foi a número dois, com dimensões de 41mm x 31,2mm x 1mm e área ativa de 30mm x 40mm (Figura 2).



Figura 2 – Placa de fósforo do sistema DenOptix, frente e verso.

Como o sistema DenOptix[®] Scanner possui um tambor onde são acopladas as placas de fósforo para leitura, após a exposição das placas aos raios X, a leitura das placas ópticas foi realizada no *escanner* próprio do sistema. O tempo de leitura das imagens foi de 1min e 22s. As imagens capturadas foram 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).

As imagens foram capturadas com resolução de 300 dpi, apresentando tamanho do pixel de 85 x 85 μ m, matriz de 485 x 367 pixels com 8 bits para quantificação de níveis de cinza e resolução espacial de 6lp/mm, segundo informação do fabricante.

4.3 APARELHO DE RAIOS X E DADOS DE EXPOSIÇÃO

Os conjuntos placa-*phantom* foram expostos com um aparelho de raios X GE 1000 (General Electric Company, Milwaukee, WI, USA), operando com 60 kVp, 10 mA, 18 impulsos, filtro de alumínio de 1,5mm de espessura e distância foco-filme de 34 cm. Foi posicionada uma placa de acrílico de 1,2 cm de espessura simulando o tecido mole.

Durante a obtenção das imagens, os *phantoms* foram posicionados num dispositivo de acrílico, simulando a técnica do paralelismo. 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).

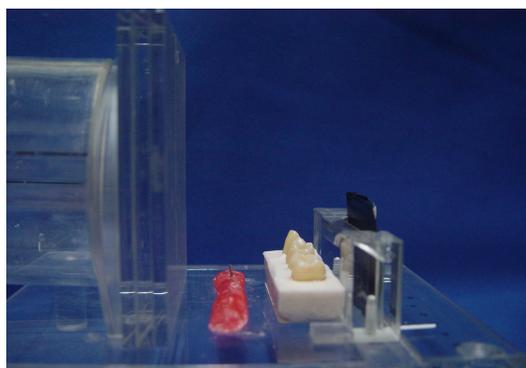


Figura 3 – Padronização da distância foco/placa e *phantom*/placa.

4.4 AVALIAÇÃO DA DOSE DE ENTRADA DO FEIXE DE RAIOS X

Utilizando-se um dosímetro apropriado, foram realizadas as medições da dose de radiação emitida pelo aparelho, para permitir uma avaliação mais objetiva do tempo de exposição e a dose, que podem variar entre as diferentes exposições radiográficas.

4.5 DESSENSIBILIZAÇÃO DAS PLACAS DE FÓSFORO

Para a dessensibilização das placas de fósforo, foi utilizado um negatoscópio composto por lâmpadas fluorescentes comuns, marca BEM (Eletro Médica Brasileira), com as seguintes especificações: 1700 lx de intensidade, dimensões de 38 x 48,5cm e área ativa de 35,5 x 40,5cm.

O Photometer 07-621, Nuclear Associate, NY, USA, foi utilizado para medir a intensidade de luz do negatoscópio. O aparelho foi ligado 5 min antes das medições, sendo que estas foram realizadas na porção central da superfície iluminada, local onde foram posicionadas as placas durante a dessensibilização,

considerando que as demais regiões do negatoscópio teriam intensidades de luz heterogêneas.

Foi utilizado um cronômetro regressivo da marca CASIO TMR-100, com a finalidade de medir o tempo exato em que a placa esteve exposta à luz do negatoscópio durante a sua dessensibilização.

Partindo do tempo inicial de 130s, foram estabelecidos outros 9 tempos de dessensibilização alternativos a serem estudados: 98s, 66s, 34s, 25s, 20s, 15s, 10s, 5s e 0s. Esses tempos correspondem, respectiva e aproximadamente, a: 75%, 50%, 26%, 19%, 15%, 11%, 8%, 4% e 0% do tempo de dessensibilização necessário para a eliminação de toda imagem residual da placa de fósforo do sistema DenOptix, utilizando um negatoscópio com 1700lx (Paganini, 2001; Lopes, 2002).

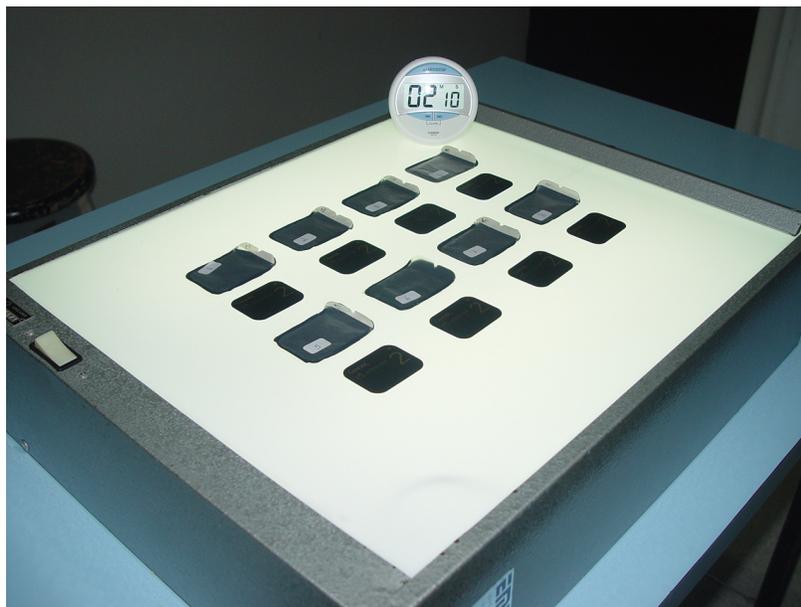


Figura 4 – Placas do Sistema DenOptix[®] e negatoscópio utilizados para dessensibilização.

4.6 OBTENÇÃO DAS IMAGENS

A placa de fósforo (PSP) selecionada foi posicionada sobre a região central da superfície do negatoscópio e o cronômetro foi programado com o tempo de 130s, o que torna o sensor completamente livre de sinais e, portanto, pronto para ser utilizado na obtenção das imagens.

Dessensibilizada, a PSP foi introduzida num invólucro plástico apropriado. O *phantom* foi posicionado no suporte, com uma haste de metal, incrustada num bastão de cera, posicionada verticalmente em frente a um dos dentes 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 placa-*phantom*. Os fatores de exposição foram mantidos durante todo o processo, de acordo com o protocolo pré-determinado para todas as tomadas radiográficas. A placa foi posicionada no suporte, foi realizada a exposição e sua conseqüente dessensibilização. O mesmo processo foi realizado utilizando-se os tempos de dessensibilização parciais citados anteriormente. Entre um tempo de dessensibilização e outro foi realizada uma dessensibilização com 130s, para evitar o acúmulo da imagem residual nas imagens adquiridas com os demais tempos de estudo. A placa era, então exposta, escaneada, dessensibilizada no tempo padrão, exposta novamente, escaneada e dessensibilizada no tempo alternativo. As imagens adquiridas entre um tempo de estudo e outro, com 130s de dessensibilização, foram descartadas.

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

Para cada um dos tempos de dessensibilização 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 400 imagens do montante de tempos de dessensibilização.

4.7 MONTAGEM E ANÁLISE DAS IMAGENS

Com a finalidade de se apresentar as imagens à análise dos examinadores, estas foram exportadas e montadas aos pares no programa *PowerPoint*, com todas as imagens apresentando as mesmas dimensões. As imagens foram então avaliadas na tela de um monitor de 17", sendo que cada par possuía uma imagem obtida com a placa totalmente dessensibilizada (imagem padrão). A posição da imagem padrão foi aleatória. Nesta fase, apenas as imagens das regiões de 1° pré-molar foram analisadas (Figura 5).

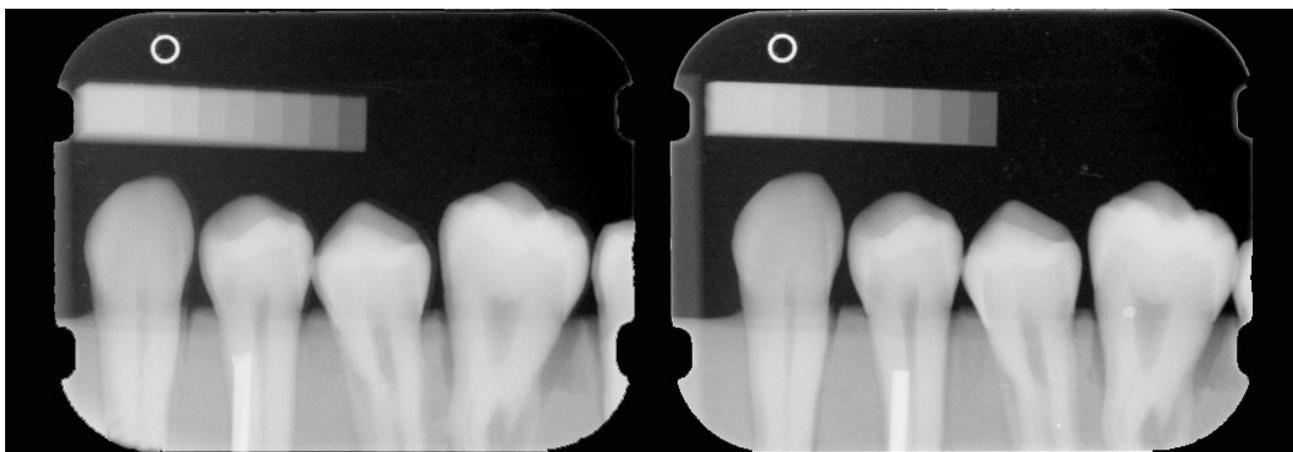


Figura 5 – Imagens montadas para a primeira avaliação.

As imagens foram avaliadas por 2 examinadores, ambos com no mínimo 5 anos de experiência profissional em radiologia odontológica. As imagens foram pareadas, formando um grupo de vinte imagens analisadas por vez, evitando-se assim que a fadiga visual pudesse comprometer os resultados. Foi estabelecido um intervalo de pelo menos um dia entre as avaliações dos grupos

de imagens. Cada examinador analisou um total de 100 pares de imagens num ambiente sem iluminação.

Os examinadores atribuíram escores aos pares de imagens projetadas na tela, sem terem conhecimento sobre as características de cada imagem. Para cada quesito, apresentado na tabela 1, abaixo, foi atribuído os escores: 0- péssimo, 1- regular, 2- boa e 3- excelente.

Tabela 1 – Relação dos quesitos analisados sobre a qualidade da imagem radiográfica

1 - Qualidade da Imagem :

1.1 - Nitidez

1.2 - Densidade

1.3 - Contraste

2 - Definição:

2.1 - Esmalte

2.2 – Dentina

2.3 - Junção amelo-dentinária (JAMD)

Os examinadores também avaliaram a presença ou ausência de imagem dupla em cada uma das imagens.

Os resultados desta primeira avaliação, depois de submetidos a correlação de Spearman, análise de variância e teste de Tukey, predeterminaram quais tempos de dessensibilização apresentavam imagens com qualidade suficiente para serem utilizadas na avaliação de cáries proximais.

Para a segunda análise, as imagens foram novamente 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 DenOptix®.

Durante a avaliação, o ambiente foi mantido sem iluminação. As imagens foram avaliadas por 5 examinadores, que tinham no mínimo 5 anos de experiência profissional, selecionados dentre os alunos do doutorado da disciplina de radiologia 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

Os critérios subjetivos de qualidade da imagem avaliados englobaram 6 variáveis: nitidez, densidade, contraste, esmalte, dentina e JAMD. Estas seis variáveis de resposta receberam dois tipos de tratamentos estatísticos: a análise de correlação, para avaliar a existência de associação linear entre a qualidade da imagem e o tempo empregado na dessensibilização da placa de fósforo, e a análise de variância, para testar a existência de diferenças entre as médias

verdadeiras da qualidade da imagem nos diferentes tempos. Sendo constatada diferença estatisticamente significativa, os dados foram submetidos ao teste de Tukey, com nível de 5% de significância, para se realizar aos pares as comparações múltiplas das médias.

Dado à natureza ordinal das variáveis de resposta (variáveis que representam a qualidade da imagem), optou-se pelo cálculo do coeficiente de correlação de Spearman, mais apropriado para estas situações. Todas as variáveis contaram com um n (número de observações válidas) de 200, um valor bastante alto e que não ofereceu problemas ao teste estatístico aplicado.

Para o quesito referente à presença de imagem dupla, foi construída inicialmente uma tabela de contingência, com o objetivo de avaliar a concordância dos avaliadores nos diagnósticos de presença de imagem dupla. O teste de qui-quadrado foi também aplicado a fim de verificar a existência de associação entre o tempo estudado e a presença de imagem dupla.

Observou-se, inicialmente, que foi utilizado um n de 200 e que havia duas respostas possíveis, o que justificou a utilização de um modelo logístico binário que permitiu a predição da ocorrência, ou não, de imagem dupla em função do tempo de dessensibilização.

Para a avaliação da acurácia das imagens obtidas com as placas dessensibilizadas com os tempos alternativos que obtiveram sucesso nas primeiras avaliações, 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 como fator principal a ser avaliado.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Sabe-se que o sistema DenOptix[®] possui um tambor que tem capacidade de realizar a leitura de 29 placas de fósforo simultaneamente, agilizando, assim, todo o processo de leitura das imagens digitais. O sistema é deficiente, entretanto, no processo de remoção da imagem residual das placas (dessensibilização), que é demorado e pode ser considerado como um fator de limitação do uso deste sistema na clínica diária. Uma diminuição no tempo de dessensibilização promoveria uma conseqüente diminuição no tempo para reutilização das placas, o que otimizaria e tornaria o sistema DenOptix[®] uma opção economicamente viável.

Segundo o fabricante, com 1000 lx, a imagem pode ser apagada em 1 min, e com 2000 lux ou mais, 30s seriam suficientes. Paganini, em 2001, avaliou o tempo de dessensibilização para a remoção total dos sinais residuais de imagem em relação à intensidade de lx e à dose de exposição, observando que 30s de dessensibilização, para todos os negatoscópios estudados e com fatores de 60kVp e 10 mA, ainda deixavam imagem residual. A dessensibilização total das placas, com a utilização de negatoscópio fluorescente com intensidade de 1700 lx, tendo, portanto, intensidade maior que 1000 lx, necessitou de 130s, ou seja, 2min e 10s para a eliminação total dos sinais de imagem restantes na placa. Concluiu-se que, se utilizados os tempos de dessensibilização estipulados no manual do fabricante, os operadores terão uma dessensibilização parcial da placa de fósforo com um mínimo de imagem latente residual, podendo este fator acarretar um acréscimo de ruído à imagem final.

Ainda em seu estudo, Paganini (2001) observou que dessensibilizando a placa de fósforo do sistema DenOptix[®] com o auxílio de um negatoscópio de 1700 lx durante 30s, 99,6% dos sinais da imagem residual são eliminados,

restando apenas 0,4% de imagem residual, o que aparentemente não causa prejuízo à imagem final.

Após a submissão dos dados encontrados nesta pesquisa, da avaliação da qualidade da imagem, ao cálculo do coeficiente de correlação de Spearman, observou-se que todos os valores-p foram inferiores a 1%, o que nos ofereceu fortes indícios de que todas as variáveis de qualidade analisadas apresentaram correlação com os tempos diferentes de 0, ou seja, as variações dos tempos estiveram associadas às medidas de qualidade. Todos os coeficientes de correlação foram positivos, significando que houve uma correlação direta entre o aumento nos valores da variável tempo com aumento de todos os valores indicadores de qualidade da imagem.

Por fim, as magnitudes destas associações significativas puderam ser avaliadas através do valor absoluto do coeficiente de correlação. Notou-se que a variável mais fortemente correlacionada ao tempo é a dentina, com 76,62% de correlação, significando que, este percentual de variação na qualidade da imagem da dentina esteve associado com a alteração do tempo de dessensibilização.

Considerando a grande subjetividade inerente ao processo de avaliação das imagens, pode-se sugerir que esta e qualquer associação com coeficiente de correlação maior que 70% seja considerada como muito alta. Adotando-se este critério, também foram muito altas as correlações entre a nitidez, o esmalte e a JAMD, indicando que todas elas estiveram fortemente associadas às variações do tempo (Tabela 2).

Tabela 2. Coeficientes de correlação de Spearman, teste para a hipótese de correlação nula e Número de observações válidas em cada coeficiente.

	Nitidez	Densidade	Contraste	Esmalte	Dentina	JAMD
Tempo	-0.74556	-0.57336	-0.58711	-0.72935	-0.76616	-0.72834
	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
	200	200	200	200	200	200

As associações entre densidade e tempo, e entre contraste e tempo, mesmo sendo significativas, não foram consideradas tão fortes como as listadas anteriormente, uma vez que o coeficiente de correlação foi inferior a 70%. A correlação entre densidade e tempo foi 57,34%, e entre contraste e tempo foi 58,71%.

Tabela 3 - Média, desvio padrão, erro padrão, teste de Tukey e síntese do teste F aplicado ao quadro de análise de variância da nitidez entre os tempos de dessensibilização, em segundos.

Tempo	N Obs	Média	Desvio Padrão	Erro padrão	Tukey
130	20	1.80	0.4103913	0.0917663	A
98	20	1.80	0.4103913	0.0917663	A
66	20	1.75	0.4442617	0.0993399	A
34	20	1.75	0.4442617	0.0993399	A
25	20	1.60	0.5026247	0.1123903	A
20	20	1.40	0.6805570	0.1521772	A
15	20	0.90	0.7880689	0.1762176	B
10	20	0.55	0.6863327	0.1534687	B
5	20	0.10	0.3077935	0.0688247	C
0	20	0	0	0	C

F tempo: 58.07 valor-p: <.0001 Coef. de Determinação: 78,69% C.V.: 36,31

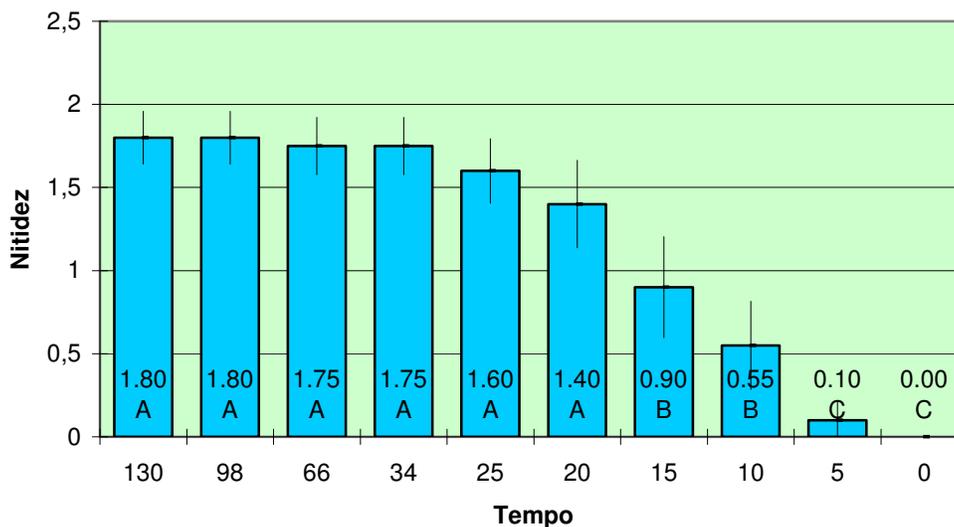


Figura 6 – Comparação das médias dos valores de nitidez segundo os tempos de dessensibilização.

Como pode ser observado na tabela 3 e na figura 6, a análise de variância e o teste de Tukey nos forneceram indícios ($p < 0,01$) de que há formação de três grupos desconexos de nitidez: um grupo que congrega os tempos de 130s a 20s, outro grupo com média inferior de nitidez, formado pelos tempos de 15s e 10s, e, por fim, um terceiro grupo formado pelos tempos de 5s e 0s, que apresentaram as menores médias de nitidez, sendo que no tempo de 0s houve nitidez zero em todas as avaliações, revelados na média e no desvio padrão.

Após a análise dos dados referentes ao quesito nitidez, foram analisados os dados referentes à densidade (tabela 4 e figura 7).

Tabela 4 - Média, desvio padrão, erro padrão, teste de Tukey e síntese do teste F aplicado no quadro de análise de variância da densidade entre os tempos de dessensibilização em segundos..

Tempo (seg)	N Obs	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Tukey
130	20	1.55	0.5104178	0.1141329	A
98	20	1.50	0.5129892	0.1147079	A
66	20	1.45	0.5104178	0.1141329	A
34	20	1.55	0.5104178	0.1141329	A
25	20	1.50	0.5129892	0.1147079	AB
20	20	1.20	0.4103913	0.0917663	ABC
15	20	1.10	0.3077935	0.0688247	BC
10	20	1.00	0.3244428	0.0725476	CD
05	20	0.65	0.4893605	0.1094243	DE
0	20	0.45	0.5104178	0.1141329	E

F tempo: 25.80 valor-p: <.0001 Coef. de Determinação: 70,23% C.V.: 29,08

O teste F mostrou que a variação decorrente das alterações do tempo de exposição foi 25,8 vezes maior que o acaso, fornecendo fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de diferenças entre as médias verdadeiras de densidade em pelo menos dois dos tempos comparados.

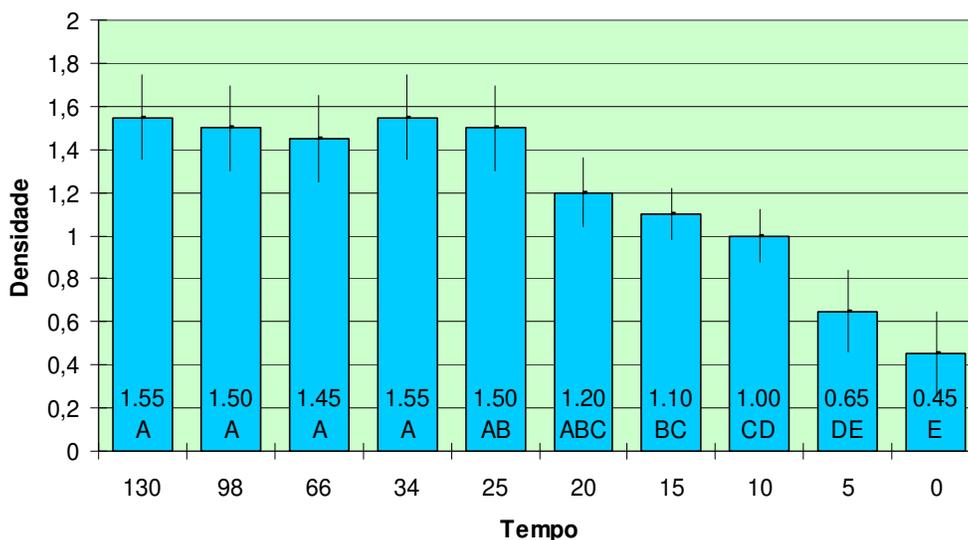


Figura 7 - Comparação das médias dos valores de densidade segundo os tempos de dessensibilização.

Ainda observando os dados na tabela 4 e na figura 7, pôde-se verificar diferença significativa entre as médias verdadeiras de densidade dos tempos 130s a 34s em relação às médias dos tempos 15s a 0s.

Também a média de densidade do tempo 25s diferiu significativamente das dos tempos de 10s a 0s; as médias dos tempos de 20s e 15s diferiram significativamente das dos tempos de 5s e 0s; e que a média do tempo 10s diferiu significativamente da do tempo 0s.

A seguir estão descritos os resultados referentes ao quesito contraste:

Tabela 5 - Média, desvio padrão, erro padrão, teste de Tukey e síntese do teste F aplicado ao quadro de análise de variância do contraste entre os tempos de dessensibilização, em segundos.

Tempo (seg)	N Obs	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Tukey
130	20	1.25	0.5501196	0.1230105	A
98	20	1.25	0.5501196	0.1230105	A
66	20	1.25	0.5501196	0.1230105	A
34	20	1.25	0.5501196	0.1230105	A
25	20	1.20	0.5231484	0.1169795	A
20	20	0.95	0.2236068	0.0500000	AB
15	20	0.90	0.3077935	0.0688247	AB
10	20	0.75	0.4442617	0.0993399	B
05	20	0.35	0.4893605	0.1094243	C
0	20	0.15	0.3663475	0.0819178	C

F tempo: 26,72 valor-p: <.0001 Coef. de Determinação: 70,74% C.V.: 37,48

O teste F demonstrou que a variação decorrente das alterações do tempo de exposição foi 26,72 vezes maior que o acaso, o que fornece fortes indícios ($p < 0,0001$) da existência de diferenças entre as médias verdadeiras de contraste em pelo menos dois dos tempos comparados (Tabela 5).

O teste de Tukey revelou que os contrastes observados nos tempos de 130s a 25s apresentaram médias significativamente maiores que as dos tempos 10s, 5s e 0s. Também há indícios de diferenças entre as médias verdadeiras dos tempos 20s, 15s e 10s e dos tempos 5s e 0s (Tabela 5 e Figura 8).

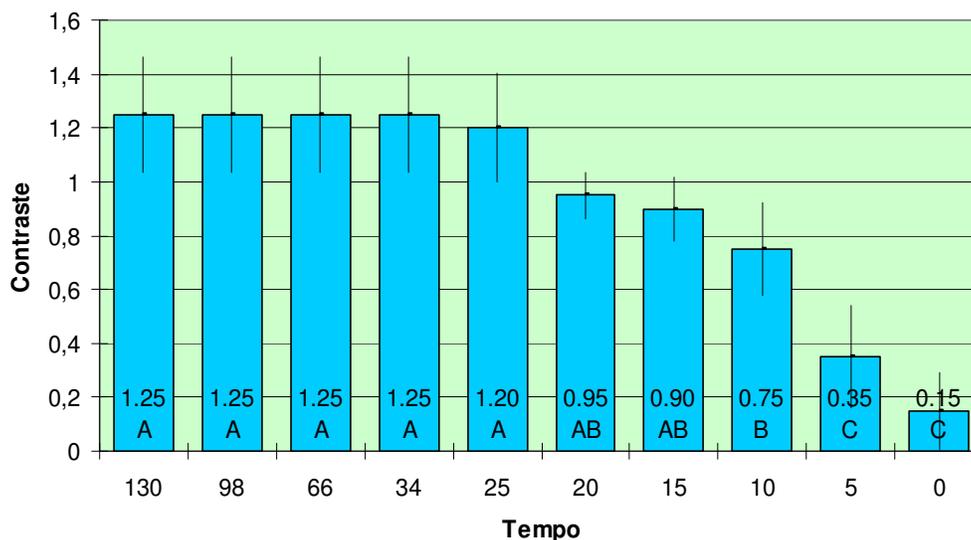


Figura 8 - Comparação das médias dos valores de contraste segundo os tempos de dessensibilização.

Os dados referentes ao quesito esmalte estão demonstrados na tabela 6 e figura 9, dispostas a seguir:

Tabela 6 - Média, desvio padrão, erro padrão, teste de Tukey e síntese do teste F aplicado ao quadro de análise de variância do esmalte entre os tempos de dessensibilização, em segundos.

Tempo (seg)	N Obs	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Tukey
130	20	1.60	0.5026247	0.1123903	A
98	20	1.45	0.5026247	0.1123903	A
66	20	1.50	0.5129892	0.1147079	A
34	20	1.60	0.5104178	0.1141329	AB
25	20	1.25	0.4442617	0.0993399	AB
20	20	1.05	0.6048053	0.1352386	BC
15	20	0.80	0.6155870	0.1376494	CD
10	20	0.40	0.5026247	0.1123903	DE
05	20	0.15	0.3663475	0.0819178	E
0	20	0.05	0.2236068	0.0500000	E

F tempo: 38,84 valor-p: <.0001 Coef. de Determinação: 71,25% C.V.: 43,84

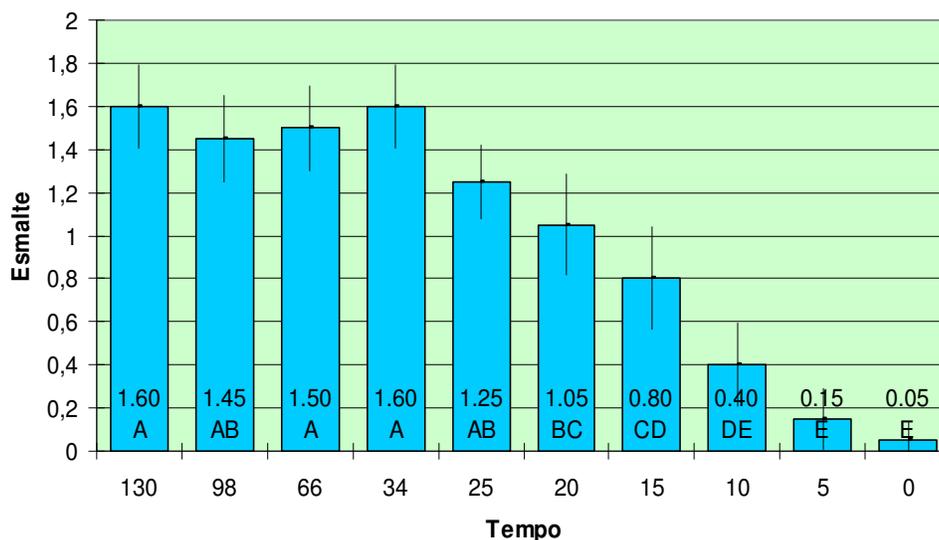


Figura 9 - Comparação das médias referentes à visibilidade do esmalte em relação ao tempo de dessensibilização.

O teste F demonstrou que a variação decorrente das alterações do tempo de exposição é 38,84 vezes maior que o acaso, demonstrando a existência de diferenças significativas ($p < 0,01$) entre as médias verdadeiras de esmalte em pelo menos dois dos tempos comparados (Tabela 6).

O coeficiente de determinação nos mostrou um modelo bastante ajustado aos dados, justificando os 71,25% das variações observadas na variável de resposta.

O teste de Tukey detectou a existência de diferenças entre as médias verdadeiras observadas nos tempos 130s, 66s e 34s em relação a todas as médias com tempo igual ou inferior a 20s. As médias de esmalte nos tempos 98s e 25s diferiram significativamente das médias do tempo igual ou inferior a 15s, e as médias do tempo 20s foram significativamente maiores que as médias do tempo igual ou inferior a 10s, enquanto a média do tempo 15 é significativamente maior que as médias dos tempos 5s e 0s (Tabela 6 e Figura 9).

Os dados obtidos no quesito dentina estão apresentados na tabela 7 e na figura 10, em seguida:

Tabela 7 - Média, desvio padrão, erro padrão, teste de Tukey e síntese do teste F aplicado no quadro de análise de variância da dentina.

Tempo	N Obs	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Grupo de Tukey
130	20	1.95	0.2236068	0.0500000	A
98	20	1.95	0.2236068	0.0500000	A
66	20	1.95	0.2236068	0.0500000	A
34	20	1.95	0.2236068	0.0500000	A
25	20	1.95	0.2236068	0.0500000	A
20	20	1.70	0.6569467	0.1468977	A
15	20	1.25	0.8506963	0.1902215	B
10	20	0.50	0.7608859	0.1701393	C
5	20	0.15	0.4893605	0.1094243	CD
0	20	0	0	0	D

F tempo: 74,94 valor-p: <.0001 Coef. de Determinação: 81,32% C.V.: 31,37

O teste F demonstrou que a variação decorrente das alterações do tempo de dessensibilização é 74,94 vezes maior que o acaso, oferecendo fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de diferenças entre as médias verdadeiras de dentina entre pelo menos dois dos tempos comparados.

O teste de Tukey demonstrou a formação de dois grupos completamente desconexos, o primeiro formado pelos tempos entre 130s e 20s, que apresentaram médias significativamente maiores que as dos demais tempos, porém não permitindo afirmar existir diferenças dentro deste grupo. Um segundo grupo unitário é formado pelo tempo de 15s, com média significativamente inferior à do primeiro grupo e superior às dos demais tempos (Tabela 7 e Figura 10).

Também, há indícios de diferenças entre as médias verdadeiras observadas nos tempos de 10s e 0s, não se podendo afirmar, entretanto, que quaisquer delas difiram do tempo 5s.

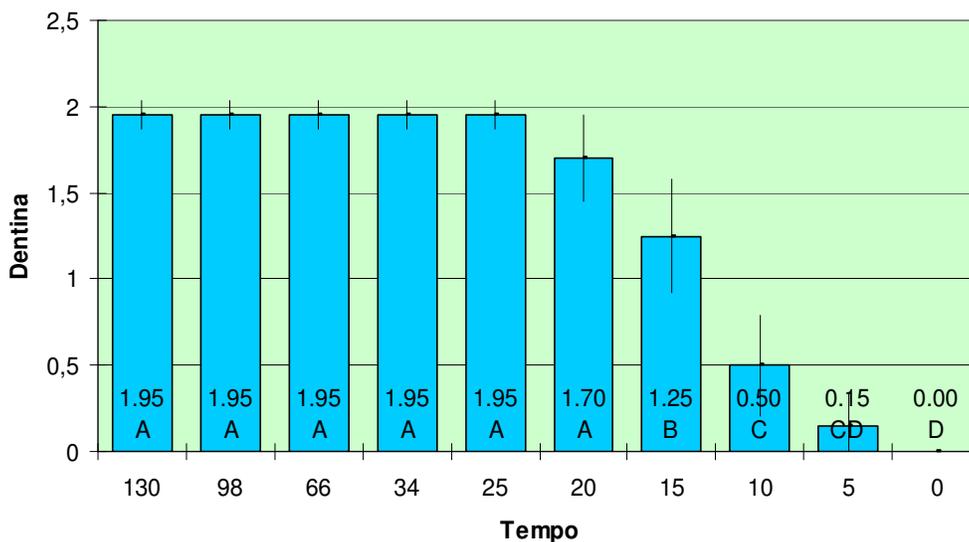


Figura 10 – Comparação das médias dos valores de avaliação da dentina segundo os tempos de dessensibilização.

No quesito JAMD, também foram aplicados os mesmos testes utilizados nas demais categorias.

Tabela 8 - Média, desvio padrão, erro padrão, teste de Tukey e síntese do teste F aplicado ao quadro de análise de variância da JAMD entre os tempos de dessensibilização, em segundos.

Tempo (seg)	N Obs	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Tukey
130	20	1.1578947	0.4188539	0.0960917	A
98	20	1.2105263	0.3746343	0.0859470	A
66	20	1.1578947	0.3746343	0.0859470	A
34	20	1.1578947	0.3746343	0.0859470	A
25	20	1.1052632	0.3153018	0.0723352	A
20	20	1.0000000	0.4714045	0.1081476	A
15	20	0.5789474	0.5072573	0.1163728	B
10	20	0.3684211	0.4955946	0.1136972	BC
5	20	0.1052632	0.3153018	0.0723352	C
0	20	0	0	0	C

F tempo: 33,06 valor-p: <.0001 Coef. de Determinação: 68,08% C.V.: 46,04

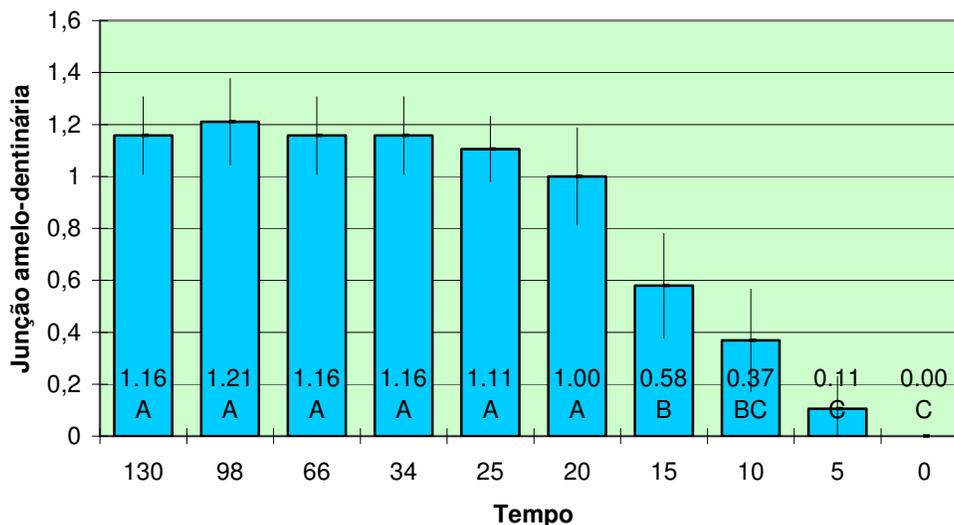


Figura 11 - Comparação das médias dos valores de avaliação da junção amelo-dentinária segundo os tempos de dessensibilização.

O teste F demonstrou que a variação decorrente das alterações do tempo de exposição é 33,06 vezes maior que o acaso, revelando fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de diferenças entre as médias verdadeiras de JAM em pelo menos dois dos tempos comparados.

O teste de Tukey revelou a formação de um grupo completamente distinto, o formado pelos tempos de 130s a 20s, que apresentaram médias significativamente maiores que as dos demais tempos, não permitindo afirmar existir diferenças dentro deste grupo. Uma segunda diferença significativa entre as médias é a do tempo de 15s em relação aos tempos de 5s e 0s, como pode ser observado na tabela 8 e figura 11. O coeficiente de determinação do quesito JAM mostrou um modelo bastante ajustado aos dados, representando 68,08% das variações observadas na variável de resposta. Tal valor é satisfatório, porém inferior ao observado nos outros quesitos. O coeficiente de variação demonstrou uma relação entre o desvio padrão e a média que excedeu a 40%, o que pode ter sido resultado de um excesso de variação dentro de cada grupo e que poderia

indicar um re-estudo dos procedimentos com o objetivo de melhor avaliar este quesito.

No quesito que avaliou a ocorrência de imagens duplas nos diferentes tempos de dessensibilização testados, foram conduzidas análises visando avaliar a acurácia dos avaliadores e, em seguida, o desenvolvimento de um modelo de regressão logística que objetivou utilizar o tempo de dessensibilização como preditor da ocorrência de imagens duplas. A concordância dos avaliadores quanto à ocorrência de imagem dupla assumiu uma importância fundamental para este estudo, pois não havia padrão ouro para esta análise. Se houvesse uma grande proporção de discordância entre os avaliadores existiria a possibilidade de que os resultados tivessem tido maior influência do acaso que, realmente, do tempo em estudo.

A tabela 9, de contingência, mostra os resultados de avaliação da concordância interexaminador ao identificar a presença de imagem dupla.

Tabela 9 Tabela de contingência da identificação de imagem dupla nos diferentes tempos de dessensibilização estudados.

Frequência Porcentagem (%) Linha Pct Coluna Pct		Avaliador 2		
		Não	Sim	Total
Avaliador 1	Não	59	2	61
		59,00	2,00	61,00
		96,72	3,28	
		96,72	5,13	
	Sim	2	37	39
		2,00	37,00	39,00
		5,13	94,87	
		3,28	94,87	
Total		61	39	100
		61,00	39,00	100,00

Foram observados fortes indícios de associação entre a identificação de imagem dupla pelos dois avaliadores. Observou-se que eles concordaram em 96% dos casos. Este percentual de concordância, *per se*, nos dá uma idéia da qualidade da avaliação, visto que em apenas 4 casos (4%) há discordância entre os dois avaliadores: 2 casos nos quais o avaliador 2 afirma existir imagem dupla e o avaliador 1 não a detecta, e outros 2 casos nos quais o avaliador 1 visualiza a imagem dupla, não registrada pelo avaliador 2.

O teste do qui-quadrado forneceu fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de associação entre as linhas e as colunas da tabela 10, significando que quando o avaliador 1 pontuou a presença de imagem dupla, esta resposta coincidiu com o escore do avaliador dois na grande maioria dos casos, sendo que o coeficiente de correlação Phi apontou para uma associação da ordem de 91,59%, o mesmo ocorrendo com o coeficiente de correlação V de Cramer que nos forneceu um valor semelhante (91, 58%).

Uma vez definida a validade da observação de imagem dupla, partiu-se para o desenvolvimento de regressões logísticas, uma para cada avaliador, a fim de se prever a probabilidade de não-ocorrência da imagem dupla em função do tempo de dessensibilização estudado. O n de 200 e a presença de duas respostas possíveis ('N' e 'S') justificaram a utilização de um modelo logístico binário que permitiu a predição da ocorrência, ou não, de imagem dupla em função do tempo de dessensibilização.

Observou-se que a freqüência total de observações com imagem dupla foi de 122, ao passo que não ocorreram imagens duplas em 78 das observações. Quando foi avaliada a qualidade do modelo usado para predição, partiu-se, então, para a análise do fator e observou-se que o efeito do tempo foi altamente significativo ($p < 0,01$) na predição da ocorrência de imagens duplas.

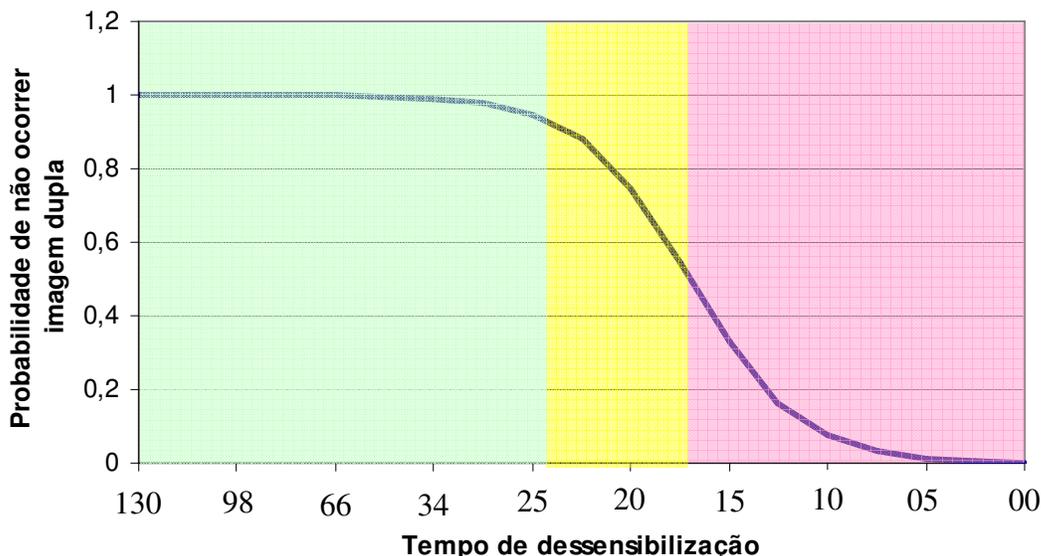


Figura 12 - Modelo de regressão logística binomial para predição da ocorrência de imagem dupla em função do tempo.

Conforme pode ser observado na figura 12, a área que vai de 130s a 24s é considerada uma área de segurança, onde se pode realizar imagens digitais com nenhuma probabilidade de ocorrência de imagem dupla. O intervalo de tempo entre 24s e 17s pode ser considerado uma área de atenção, onde ainda não há inversão da curva, mas já se tem uma maior probabilidade de ocorrência de imagem dupla. O ponto crítico, onde se inicia a inversão da curva, é o tempo de 17s, em que a probabilidade de ocorrência de imagem dupla se torna maior que a não-ocorrência, até chegar ao tempo 0s, onde a probabilidade de ocorrência de imagem dupla é de 100%. Apesar dos tempos de 24s e 17s não serem os tempos estudados neste trabalho, sendo este resultado obtido através da análise estatística, ambos merecem atenção ao se escolher um tempo de dessensibilização das placas de fósforo do sistema DenOptix.

A concordância observada de 96,50% é um valor bastante satisfatório, sendo baixa a ocorrência de discordância, evidenciando a eficácia do modelo que explica a ocorrência de imagem dupla em função do tempo.

As estatísticas de correlação contam com valores da ordem de mais de 95%, sendo um excelente ajuste para os dados e fornecem, em conseqüência, excelentes indícios de sensibilidade e especificidade coerentes com o desejado em um estudo desta natureza.

Deste modo, pode-se concluir que o tempo de dessensibilização está fortemente correlacionado com a ocorrência de imagem dupla, e que o tempo de 17s é o separador mais plausível entre a ocorrência, ou não, deste tipo de imagem (Figura 12).

Em 1996, Borg & Gröndahl referiram que, embora a análise subjetiva da qualidade da imagem não deva corresponder totalmente às necessidades clínicas do diagnóstico, ela pode ser usada como parâmetro para um estudo comparativo entre os sistemas radiográficos. Isto é particularmente verdadeiro quando os avaliadores são instruídos a observar a qualidade diagnóstica das imagens e não a aparência das mesmas. Neste trabalho, os profissionais analisaram as imagens e a qualidade das informações nelas contidas através da marcação de escores referentes a quesitos pré-estabelecidos, e a aparência da imagem foi padronizada pela utilização de um aparato de acrílico que permitia o estabelecimento de uma padronização geométrica dos elementos constituintes da imagem.

Em relação às estruturas anatômicas, visualizadas nas radiografias periapicais, através de análise subjetiva, Lopes (2002) realizou um estudo empregando diferentes tempos de dessensibilização, chegando-se à conclusão que apenas o uso de placas de fósforo do sistema DenOptix, dessensibilizadas por um tempo de 0s afetou negativamente a qualidade da imagem, quando avaliadas as estruturas anatômicas. Nossos resultados diferiram dos resultados deste trabalho por termos estabelecido uma avaliação por escores e não por escolha da imagem que mais agradasse ao observador, além do fato de o objeto avaliado, no estudo aqui cotejado, ser uma mandíbula macerada que não sofreu

qualquer movimentação durante o experimento, havendo uma sobreposição das imagens sempre na mesma posição, tornando quase impossível a possibilidade da ocorrência de imagem dupla e, talvez, desta forma melhorando a qualidade radiográfica da imagem. Já em nosso estudo, o tempo de 0s também foi insatisfatório, assim como os tempos de 15s, 10s e 5s. Este fato se deve a movimentação das estruturas analisadas para a obtenção de imagens separadas de cada dente estudado, o que simula o que ocorre em uma situação clínica.

É importante frisar que, neste estudo, não foi permitida a manipulação das imagens, a fim de que se pudesse analisar apenas o fator tempo de dessensibilização em relação à qualidade da imagem e ao diagnóstico de cárie. A presença de ruído em placas de fósforo parcialmente dessensibilizadas deve ser considerada um fator quando se faz necessária a manipulação da imagem, pois, segundo Versteeg *et al.* (1997), a densidade da imagem digital poderá ser aumentada até se tornar adequada, mas a imagem tratada apresentará um acréscimo de ruído. Portanto, se a placa manipulada já apresenta um acréscimo de ruído referente ao tempo de dessensibilização, durante a sua manipulação pode haver uma maior produção de ruído, o que possivelmente irá comprometer a qualidade da imagem.

Shrout *et al.* (1996) afirmaram que a manipulação da imagem pode ser benéfica, mas que a seleção da ferramenta correta consome um grande tempo de trabalho, além de exigir que o observador tenha capacidade de escolher subjetivamente. A utilização correta das ferramentas de manipulação requer, portanto, um treinamento do observador para que a manipulação seja executada corretamente, o que demandam maior tempo de trabalho e experiência profissional.

Para um bom desempenho no diagnóstico de cárie, segundo Wenzel (1998), um alto contraste é um requisito extremamente necessário. As imagens radiográficas devem ter um alto grau de escurecimento (densidade), para permitirem uma boa base para o diagnóstico de cárie. Como a melhora no

diagnóstico de cárie em imagens manipuladas ainda é uma questão controversa entre a maioria dos autores, é importante manter o cuidado durante a aquisição das imagens radiográficas, ao invés de se tentar chegar a uma imagem adequada para o diagnóstico através das ferramentas do sistema (Møystad et al., 1996; Shrout, 1996; Wenzel, 1998).

De acordo com os resultados encontrados neste trabalho, utilizando-se tempos de dessensibilização entre 130s e 20s, é possível obter imagens de boa qualidade e sem duplicidade, o que demonstra que, apesar da existência de sinais residuais de imagem nas placas assim dessensibilizadas, este percentual de ruído ainda é aceitável.

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, 51 estavam híginas, 26 apresentavam cárie em esmalte e apenas 3 apresentavam cárie no terço externo da dentina.

Desta forma, quanto mais incipientes as lesões, menores são as taxas de cárie registradas radiograficamente. Isto implica valores bastante reduzidos de acurácia (índice de acerto). Os valores médios de acurácia, dos avaliadores para cada tempo de dessensibilização avaliado, foram determinados de acordo com a área sob a curva ROC e estão apresentados na figura 13.

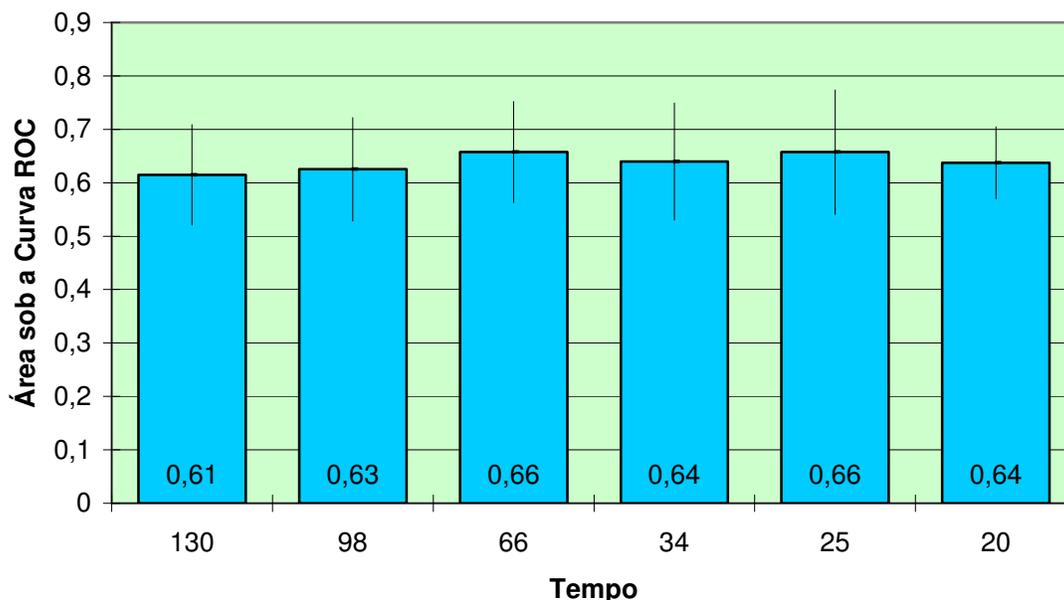


Figura 13 - Médias dos valores de acurácia em relação ao tempo de dessensibilização estudado.

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; Hintze & Wenzel, 2003). Em nosso estudo, as 80 faces avaliadas foram submetidas ao exame histológico, para dar maior consistência aos resultados.

Os valores de acurácia obtidos variaram entre 61 e 66%. Estes valores baixos de acurácia no diagnóstico de cárie indicam que uma grande parte das lesões que compuseram a amostra não foi detectada (falso-negativo) ou então, superfícies híginas foram classificadas como cariadas (falso-positivo). Acreditamos que estes resultados reflitam o fato da amostra ser composta de lesões de cárie restritas ao esmalte. Em nossa amostra, apenas 3 faces apresentavam lesões que se estendiam ao terço externo da dentina, sendo a maior parte das faces cariadas constituída de lesões de esmalte, o qual, segundo Pontual (2005), apresenta baixa

radiotransparência, independente da quantidade de desmineralização apresentada, tornando difícil a detecção de cárie limitada à sua estrutura.

Diversos estudos utilizaram as áreas sob a curva ROC para avaliar a acurácia do método radiográfico na detecção da presença ou ausência de cárie proximal. Quanto maior a área sobre a curva ROC, maior a acurácia. Wenzel et al. (1995), ao compararem sistemas digitais na detecção de cárie proximal, encontraram área de 0,611 para o sistema Digora[®]; Matsuda et al. (1995) encontraram áreas entre 0,64 e 0,69; Hintze et al. (2002) encontraram valores de áreas entre 0,65 e 0,69 para os sistemas Digora[®] e DenOptix[®]. Estes valores de acurácia se aproximam dos valores encontrados neste estudo.

Outros estudos, contudo, apontam valores de acurácia superiores aos dos estudos supra-referidos: Haak et al. (2001) encontraram valores de acurácia situados entre 0,73 e 0,77 para os métodos radiográficos estudados; Nielsen et al. (1996) encontraram, para o sistema digital, 0,85 e para o filme radiográfico de 0,87; Moystad et al. (1996) encontraram área de 0,68 para o filme radiográfico e 0,78 para o sistema digital Digora[®]; Svanaes et al. (1996) encontraram áreas para o filme e para o sistema digital Digora[®] de, respectivamente, 0,72 e 0,71.

A explicação para os resultados citados anteriormente pode estar relacionada à utilização de amostras de características diversas, uma vez que parte das faces cariadas, nos estudos desses autores, apresentava desmineralização na dentina e cavitação. E também, porque alguns desses trabalhos utilizarem o exame radiográfico e o exame visual como método de validação.

Neste estudo, foi possível observar que, utilizando 20s de dessensibilização das PSPs, não houve prejuízo na imagem final em nenhum dos quesitos referentes à qualidade da imagem, nem no que se refere ao diagnóstico de cárie, o que leva a crer que a quantidade de imagem residual presente nas

imagens de placas dessensibilizadas até no mínimo 20s não interfere na qualidade final das imagens radiográficas do sistema DenOptix.

6. CONCLUSÃO

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

1. Os tempos de dessensibilização entre 130 e 20 segundos apresentam melhor qualidade geral de imagem e menor probabilidade de presença de imagem dupla.
2. Os tempos de dessensibilização de 130 a 20 segundos mostraram bom desempenho no diagnóstico de cárie proximal em esmalte, sendo, por conseguinte, uma alternativa viável para a redução do tempo de trabalho na clínica diária.

REFERÊNCIAS*

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.

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

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.

Dentsply International. GENDEX Dental X-Ray. DenOptix Digital Imaging System: user manual and installation guide. Milano: Gendex Dental System; 1997

Dentsply International. GENDEX Dental X-Ray. DenOptix QST: operator and service manual. Milano: Gendex Dental System; 2005

Dove SB, mcDavid WD. A comparison of conventional intra-oral radiography and computer imaging techniques for the detection of proximal surface dental caries. *Dentomaxillofac Radiol.* 1993; 21(3): 127-34.

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.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

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.

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

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.

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.

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.

Lopes SLPC. Análise da qualidade de imagens obtidas em sensores do sistema DenOptix parcialmente dessensibilizados [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.

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.

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

Møstad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl 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.

Paganini, GA. Estudo comparativo entre dois sistemas radiográficos digitais submetidos à diferentes condições de trabalho [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

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.

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.

Svanaes DB, MØystad A, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl 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.

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.

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 "**Análise da qualidade diagnóstica das imagens obtidas com sensores do sistema DenOptix, parcialmente dessensibilizados, na interpretação de cáries proximais em esmalte**", protocolo nº **095/2006**, dos pesquisadores **DANIELA PITA DE MELO** e **FRAB NORBERTO BÓSCOLO**, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 06/09/2006.

The Research Ethics Committee of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that project "**Evaluation the DenOptix System images quality, using partially erased imaging plates on enamel approximal caries diagnosis**", register number **095/2006**, of **DANIELA PITA DE MELO** and **FRAB NORBERTO BÓSCOLO**, comply with the recommendations of the National Health Council – Ministry of Health of Brazil for researching in human subjects and was approved by this committee at 06/09/2006.


Prof. Cecilia Gatti Guirado
Secretária
CEP/FOP/UNICAMP


Prof. Jacks Jorge Júnior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

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