



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



C.D. André Luiz da Silva

**Análise da influência da angulação horizontal e da
compressão de imagens digitais no diagnóstico de
cavidades proximais**

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

**Piracicaba
2006**



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



C.D. André Luiz da Silva

**Análise da influência da angulação horizontal e da
compressão de imagens digitais no diagnóstico de
cavidades proximais**

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

Orientador: Prof. Dr. Francisco Haiter Neto

Banca Examinadora:

Profa. Dra. Gisela André Paganini
Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo
Prof. Dr. Francisco Haiter Neto

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a resolução CCPG 036/83.

CPG, 16/09/2006

.....
Assinatura do Orientador

**Piracicaba
2006**

UNIDADE BC
Nº CHAMADA T/UNICAMP
SI38a
V _____ EX _____
TOMBO BC/ 70714
PROC. 16.P.00123.06
C _____ * _____
PREÇO 11,00
DATA 22/11/06
BIB-ID 392 011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Si38a Silva, André Luiz da.
Análise da influência da angulação horizontal e da compressão de imagens digitais no diagnóstico de cavidades proximais. / André Luiz da Silva. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2006.

Orientador: Francisco Haiter Neto
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Radiologia. 2. Cáries dentárias. 3. Intensificação de imagem radiográfica. I. Haiter Neto, Francisco. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
(mg/fop)

Título em inglês: Analysis of the influence of horizontal angulation and digital image compression on the diagnosis of proximal cavities

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Radiology. 2. Dental caries. 3. Radiography image enhancement

Área de concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Mestre em Radiologia Odontológica

Banca examinadora: Gisela André Paganini, Frab Norberto Bóscolo, Francisco Haiter Neto

Data da defesa: 23/02/2006



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 23 de Fevereiro de 2006, considerou o candidato ANDRÉ LUIZ DA SILVA aprovado.

PROF. DR. FRANCISCO HAITER NETO

PROFa. DRa. GISELA ANDRÉ PAGANINI

PROF. DR. FRAB NORBERTO BOSCOLO

200629100

Dedicatória

Dedico este trabalho a:

Meus maravilhosos pais, **Marli** e **Otávio**, pela paciência e amor, bem como pela confiança em minha capacidade e em meu caráter;

A meu querido irmão **Tiago**, meu grande amigo, que me compreende e apóia em todas as horas;

A meus avós, **Otávio**, **Helena** e **Adelino**, sempre presentes em meu coração.

A vocês, com amor e admiração!

*“A ciência pode impor limites ao conhecimento,
mas nunca deve impor limites à imaginação”*

Bertrand Russel (1872-1970)

Agradecimentos Especiais

Agradeço de maneira especial e carinhosa:

À pessoa humana que é meu querido orientador, **Prof. Dr. Francisco Haifer Neto**: pela sabedoria, pela imensa paciência e atenção a mim sempre dedicados, pela grande compreensão e tolerância com a qual entendia meus erros, por tudo isso e muito, mas muito mais mesmo, gostaria de expressar minha sincera gratidão, admiração e respeito!

Ao **Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo**, meu orientador em um primeiro momento, pessoa que neste tempo de convivência sempre se mostrou sábia, amiga e tutora, me complementando com conhecimento e estando presente de maneira a me ajudar, mesmo nos momentos mais difíceis. A você, Professor, minha sincera admiração.

Agradecimentos

À **Deus**, parceria concreta e verdadeira em todos os momentos, em todos os dias, em todas as lágrimas e sorrisos.

À **Profa. Dra. Solange Maria de Almeida**, pelo carinho e amor, dedicados a todos os alunos da disciplina e pela excelente profissional que é.

Ao **Prof. Dr. Mário Roberto Vizioli**, meu respeito e admiração.

Aos companheiros da Clínica Radiológica desta Faculdade, com os quais tive o prazer de trabalhar: **Waldeck, Fernando e Giselda**, pela alegria e imensa ajuda que forneceram durante todo o curso.

À **Roberta**, por ser esta excelente profissional, um exemplo de competência, eficiência e zelo.

À **Raquel Marcondes**, cuja eficiência nos motiva e nos faz desejar ser melhores profissionais.

À **CAPES** pela concessão da bolsa durante o curso.

À minha amiga da graduação, **Luciana** pelos risos e pelo bom humor, que me ajudaram a enfrentar esta etapa da minha vida de uma forma menos árdua.

Aos meus amigos da graduação, **Tietê, Heloísa, Letícia, Anne, Pop, Fábio Summa, Daiane, Bel Scott, Bel Cintra** pelo bom humor e descontração aos quais nunca esquecerei.

Aos 16 colegas, examinadores deste trabalho, sem os quais esta dissertação não seria escrita, **Flávio Viero, Roberta Alonso, Flávia Ramos, Fábio Guedes, Maria Caldas, Débora, André Silva, Andréa Pontual, Américo Correr, Adriana Dibo, Ana Paula Silva, Ellen, Mário Costa, Raphael Aquilino, Roselaine Coelho e**

Janaína Dantas. Obrigado pela enorme paciência de avaliar as 240 imagens!!!

Aos meus tios **Nilfan** e **Alceu**, pelo incrível bom humor. Às minhas tias **Dilma** e **Creusa**, pelos aconselhamentos e amizade. Aos meus primos **Nilfan Jr.**, **Kamilla**, **Luciano** e **Fernanda** pelas conversas e bons momentos.

Aos meus colegas de Mestrado e Doutorado: **Andréa Pontual**, **Andréa Domingos**, **Etienne**, **Maria Luíza Pontual**, **Adriana**, **Fábio**, **Flávia**, **Juliana**, **Mário**, **Maria**, **Ellen**, **Flávio**, **Nilson**, **Karina**, **Raphael** e **Fabício** pela agradável convivência, experiência e aprendizado trocados.

A todos os professores desta Faculdade de Odontologia, que colaboraram de certa forma para a moldagem de meu caráter.

Sumário

1- Listas.....	1
2- Resumo.....	6
3- Abstract.....	7
4- Introdução.....	8
5- Revisão de Literatura.....	12
6- Proposições.....	41
7- Materiais e Método.....	42
8- Resultados e Discussão.....	55
9- Conclusões.....	76
10-Referências Bibliográficas.....	77
11- Anexo.....	82

Listas

Lista de Abreviaturas

Kb- KiloBytes.

DICOM- *Digital Imaging and Communications in Medicine* – Imagenologia Digital e Comunicações em Medicina.

TDC- Transformação Discreta de Cosseno.

FDA- *Food and Drug Administration* – Regulamentação de Drogas e Alimentos.

PSP- *Phosphor Storage Plate* – Placa de Armazenamento de Fósforo.

mR- MiliRöntgen.

CCD- *Charge Coupled Device* – Dispositivo de Carga Acoplado.

s- segundo.

cm- centímetro.

mm- milímetro.

ROC- *Receiver Operating Characteristic*.

MANOVA- *Multiple Analysis of Variance* – Análise de Variâncias Múltiplas.

KVp- Quilovoltagem Pico.

mA- Miliamperagem.

µGy- Microgray.

dpi- *dots per inch* – Pontos por Polegada.

3D- Três dimensões.

lp/mm- *line pairs per millimeter* – Pares de linhas por milímetro.

TIFF – *Tagged Image File Format* – Método de formatação de arquivos de imagem sem compressão.

ms- milisegundos.

JFIF- *JPEG File Interchange Format*- Formato de Intercâmbio de Arquivos JPEG.

µm- Micrometro.

MB- Megabytes.

h- horas.

ANOVA- *Analysis of Variance* – Análise de Variância.

ISO- *International Standard Organization* – Organização Internacional de Padrões.

mg- Miligramas.

Lista de Figuras

Figura 1: Sistema DenOptix e seus componentes. No detalhe, o scanner do sistema. p.43

Figura 2: Manequins simuladores de arcos dentários humanos, onde foram colocados os dentes para o experimento. p.44

Figura 3: Manequim colocado em suporte de acrílico, simulador de tecido mole (1cm de espessura de acrílico). p.45

Figura 4: A-Circunferência de orientação; B-Hastes ou “pés” estabilizadores; C-Base de orientação do cilindro localizador do aparelho de

raios X. O cilindro localizador era alinhado com uma das três linhas-guia da base, a fim de reproduzir as diferentes angulações. p.46

Figura 5: A-Cavidade circular em molar inferior. B-Cavidade elíptica em pré-molar superior. p.49

Figura 6: Tela de avaliação do Powerpoint, com indicação do dente a ser avaliado. p.52

Figura 7: Médias das medidas de Acerto de Diagnóstico nas Angulações dentro do fator Nível de Compressão. Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância de 5%. p.59

Figura 8: Médias das medidas de Acerto de Diagnóstico nos Níveis de Compressão dentro do fator Angulação. Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância de 5%. p.63

Figura 9: Médias das medidas de Acerto de Diagnóstico nos Tipos de Cavidade dentro do fator Angulação. Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância de 5%. p.70

Figura 10: Médias e desvios padrão das medidas de Acerto de Diagnóstico do fator Tipos de Cavidade dentro do fator Angulação. Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância de 5%. p.74

Lista de Tabelas

Tabela 1: Médias e desvios padrão de teste para comparação de médias do fator Angulação Horizontal dentro de Nível de Compressão, calculado com base nos dados transformados. Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância alfa de 5% dentro de um mesmo Nível de compressão. p.58

Tabela 2: Médias e desvios padrão de teste para comparação de médias do fator Nível de Compressão dentro de Angulação Horizontal, calculado com base nos dados transformados. Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância alfa de 5% dentro da mesma Angulação Horizontal. p.62

Tabela 3: Médias e desvios padrão de teste para comparação de médias do fator Tipo de Cavidade dentro de Angulação Horizontal calculado com base nos dados transformados. Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância alfa de 5% dentro da mesma Angulação Horizontal. p.69

Tabela 4: Médias e desvios de teste para comparação de médias do fator Angulação Horizontal dentro de Tipo de Cavidade calculado com base nos dados transformados. Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância alfa de 5% dentro de um mesmo Tipo de Cavidade. p.73

Resumo

O objetivo nesse trabalho foi avaliar, subjetivamente, a influência da compressão das imagens radiográficas na detecção de cavidades proximais incipientes criados artificialmente. Para isso, foram utilizados elementos dentários extraídos os quais, após serem submetidos a cavitações artificiais nas superfícies proximais com pontas diamantadas, foram radiografados utilizando-se o sistema radiográfico digital DenOptix com angulações horizontais do feixe central de Raios X em 0°, 5° e 10°. As imagens realizadas foram comprimidas através do software de edição de imagens Adobe Photoshop 5.0 a taxas de compressão da ordem de 1:6, 1:9, 1:16 e 1:21 e avaliadas por 16 profissionais da área de Radiologia Odontológica e Dentística Restauradora os quais, utilizaram uma escala de confiança para a determinação de diagnóstico. Os resultados demonstraram que imagens comprimidas a níveis de compressão da ordem de 1:9, associadas a angulações de até 5° não sofreram diminuição nas taxas de acertos de diagnóstico. Além disso, cavidades mais rasas e com menores dimensões vestibulo-linguais apresentaram menor grau de sensibilidade quanto a detecção radiográfica.

Abstract

The main purpose on this work was to evaluate, subjectively, the influence of radiographic image compression on the diagnostic of incipient proximal lesions created artificially. Extracted teeth were submitted to artificial drilling in its proximal surfaces, with diamond burs, so they were submitted to radiographic incidences utilizing the DenOptix radiographic digital system. The radiographic incidences were realized with three different horizontal angulations of the central X-ray beam: 0°, 5° and 10°. Those images were compressed with the software Adobe Photoshop 5.0, with compression levels of 1:6, 1:9, 1:14, 1:21, and evaluated by 16 experts that utilized a confidence scale to diagnostic determination. The results demonstrate that images compressed with levels of 1:9, associated with angulations of 5°, do not showed decreases in the diagnostic levels. Moreover, shallower cavities and thinner cavities (buccal-lingually), showed a low diagnostic sensitivity.

1- Introdução

O desenvolvimento de tecnologias de imagens digitais nas duas últimas décadas, tornou possível a realidade de uma radiologia sem o uso de filmes radiográficos. Avanços na imagenologia digital assim como nos hardwares de computador, forneceram novas formas de se obter, processar, armazenar e transportar imagens digitais. Com isso, surgiram dúvidas quanto ao arquivamento de imagens. Em termos de armazenagem em computador, uma imagem digital intraoral com alta resolução, pode ter um tamanho entre 100 e 250 kB (WENZEL, 1996). Desta forma, um exame radiográfico periapical de boca toda poderia ocupar um espaço de armazenamento de até 4.5 Megabytes. Isto pode se acumular em vários gigabytes em clínicas e consultórios odontológicos, e em vários terabytes (10^{12} bytes) de informação por ano em clínicas radiológicas e em faculdades de odontologia. O custo por megabyte de armazenamento caiu dramaticamente, mas a demanda extensiva por espaço de armazenamento aumentou, pois os clínicos desejam armazenar vários tipos de imagens, incluindo fotografias intra e extraorais.

As imagens digitais têm sido usadas no campo da medicina para vários propósitos, tais como telemedicina (LEMKIN, 1993), livros texto eletrônicos (D'ALLESSANDRO *et al.*, 1994) e arquivos para ensino (ARIJI *et al.*, 1996). Redes de transmissão permitem comunicação recíproca com a transmissão de imagens clínicas. Sistemas de consulta radiográfica têm sido utilizados em teleconferências (D'ALLESSANDRO *et al.*, 1994) e em sistemas de conferência em rede baseados em imagens (LEMKIM, 1993). Tais sistemas têm sido aplicados na prática

odontológica, permitindo que os clínicos gerais se consultem com especialistas em radiologia, na dúvida quanto a um diagnóstico radiográfico.

Entre os vários sistemas online, o sistema que se utiliza da World Wide Web (WWW) é um dos mais confiáveis e convenientes para o uso de rotina (PIRAINO, 1997). A transmissão de imagens online depende de vários fatores e é diferente de país para país. Os clínicos no Brasil, em sua maioria, acessam a WWW através da linha telefônica. O tempo de transmissão de uma imagem não comprimida através da WWW por linha telefônica depende do tamanho do arquivo, podendo se estender por vários minutos, mesmo com o modem mais rápido, dificultando a prática odontológica. Para a transmissão de imagens online, as imagens originais devem ser comprimidas o máximo possível. No entanto, a qualidade de imagem pode ser comprometida com altas taxas de compressão (WENZEL, 1996; ERASO, 2002).

A compressão de imagens é o processo de redução do tamanho do arquivo que pode ser realizado tanto com o processo "lossless" (sem perda), quanto com o processo "lossy" (com perda). A compressão "lossless" preserva toda a informação em cada "pixel" (menor unidade formadora de imagem) da imagem original, através da codificação desta imagem, atribuindo equações representativas para cada "pixel". Esta compressão fornece um grau limitado de redução no tamanho do arquivo de imagem. Já a compressão do tipo "lossy" oferece uma alta compressibilidade da imagem ao preço da perda de informação do arquivo original (NELSON, 1996). Por exemplo, uma taxa de compressão média de 1:3 pode ser obtida com uma técnica padrão de compressão "lossless" (LO & HUANG, 1986), enquanto que a técnica de compressão "lossy" pode obter taxas de compressão

muito maiores às expensas de perda de informação, embora essa perda de informação possa não ser aparente para o olho humano.

O método “lossy” de compressão de imagens explora dois conceitos fundamentais para reduzir o tamanho de dados da imagem: (1) redundância de informações e (2) perda visualmente tolerável. Deve-se ter em mente a distinção entre informação e dado. Dado refere-se à representação binária de uma imagem. O tamanho de uma imagem é medido em termos de unidades básicas de dados de computador (ou seja, bytes). Informação define a quantidade de conhecimento fornecida por uma determinada imagem. Embora o conteúdo da informação de uma imagem seja fixo e constante, várias quantidades de dados podem ser utilizadas para representar a informação carregada por uma imagem. Qualquer dado além do conteúdo de informação de uma imagem é considerado redundante, podendo ser potencialmente descartado. A detecção e remoção de tais redundâncias, bem como o descarte de dados da imagem são as técnicas primárias para as compressões do tipo “lossy”. O objetivo principal de utilização destas técnicas é se obter uma redução do tamanho da imagem em termos de dados (o que facilita sua utilização em termos de acesso, armazenamento e transmissão remota) com um mínimo de perda de informação visual (ANALOUÏ & BUCKWALTER, 2000).

O protocolo de compressão Joint Photographic Experts Group (JPEG) foi apresentado como um padrão ISO para a compressão de imagens coloridas e em tons contínuos (WALLACE, 1992). O algoritmo de compressão JPEG também foi adotado como padrão pelo comitê Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Esta técnica permite que a compressão seja obtida em

diferentes níveis. A compressão “lossy” do protocolo JPEG é implementada através da divisão da imagem em blocos menores e a computação em transformação discreta de cosseno (TDC) (NELSON, 1996). A representação em TDC dos blocos de imagem permite o descarte seletivo e a decodificação da informação para controlar a taxa de compressão.

Na abordagem de compressão “lossy”, a preocupação primária é o quanto de perda de informação pode ser tolerada para a realização de um diagnóstico efetivo. Estudos prévios relataram que diferentes taxas de compressão podem ser usadas em diferentes tarefas de diagnóstico, tal como detecção de cáries.

Este estudo foi idealizado ao levar-se em conta a pequena quantidade de trabalhos publicados em compressão de imagens radiográficas orais e a grande discrepância de resultados existentes entre os mesmos, além da crescente demanda por redução de espaço virtual, seja para armazenamento, seja para transmissão de dados. Faz-se necessário um esclarecimento sobre qual o maior nível de compressão para a realização de um diagnóstico preciso, na detecção de lesões proximais criadas artificialmente, bem como da correlação da compressão de imagens com variações na angulação horizontal.

2- Revisão de Literatura

Por quase um século, o filme têm sido o único dispositivo de registro de imagens radiográficas tanto intra quanto extra-orais. Embora tenha-se alcançado um progresso significativo na redução da exposição à radiação e no melhoramento da qualidade da imagem, a utilização dinâmica das imagens radiográficas permanecia limitada. Esta situação mudou dramaticamente com a introdução da radiografia digital, que oferece oportunidades bastante abrangentes de processamento e de análise das imagens radiográficas (MOL, 2000).

Em 1981, a Fuji Company introduziu o primeiro sistema radiográfico de armazenamento de fósforo, sendo que este sistema se aplicava para imagens extra-orais, tal como a panorâmica e a cefalométrica. Este sistema também foi aplicado em radiografias intra-orais (SVANAES *et al.*, 1996).

Em 1987, foi introduzido no mercado odontológico o primeiro sistema de radiografia digital intrabucal, denominado de RadioVisioGraphy (Trophy Radiologie, Vincennes, França), que em 1989 recebeu a aprovação do FDA (*Food and Drug Administration*) para sua comercialização nos Estados Unidos de forma que nesta época já se encontrava amplamente utilizado na Europa (VALE *et al.*, 1995). Em sequência, outros aparelhos foram lançados tais como o FlashDent, Visualix/Vixa, Sens-A-Ray, CDR, Sidexis, Dexis, Dixel, Digora e DenOptix sendo os dois últimos, os que se utilizam de placas, também conhecidas como PSP.

O sistema Digora (DIGORA Instruction Manual, 1994) surgiu no mercado em 1994, incluindo sensores reutilizáveis (Placa óptica de sais de fósforo), apresentando dimensões similares às do filme (30X40mm). Quando o sensor é

exposto aos Raios X, a energia é armazenada na sua superfície criando uma imagem latente. O sensor é então, inserido em um *scanner* do sistema, que inicialmente faz a pré-leitura da imagem, estimando a quantidade de radiação recebida. A imagem é calibrada para a produção de uma imagem de ótima qualidade e através de uma varredura a *laser*, a energia latente é liberada da placa, convertida numa série de sinais digitais análogos, que são digitalizados e enviados ao computador para exibição e armazenamento da imagem. Após a leitura, a energia residual do sensor é descarregada através do brilho intenso de uma luz halogenada e a placa pode ser reutilizada.

O sistema de armazenamento de fósforo possui uma resposta linear à exposição aos Raios X; isto é, a quantidade de luz verde produzida no estímulo com o laser é diretamente proporcional à dose de Raios X absorvida pelo fósforo. Estes sistemas cobrem uma ampla escala dinâmica. Exposições tão baixas quanto 0,005mR podem ser detectadas.

Os filmes radiográficos possuem uma escala de exposição de aproximadamente 100 para 1 (i.e., uma exposição que resulte em uma radiografia totalmente negra é aproximadamente 100 vezes maior do que uma exposição que resulte em um tom de cinza fracamente observável) (HILDEBOLT *et al.*, 2000). Esta estreita amplitude de exposição é necessária para que o filme produza imagens de alto contraste para que seja possível para o olho humano detectar as variações nos tons de cinza. A resposta dos filmes aos raios X é complexa e não linear.

Devido aos filmes servirem de detectores de Raios X e meio de disponibilização da imagem, deve-se dar maior atenção à latitude de exposição

dos Raios X a fim de se obter imagens ótimas. Com os sistemas de armazenamento de fósforo, a aquisição e a disponibilização das imagens são eventos separados, além dos sistemas de armazenamento de fósforo possuírem respostas lineares à exposição aos Raios X. É possível se sub-expor ou superexpor os sensores de fósforo e ainda produzir imagens clinicamente aceitáveis com técnicas padrão de processamento de imagens.

Com os filmes, são necessários ajustes de exposição a fim de compensar as variações entre os sujeitos e entre as áreas anatômicas a serem avaliadas. Com os sensores de armazenamento de fósforo, mesmo se forem utilizados tempos de exposição inadequados, as imagens finais podem ser otimizadas com softwares apropriados.

Após o sensor de fósforo ser escaneado pelo laser é exposto à luz (freqüentemente de alta intensidade) a fim de apagar qualquer tipo de imagem remanescente e preparar o sensor de fósforo para a próxima exposição. Devido a imagem latente ser apagada pela exposição à luz, deve-se tomar cuidado para evitar a exposição da placa de fósforo a grandes quantidades de luz ambiente. Após a exposição, a radiação da luz ambiente pode sensibilizar o sensor. Se a placa não foi utilizada pelas últimas 24 horas, é prudente expô-la à luz novamente antes de utilizá-la (HILDEBOLT *et al.*, 2000).

KASHIMA, em um trabalho publicado em 1995 sobre a correlação entre qualidade de imagem e condições de leitura de sensores de armazenamento de fósforo da marca Fuji concluiu que a qualidade de imagem destes sistemas depende mais da taxa sinal/ruído do que da resolução espacial.

WENZEL *et al.* em 1995, avaliaram *in vitro* a precisão de diagnóstico de quatro sistemas radiográficos intraorais digitais na detecção de cáries, além de avaliarem o impacto da compressão de imagens nestes sistemas. Para isso, utilizaram 116 molares e pré-molares humanos, e os radiografaram com quatro sistemas digitais: Digora (PSP), RadioVisioGraphy, Sens-A-Ray e Visualix (CCD). As imagens foram importadas a um software baseado no Windows. Utilizando o protocolo padrão JPEG onde os autores comprimiram dezesseis imagens de cada sistema. Um total de 528 imagens foram avaliadas por seis radiologistas, utilizando-se uma escala de confiança de 5 pontos para detecção de cáries proximais e oclusais. As cáries foram validadas histologicamente, sendo cárie de esmalte em superfícies interproximais e cáries de dentina em superfícies oclusais. Os autores concluíram que os quatro sistemas digitais obtiveram um desempenho igualmente satisfatório para a detecção de cáries *in vitro*, e as imagens comprimidas foram tão precisas quanto as não comprimidas.

Um trabalho que avaliou a escala dinâmica de sistemas digitais foi o conduzido por BORG & GRÖNDAHL, também em 1996. Os autores compararam o filme intraoral Ektaspeed Plus com dois sistemas digitais CCD (Visualix/Vixa II e Sens-A-Ray) e um sistema digital de armazenamento de fósforo (Digora), quanto a qualidade subjetiva da imagem, detectabilidade de pequenas diferenças de massa, e aparência de efeitos de velamento ("burn-out") em vários tempos de exposição. Para isso, radiografaram mandíbulas maceradas com dentes de diferentes áreas numa amplitude de exposição situada entre 0,02 a 2s. A qualidade da imagem foi avaliada subjetivamente, utilizando-se uma escala de graduação visual de 0 a 10. Para analisar a detectabilidade de pequenas

diferenças de massa, foram utilizados pequenos defeitos num bloco de alumínio de 1,5cm. Efeitos de “burn-out” foram avaliados medindo-se as larguras radiográficas dos dentes envolvidos na pesquisa e comparando estas medidas com as medidas reais das larguras dos dentes. O mesmo foi feito com cilindros de alumínio de 3 a 5 mm de diâmetro colocados na crista alveolar de dois espécimes de mandíbulas maceradas. Os resultados demonstraram que as radiografias realizadas com o sistema de armazenamento de fósforo obtiveram escores de qualidade de imagem similares às realizadas com os filmes radiográficos, mas com uma maior escala dinâmica de exposição, enquanto que as imagens obtidas com os sistemas CCD obtiveram escores menores e uma menor escala dinâmica. As medidas das larguras das raízes foram afetadas pela saturação do sensor nas imagens do CCD e pelo “burn-out” nas imagens obtidas com os filmes convencionais. Os menores efeitos foram observados com as imagens obtidas com o sistema de armazenamento de fósforo. Resultados similares foram observados com o alumínio. Os autores concluíram que foi obtida uma melhor qualidade de imagem com uma escala dinâmica de exposição muito maior com o sistema digital de armazenamento de fósforo do que com o filme ou o sistema digital CCD.

As considerações de VERSTEEG *et al.*, sobre qualidade de imagem em um trabalho publicado em 1997, são de que em radiologia, as imagens são descritas em termos de propriedades físicas, como contraste, brilho, resolução e densidade. Tanto o processamento químico quanto as condições de exposição impróprios, podem alterar estas propriedades. Uma das vantagens das imagens digitais sobre os filmes convencionais é que tanto o contraste quanto o brilho podem ser

alterados após a aquisição da imagem. Assim, além da maior escala dinâmica dos sistemas de armazenamento de fósforo, podemos manipular brilho e contraste da imagem, melhorando a qualidade da mesma.

VERSTEEG *et al.*, também em 1997, testaram o efeito da alteração do tamanho da imagem na qualidade de diagnóstico. Os autores utilizaram limas endodônticas, de números 10 e 15, as quais foram introduzidas em canais radiculares de molares e pré-molares, superiores e inferiores, em todo o comprimento radicular e 1,5mm aquém do ápice. Os autores realizaram 150 radiografias, onde em 75 as limas atingiam o ápice radicular e em 75 suas extremidades se encontravam 1,5mm aquém do ápice. Os sistemas digitais utilizados foram o Sidexis, Visualix (CCD) e o Digora (PSP). As imagens digitais dos sistemas Sidexis e Visualix foram reduzidas ao tamanho da escala do sistema Digora, enquanto que as imagens do sistema Digora foram aumentadas ao tamanho da escala do Sidexis. Foi realizada análise de curva ROC e estatística de múltiplas análises de variância (MANOVA). Os resultados demonstraram que a avaliação do comprimento dos canais com a lima 10 foi menos precisa para as imagens do Sidexis reduzidas, do que com a imagem original. Todas as outras diferenças não foram significativas. Os autores concluíram que pode-se perder informações importantes de diagnóstico quando as imagens são reduzidas em tamanho. Além disso, para uma avaliação ótima, as imagens menores devem ser aumentadas em tamanho.

Em 1997, foi lançado no mercado pela Dentsply (Gendex, Milão, Itália) o sistema digital DenOptix, que, a exemplo do Digora, se utilizava de sensores de armazenamento de fósforo como método de aquisição da imagem. O sistema

produz imagens radiográficas de alta qualidade, com doses de radiação consideravelmente menores se comparadas às necessárias para sensibilização de filmes radiográficos convencionais. Estas características se devem ao fato de que os sensores do sistema DenOptix são mais sensíveis aos raios X do que os filmes radiográficos, o que requer um tempo de exposição menor (DenOptix User Manual, 1997). Uma vantagem do sistema DenOptix sobre o Digora é que este possui um tambor para escaneamento, que possibilita a leitura de até 29 sensores intra-orais simultaneamente, agilizando o processo de obtenção de imagens no caso de exames intra-orais mais abrangentes. Além disso, o volume do sensor do sistema DenOptix é menor do que o sensor do Digora. Uma das desvantagens desse sistema sobre o Digora, é a necessidade de se remover os sinais remanescentes nos sensores após a passagem pelo scanner, a fim de que estes possam ser reutilizados. O sistema Digora realiza a remoção dos sinais remanescentes através de uma luz halógena inerente ao scanner do sistema. No manual do sistema DenOptix, não considerando a dose de radiação empregada nas exposições dos sensores, são fornecidas algumas informações sobre o tempo para este processo, que é denominado dessensibilização. Para tal, o sensor deve ser exposto à luz intensa, como por exemplo, de um negatoscópio. A fim de que possa ser reutilizado, o sensor deve ter 99,5% das informações de imagem removidas. O processo de leitura remove apenas parte das informações. Segundo o manual, a fim de conseguir uma dessensibilização de 99,5%, o sensor deverá ficar exposto a uma luz fluorescente de intensidade de 1000 lux por sessenta segundos; sob a luz de intensidade igual ou maior a 2000 lux, o tempo de

exposição é de trinta segundos. O manual não recomenda a exposição à luz solar devido a sua ampla variação.

No ano de 1998, CEDERBERG *et al.* realizaram um estudo comparando a diferença na interpretação da posição das extremidades de limas endodônticas entre dois sistemas de imagem: sistema de armazenamento de fósforo versus filme radiográfico. Para isso, os autores utilizaram treze pacientes, selecionados aleatoriamente, e os radiografaram com um sistema dual de recepção de imagem composto do sensor radiográfico do sistema Digora e um filme Ektaspeed Plus. Os fatores de exposição utilizados foram os do filme convencional. Os autores mediram o comprimento da raiz e das limas utilizadas nas imagens digitais com as ferramentas de medida do sistema Digora. Nos filmes radiográficos foram realizadas medidas com uma magnificação de 7 vezes, através de uma imagem projetada. O comprimento das raízes, das limas e as diferenças entre eles foram comparadas entre as imagens digitais e convencionais. Os autores encontraram diferenças menores nas imagens digitais do que nos filmes convencionais. As imagens digitais demonstraram um desempenho similar aos filmes Ektaspeed Plus quanto às medidas dos comprimentos radiculares. No entanto, as posições das extremidades das limas (especialmente as mais finas) foram difíceis de se visualizar com os filmes convencionais. Os autores concluíram que as menores diferenças entre as extremidades das limas e os ápices radiculares encontradas nas imagens digitais sugerem que esta técnica é mais precisa para avaliar os comprimentos das limas endodônticas, e que esta modalidade de imagem pode ser benéfica para o clínico quando este avalia a posição das limas durante o tratamento endodôntico.

Dissertando sobre as inúmeras vantagens dos sistemas de armazenamento de fósforo, HILDEBOLT *et al.* (2000), citaram a resposta linear destes sistemas à radiação, que os sensores podem ser utilizados indefinidamente, a ampla escala dinâmica, a menor quantidade de radiação necessária para a sensibilização dos sensores, a ausência de processamento químico, o pós-processamento da imagem (permitindo o ajuste de brilho, contraste e magnificação) e a praticidade de armazenamento e transmissão. Dentre as desvantagens, cita o alto custo inicial e a menor resolução espacial.

Em 2000, HAITER realizou um trabalho cujo propósito foi o de avaliar a qualidade de imagens adquiridas com 150, 300 e 600 dpi, as três resoluções possíveis do sistema de armazenamento de fósforo DenOptix. O autor também avaliou a eficácia de alguns recursos de manipulação de imagem, tais como o brilho, contraste, 3D e reversão de cores. Para isso, foram utilizadas limas endodônticas número oito, as quais, após serem introduzidas nos canais radiculares de 15 elementos dentários, foram medidas em seu comprimento. As medidas foram realizadas por cinco examinadores, utilizando-se o software inerente ao sistema. As informações foram analisadas estatisticamente (através de análise de variância) a fim de se obter as médias das diferenças entre as medidas endodônticas virtuais e reais, de acordo com a resolução e o recurso aplicado. Com os resultados em mãos, pôde-se constatar que houve uma diferença estatisticamente significativa entre as resoluções utilizadas. As medidas obtidas com as imagens adquiridas a 150 dpi foram menos precisas que as obtidas de imagens adquiridas a 300 e 600 dpi, cujas características eram equivalentes. O autor concluiu que o uso de 300 dpi deve ser eleito como

preferível, já que sua qualidade equivale a 600 dpi, é superior a 150 dpi, ocupa um tamanho de arquivo menor e possui um tempo de leitura inferior à resolução de 600 dpi. Quanto ao uso dos recursos de manipulação, não houve diferenças estatisticamente significativas, ficando seu uso restrito a critérios subjetivos inerentes do avaliador.

No ano de 2000, HAITER NETO *et al.*, realizaram um estudo objetivando comparar a sensibilidade dos sistemas de armazenamento de fósforo Digora e DenOptix, avaliando a qualidade de imagem, escala dinâmica e tempo gasto na aquisição. Foram radiografados quatro objetos utilizando-se oito diferentes tempos de exposição num total de 64 imagens. As imagens foram analisadas por cinco examinadores, que se utilizaram de uma escala de 1 a 4 para classificá-las. Através de análise de variância, constatou-se diferenças estatisticamente significativas quando comparados os sistemas, aos tempos de exposição e aos objetos analisados. O sistema Digora apresentou uma escala dinâmica maior e, no geral, uma qualidade de imagem melhor. O autor concluiu que, apesar destes sistemas apresentarem o mesmo princípio de fóton detector, possuem peculiaridades, que os levam a apresentar comportamentos diferentes em relação aos requisitos avaliados.

Em um trabalho sobre a detecção de cáries interproximais, SYRIOPOULOS *et al.* (2000) compararam a precisão de diagnóstico na detecção de cáries proximais de dois tipos de filmes intraorais, dois sistemas digitais do tipo CCD e dois sistemas digitais de armazenamento de fósforo. Eles utilizaram cinquenta e seis pré-molares, radiografando-os com filmes Ektaspeed Plus (Kodak) e Dents M2 Confort (Agfa), sensores dos sistemas digitais Sidexis e Visualix, e sensores

dos sistemas Digora e DenOptix. Em cada elemento dentário foi avaliada apenas uma superfície interproximal. As superfícies foram examinadas por oito avaliadores, sendo quatro radiologistas e quatro clínicos gerais. O padrão ouro foi determinado por exame histológico. Da verdadeira profundidade de cárie, foram subtraídos os valores dados pelos observadores e realizou-se uma análise de variância. Os resultados indicaram que nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre a precisão de diagnóstico dos sistemas Sidexis e Digora e dos dois tipos de filmes utilizados. As profundidades das cáries foram subestimadas e os radiologistas obtiveram um desempenho de diagnóstico significativamente melhor que os clínicos gerais. As profundidades das lesões afetaram significativamente as performances dos avaliadores. Baseados nos resultados, os autores chegaram à conclusão de que a precisão de diagnóstico dos sistemas digitais na detecção de cáries interproximais, é comparável com a precisão dos filmes convencionais. Na verdade, o fator principal da variação no diagnóstico radiográfico, seria a habilidade dos profissionais em reconhecer cáries corretamente.

BORG *et al.* (2000) realizaram um estudo a fim de comparar subjetivamente a qualidade de imagem de radiografias intraorais de seis sistemas digitais. Como representantes dos sistemas CCD, os autores utilizaram os sistemas Visualix 1 e 2, CDR e CDR-APS. Também foram utilizados os sistemas de armazenamento de fósforo Digora e DenOptix. Foram radiografados em cinco mandíbulas, dentes dos grupos dos molares, pré-molares e incisivos. As exposições variavam entre 91 e 9400 μGy . As imagens foram transferidas para um computador, dispostas em ordem aleatória e avaliadas em suas formas originais e após se aplicar um

algoritmo de equalização. Oito avaliadores analisaram as imagens utilizando-se de uma escala de confiança de 5 pontos, de 0 (estruturas importantes não-visualizadas) a 4 (estruturas importantes visualizadas claramente). Os resultados demonstram que os dois sistemas CDR apresentaram as melhores qualidades de imagem, mas com a latitude de exposição mais estreita. As imagens dos sistemas Visualix receberam os menores escores. Os sistemas de armazenamento de fósforo produziram uma qualidade de imagem aceitável em níveis de exposições maiores e menores que os sistemas CCD. A conclusão a que chegaram os autores foi que os sistemas Digora e Denoptix nos fornecem uma qualidade de imagem clinicamente aceitável numa latitude maior. Além disso, os sistemas da Schick (CDR e CDR-APS) apresentaram melhores qualidades de imagem, porém com latitudes mais estreitas, sendo que o sistema Visualix possui a pior qualidade de imagem.

BORG *et al.*, também em 2000, publicaram um trabalho cujo propósito era comparar 2 sistemas de armazenamento de fósforo, o Digora e o DenOptix, com respeito a performance física. Os dois sistemas foram avaliados com e sem o uso de suas configurações padrão, através de mensurações físicas. Como phantoms de teste, foram utilizados um bloco homogêneo de alumínio de 10 mm de espessura, um bloco de alumínio de 10 mm de espessura com um padrão de furos que variava em diâmetro e profundidade e um anteparo de capacidade de resolução. Os sensores foram expostos a 50 kVp e 8 mA, com distância focal de 30 cm e tempos de exposições variando de 10 a 3200 ms. Foram realizadas medidas da larga área de função de transferência, variações na escala de cinza, percepção, resolução de contraste, amplitude de exposição e função de

transferência modulatória. Os autores obtiveram como resultados que o sistema DenOptix, quando utilizado em sua configuração padrão, possui uma maior sensibilidade, um índice de contraste mais alto e uma maior função de transferência modulatória que o Digora. No entanto, o sistema DenOptix possui mais ruído que o Digora quando são utilizadas exposições menores.

PAGANINI, em 2001, realizou um trabalho a fim de estabelecer tempos alternativos aos fornecidos pelo fabricante para a dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix objetivando aumentar a eficiência e rapidez da obtenção de imagens com este sistema. O autor levou em consideração as variáveis intensidade de luz e dose de radiação (que não é citada no manual do fabricante do sistema). O trabalho utilizou 4 negatoscópios: dois compostos por lâmpadas fluorescentes de 1700 e 2700 lux de intensidade, e dois baseados no sistema Backlight, de 2200 e 2400 lux. O autor considerou o tempo de apagamento da placa como o tempo mínimo que o sistema DenOptix precisa para não ler mais a imagem considerando a placa como totalmente dessensibilizada. As exposições foram feitas com 60 kVp, 10 mA e 0,3s, com distância foco-filme de 40 cm o que resultou numa dose de radiação de 840 μ Gy. Baseando-se nos resultados, chegou-se à conclusão de que, o tempo de dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix depende de dois outros fatores, que são a dose de radiação empregada sobre a placa (diretamente proporcional) e a intensidade da luz do negatoscópio (inversamente proporcional). Pôde-se observar que o tempo de dessensibilização total das placas de fósforo excede o tempo recomendado pelo fabricante nas condições do trabalho, e que após o tempo recomendado pelo

fabricante, ainda persistia uma quantidade mínima de informação de imagem, o que poderia influenciar na formação de ruído, após várias exposições.

Objetivando comparar três sistemas digitais de armazenamento de fósforo na medida de canais radiculares, SHEARER *et al.* (2001) realizaram um estudo utilizando os sistemas DenOptix, Digora, Digident e filmes convencionais Ektaspeed Plus. Sessenta elementos dentários foram radiografados. Foi medido o comprimento do canal radicular visível do seu ponto mais apical até uma linha tangente à junção cimento-esmalte, e esta medida foi expressa como porcentagem da distância entre o ápice radiográfico e a linha tangente à junção cimento-esmalte. Todas as imagens foram examinadas por dois avaliadores. Os filmes foram avaliados em condições padronizadas e as imagens dos sistemas digitais foram melhoradas a fim de se tornarem mais claras e possibilitarem uma efetiva avaliação subjetiva. Pelos resultados, constatou-se que houveram diferenças estatisticamente significativas entre as medidas realizadas no sistema Digora e filme convencional (78 e 90%, respectivamente), e entre os sistemas Digident e filme convencional (81 e 90%, respectivamente). Não houve diferença estatisticamente significativa entre o filme convencional e o sistema DenOptix.

ATTAELMANAN *et al.* (2001) realizaram um estudo a fim de comparar as taxas de sinal/ruído de seis sensores digitais intraorais. Os sistemas utilizados foram o Visualix e Visualix 2, CDR, CDR-APS (todos estes do sistema CCD) DenOptix e Digora (PSP). Os sensores foram expostos usando-se um aparelho de raios X dental com fatores de 50kVp, 8mA e vários tempos de exposição. Os autores radiografaram um *phantom*, constituído por um bloco uniforme de alumínio de 10 mm de espessura, com um furo de 1mm de diâmetro e 1,25mm de

profundidade. As imagens digitais foram analisadas no formato de arquivo TIFF e analisadas com um computador pessoal. A partir dos resultados do trabalho, pôde-se observar que os valores de sinal/ruído aumentavam até um valor máximo a um certo nível de exposição e então, dependendo do sistema, diminuíam ou mantinham um nível alto com um aumento da exposição. O sistema Digora produziu os maiores valores sinal/ruído em uma latitude maior de exposição, enquanto que os sistemas Visualix 2 e DenOptix, produziram os menores valores. Os dois sensores CDR produziram altas taxas de sinal/ruído, mas numa latitude de exposição muito pequena.

HINTZE *et al.* (2002) avaliaram a precisão de detecção de cáries de quatro sistemas digitais intraorais e um sistema de filmes radiográficos. Sob condições padronizadas *in vitro*, foram radiografadas 365 superfícies proximais e 159 superfícies oclusais com os sistemas de armazenamento de fósforo DenOptix, Cd-dent e Digora (sensores azuis e brancos) e com filmes tipo Ektaspeed Plus. Os sensores foram expostos em duas ocasiões, com 10 e 25% do tempo necessário para o filme. Quatro examinadores avaliaram a presença de cáries proximais e oclusais, usando uma escala de confiança de 5 pontos. O padrão ouro foi obtido histologicamente, e a precisão de diagnóstico dos sistemas, utilizando-se áreas sob as curvas ROC. Pela análise dos resultados, os autores chegaram à conclusão de que nenhuma diferença significativa na precisão de diagnóstico foi detectada entre os sistemas DenOptix, Digora (azul), Digora (branco) e Ektaspeed Plus para cáries proximais, ao se utilizar o tempo de exposição mais longo. Nestas condições, todos os sistemas apresentaram melhor eficiência que o sistema CD-dent. Para cáries oclusais, utilizando-se o tempo de exposição maior, o Digora

(azul) se mostrou mais preciso que os demais sistemas digitais. O tempo de exposição influenciou a precisão de diagnóstico dos sistemas DenOptix e Digora (azul) na detecção de cáries proximais e o sistema Digora (azul) na detecção de cáries oclusais.

Objetivando avaliar a taxa sinal/ruído do sistema DenOptix e os efeitos do tamanho do pixel na quantidade de ruído e na resolução deste sistema, COUTURE (2003) realizou um trabalho radiografando um *phantom* de alumínio e uma escala de densidade com os sensores do DenOptix. As taxas sinal/ruído foram medidas com as imagens do *phantom* e o ruído foi medido com as imagens da escala de densidade. Os sensores foram escaneados a 8 bits e avaliados com um software fornecido pelo fabricante. Foram observadas taxas sinal/ruído de até 17, mais altas do que as previamente relatadas. Os resultados também demonstram que para o menor tamanho de pixel (42 μ a 600 dpi), foram observadas resoluções espaciais iguais ou maiores que 10 lp/mm. Se o menor tamanho de pixel for selecionado, o ruído pode aumentar em até 25%. Segundo o autor, o sistema DenOptix se compara favoravelmente com o sistema Digora em termos de ruído e resolução de imagem. Com o sistema DenOptix, o menor tamanho de pixel produz a melhor resolução e as maiores características de ruído.

MARTINS *et al.* (2003) avaliaram objetiva e subjetivamente, os efeitos de diferentes combinações de condições de armazenamento e retardos na leitura de imagens digitais realizadas com sensores de fósforo. As imagens foram obtidas de uma escala de alumínio e de uma mandíbula macerada com simulador de tecido mole feito de acrílico. Os autores utilizaram uma aparelho GE1000 como fonte de radiação, e os sistemas de radiografia digital Digora e DenOptix como meio de

obtenção das imagens. O padrão ouro foi obtido a partir de imagens realizadas em condições normais para ambos os sistemas. Os sensores foram expostos à radiação e armazenados utilizando-se três diferentes combinações de armazenamento: temperatura ambiente, refrigerado e baixa umidade. Os sensores armazenados desta forma foram escaneados após 6, 12, 18, 24, 48 ou 72 horas. A análise objetiva foi realizada através de medidas na densidade dos pixels, e a análise subjetiva foi realizada por três radiologistas odontológicos. Pelos resultados, pôde-se constatar que no sistema DenOptix, não foram encontradas diferenças subjetivas ou objetivas nas imagens obtidas dos sensores usando-se diferentes condições de armazenamento e após variar-se os intervalos de tempo de pré-escaneamento. Para o sistema Digora, a análise subjetiva demonstrou perda da densidade do pixel após 6 horas em todas as condições de armazenamento. Esta perda de densidade também foi evidente subjetivamente após 6 horas em placas armazenadas em certas condições de armazenamento. Baseados nestes resultados, os autores concluíram que os sensores do sistema DenOptix são menos susceptíveis à ação do tempo e das condições de armazenamento do que os sensores do sistema Digora, uma vez que permaneceram inalterados por até 72 horas nas diferentes condições de armazenamento utilizadas. Já, a perda de densidade de imagem em 6 horas ao se utilizar os sensores do sistema Digora pode afetar a interpretação da imagem.

JACOBSEN *et al.* (2004) compararam a precisão das medidas de profundidades de lesões de cáries interproximais nas imagens radiográficas de quatro sistemas digitais. Foram utilizados dois sistemas CCD (Dixi e Sidexis), e dois sistemas de armazenamento de fósforo (Digora e DenOptix). Os autores

radiografaram 117 elementos dentários, com 64 lesões de cárie radiograficamente visíveis. Estas lesões foram medidas por 4 avaliadores nas radiografias digitais e nas fotografias digitais de secções histológicas dos elementos dentários. O padrão ouro foi definido como sendo a média das medidas dos 4 avaliadores nas secções histológicas. Dois dos observadores subestimaram as profundidades gerais das lesões em todos os sistemas radiográficos, enquanto que os outros dois observadores subestimaram as profundidades nos sistemas Sidexis e DenOptix. As análises de variância revelaram que as imagens do sistema Digora resultaram, em média, numa menor subestimação, seguidas pelos sistemas Dixi, DenOptix e Sidexis. Os autores concluíram que as imagens obtidas com os sistemas Dixi e Digora foram mais precisas que as imagens dos sistemas Sidexis e DenOptix para a medida de profundidade de lesões de cárie.

2.1- Compressão de imagens

WENZEL *et al.* (1996) avaliaram o impacto da compressão de imagens “lossy” na precisão da detecção de cáries em imagens digitais que passaram por subtração, com um sistema digital de armazenamento em placas de fósforo (Digora, Soredex Medical System, Helsinque, Finlândia). O material consistiu em 116 molares e pré-molares extraídos. As imagens foram comprimidas com o algoritmo JPEG em quatro níveis (1:5, 1:12, 1:20 e 1:33). As imagens comprimidas e originais foram avaliadas por 5 observadores que utilizaram uma escala de confiança de 5 pontos para a presença de cáries e estágio das mesmas. Os resultados demonstraram que a taxa de compressão considerada segura para

diagnóstico de cáries, ou seja, sem diferença estatisticamente significativa da imagem original, é de 1:12.

Já, em outro estudo, van der STELT (1997) demonstrou que uma taxa de compressão de 1:25 não diminui a qualidade de diagnóstico de radiografias digitais intraorais necessárias para se detectar o comprimento de uma lima endodôntica inserida no canal radicular até o ápice ou 1.5mm aquém.

Em trabalho publicado em 1999, JANHOM *et al.* ressaltaram possíveis efeitos benéficos da compressão de imagens na melhora da nitidez das mesmas. O objetivo do trabalho foi determinar os efeitos dos ruídos digitais na compressibilidade e na precisão de diagnóstico na detecção de cáries em radiografias digitais interproximais. Foram utilizadas 59 imagens digitais realizadas *in vivo*, com, pelo menos, um contato proximal entre molar e pré-molar. Um estudo piloto foi conduzido para determinar o melhor nível de compressão, o qual deveria ser o nível mais baixo que apresentasse uma imagem distorcida, perceptível ao olho humano. Apurando os resultados do piloto, os autores decidiram utilizar o nível de compressão de 1:14. Foi adicionado ruído Gaussiano em três níveis de intensidade (baixo, médio, alto), tanto nas imagens comprimidas quanto nas não-comprimidas. As imagens foram apresentadas a 7 observadores que registraram a presença ou ausência de cáries numa escala de confiança de 5 pontos, e a profundidade das cáries (caso estivessem presentes) de acordo com uma escala de confiança de 3 pontos. Como critério de validação, uma junta de especialistas, determinou um consenso entre a presença ou ausência de cáries e a profundidade destas. Os resultados demonstraram que a compressão JPEG a taxa de 1:14 pode ser usada sem deterioração significativa na precisão de diagnóstico. Os

autores não recomendaram a utilização de níveis maiores de compressão. A compressão neste nível pareceu reduzir o efeito do ruído a alguma extensão. Basicamente, uma das propriedades do padrão de compressão JPEG é a redução de ruídos de altas frequências, resultando em menos ruído do que nas imagens não-comprimidas. Em hipótese, a compressão de imagens em certo grau retira parte do ruído inerente das imagens originais, tornando-as mais nítidas.

ERASO *et al.* (2002), utilizando taxas de compressão de imagens, avaliaram o impacto da compressão de imagens do tipo "lossy", na precisão de diagnóstico radiográfico para lesões periapicais em humanos. Para isso, utilizaram um sistema de radiografia digital do tipo CCD (Charge Coupled Device). Três especialistas fizeram parte da banca de avaliação (dois endodontistas e um radiologista), e todas as imagens foram comprimidas através do padrão de compressão JPEG a taxas de compressão de 1:2, 1:4, 1:8, 1:16, 1:32, 1:48 e 1:64 vezes. Foram analisados três sítios (mesial, apical e distal) de uma raiz específica em cada imagem. Através da análise dos resultados, pode-se observar que para todos os sítios, as taxas de compressão de 64 vezes apresentaram diferenças significativas em relação ao padrão ouro. As taxas de compressão de 48 vezes apresentaram diferenças significativas durante as avaliações dos sítios mesiais e apicais. Os autores sugerem que altas taxas de compressão de imagem (64 e 48 vezes) podem causar um impacto severo na qualidade de diagnóstico das radiografias digitais para a detecção de lesões periapicais. As taxas de compressão de 1:2, 1:4, 1:8, 1:16 e 1:32 não se apresentaram com diferenças estatisticamente significativas em relação às imagens originais.

FIDLER *et al.* (2002), utilizando mandíbulas de porco, realizaram um estudo objetivando avaliar o impacto da compressão de imagens JPEG do tipo “lossy”, na estimativa de ganho ósseo alveolar em imagens digitais. Para isso utilizaram quatro taxas de compressão de imagens (JPEG 1:7, 1:16, 1:22 e 1:31), na avaliação de fragmentos ósseos com diferentes volumes. Os autores concluíram que a compressão de imagens realizada com o protocolo JPEG a 1:7 pode ser utilizada para a detecção e mensuração de ganho ósseo alveolar em volumes ósseos a níveis de 4mm³ ou maiores.

JANHOM *et al.* (2002), comparando o efeito de dois algoritmos de compressão (JPEG e wavelet) em imagens digitalizadas a 300 d.p.i., não encontraram nenhuma diferença estatisticamente significativa entre as imagens originais e as comprimidas com o protocolo JPEG a uma taxa de compressão de 1:9, embora nas condições do estudo o padrão JPEG tenha apresentado qualidade de imagem inferior ao do padrão “wavelet” nas mesmas taxas de compressão.

Outro trabalho, realizado por SIRAGUSA & McDONELL (2002), onde imagens radiográficas digitalizadas foram comprimidas com o padrão JPEG em 11 níveis de compressão e analisadas qualitativa e quantitativamente, demonstrou que a compressão em JPEG a 1:8.5 em relação às imagens originais (no padrão TIFF), seria compatível com aplicações para diagnóstico.

PABLA *et al.* (2003), usando o protocolo JFIF (JPEG File Interchange Format), estudaram o efeito da compressão de imagens na detecção de cáries proximais de dentes posteriores extraídos. Para isso utilizaram o sistema de radiografia digital DenOptix. Oito especialistas em radiologia avaliaram a presença

ou ausência de cáries nas imagens originais e comprimidas. As opções de compressão JFIF eram de 1:2, 1:11 e 1:16. Os resultados, demonstraram que não houveram diferenças estatisticamente significativas entre as imagens originais (não-comprimidas) e as comprimidas. Isso se aplica às diferenças intra e entre observadores. Houve uma redução nos tamanhos dos arquivos em mais de 96% (as imagens originais possuíam em média 182.5 Kb, enquanto que as imagens comprimidas em JFIF 1:16 possuíam em média 11.2 Kb). Os autores sugeriram que taxas de compressão da ordem de 1:16, podem ser usadas na detecção de cáries proximais sem deterioração significativa da eficácia de diagnóstico, sendo que a aplicabilidade clínica deste trabalho está na redução significativa da quantidade de memória utilizada para se armazenar imagens radiográficas dentomaxilofaciais.

O nível de compressão aceitável para aplicação de diagnóstico parece ser tarefa-dependente. Trabalho realizado por KOENIG *et al.* (2004) testou a detectabilidade de lesões periapicais induzidas quimicamente, entre imagens não-comprimidas e imagens submetidas a compressão com protocolo JPEG. Os autores utilizaram 13 segmentos macerados de maxilares humanos, dentados, sem evidências de patologias periapicais. De cada um destes segmentos, foi extraído um elemento dentário, a fim de que se pudesse criar, artificialmente, uma lesão apical. Para isso, foram utilizados pomos de algodão embebidos em ácido perclórico a 70%, colocados no ápice dos alvéolos dos elementos extraídos. Cada espécime foi radiografado nos tempos 0h, 2h, 4h, 8h, 16h, 24h, e 32h. Usando um algoritmo de compressão JPEG, foram aplicadas cinco taxas de compressão às imagens: 1:2, 1:14, 1:23, 1:28 e 1:47. As imagens foram observadas três vezes

por três observadores, que classificaram a presença ou ausência de lesões em uma escala de confiança de 5 pontos. Não houve diferença estatisticamente significativa intra ou inter-observadores entre as imagens comprimidas ou originais a taxas de compressão de 1:2, 1:23 e 1:28. Os autores notaram diferença estatisticamente significativa a uma taxa de compressão de 1:47 na detecção de lesões periapicais produzidas artificialmente.

2.2- Angulação horizontal

Desde a introdução da radiografia interproximal por RAPER, em 1925, estas têm sido aceitas como uma das maiores ferramentas de diagnóstico na detecção de defeitos de cárie nas superfícies interproximais de dentes posteriores. A maioria dos autores concorda que, para se obter uma interpretação correta da localização e tamanho de qualquer lesão, a projeção das coroas deve mostrar o mínimo possível de sobreposição (MASON, 1977; SMITH, 1980; POYTON, 1982).

A estimativa da profundidade radiográfica de uma lesão cáriosa, baseia-se em seu estágio de penetração. Este tipo de estimativa só é relevante se o feixe central de raios X intercepta a lesão de cárie perpendicularmente à sua direção de progresso pelas estruturas dentais. Esta seria uma situação ideal, embora muito difícil de ocorrer.

SEWERIN (1981) contabilizou o número e distribuição de sobreposições proximais em uma série consecutiva de radiografias interproximais. O autor coletou 791 radiografias interproximais de dentes permanentes. Foram excluídas do estudo, as superfícies que apresentavam ausência de contatos proximais

(devido a diastemas, extrações, grandes defeitos de cárie, etc), superfícies restauradas e adjacentes, além de superfícies não representadas integralmente na imagem. Após a exclusão, o número de superfícies proximais incluídas no estudo foi de 4374. As superfícies foram classificadas em 6 categorias de acordo com os seguintes critérios: (1)sem sobreposição; (2)toque nas áreas de contato; (3)sobreposição cobrindo menos da metade do esmalte; (4)sobreposições cobrindo mais da metade do esmalte; (5)sobreposição incluindo junção amelodentinária e dentina; (6)sobreposição não classificável. As radiografias foram interpretadas pelo autor em condições padronizadas e ótimas. Os resultados demonstraram que a frequência média de sobreposições foi de 80,7%. De acordo com o autor, apenas 19,3% das radiografias não apresentava nenhum tipo de sobreposição (1), 19,3% exibiam toques de contatos interproximais (2), 45,3% apresentavam sobreposições de menos da metade do esmalte (3), 5,6% das sobreposições incluíam mais da metade do esmalte (4), 0,9% alcançaram a dentina (5) e 9,5% foram registradas como não classificáveis (6). Entre as superfícies que mais apresentaram sobreposições estiveram as mesiais dos segundos molares inferiores (90,6%) e distais dos primeiros molares superiores (93,4%).

SEWERIN, ainda em 1981, realizou um estudo que objetivava elucidar a influência de variações da angulação horizontal dos feixes de raios X nas imagens radiográficas de lesões cariosas proximais. O autor utilizou 22 molares e pré-molares humanos, extraídos, com pelo menos 1 superfície exibindo desmineralização ou cavitação. Os dentes foram montados individualmente em blocos de gesso e colocados em um dispositivo que permitia a rotação ao redor de

seus longos eixos em relação aos feixes centrais de raios X com uma precisão de 0,5 graus. Cada elemento foi radiografado em 16 projeções diferentes, variando a angulação horizontal em etapas de 2,5°. O ponto de partida, a partir do qual seriam realizadas as angulações, foi determinado como sendo a angulação onde os feixes centrais de raio X tangenciariam as superfícies proximais. A extensão total de angulações foi de 37,5°. Três examinadores avaliaram as radiografias quanto à presença e extensão de cáries, classificando-as de acordo com uma escala de escores de 4 pontos: 0-sem radiolucência; 1-radiolucência estendendo-se à metade externa do esmalte; 2-radiolucência estendendo-se à metade interna do esmalte; 3-radiolucência na dentina. As leituras foram realizadas simultaneamente e determinadas após um consenso entre os examinadores. Como critério de validação, foram utilizados exames clínico/radiográficos, com os feixes centrais de raios X tangenciando as superfícies proximais dos dentes. Das 43 superfícies avaliadas, o critério de validação determinou que 34 eram cariadas. Os examinadores acertaram o diagnóstico quanto à presença de cáries em 32 superfícies cariadas (95% de diagnósticos corretos). A 10 superfícies cariadas (35%) foram atribuídos os mesmos escores de profundidade (1 ou 3) nas diferentes projeções avaliadas, enquanto que em 22 superfícies (65%) foram atribuídos dois, três ou até 4 escores diferentes, dependendo da projeção utilizada. Pelos resultados do trabalho, o autor enfatiza a importância de ser crítico na interpretação da extensão das radiolucências proximais, uma vez que angulações sutis podem alterar a extensão radiográfica destas lesões.

McDONALD (1984) realizou um estudo com o propósito de investigar o relacionamento entre as alterações de angulação nos feixes de raios X e a largura

das sobreposições em dentes decíduos, além de determinar a extensão de desvios nos feixes de raios X que permitem que uma radiografia seja realizada sem causar sobreposições proximais. A investigação foi conduzida com 11 crânios infantis (18 quadrantes ao todo). Os crânios foram posicionados numa plataforma giratória, projetada e construída para permitir que os objetos de estudo fossem rotacionados com uma precisão de 0,5 graus ao redor de um eixo vertical localizado entre os contatos dos primeiros e segundos molares. Os filmes foram colocados nos maxilares em posição de bite-wing, com um posicionador tipo Rinn. Tanto os filmes quanto o aparelho de raios X permaneceram estacionários durante todo o experimento, enquanto os maxilares foram rotacionados em etapas de 5 graus. A extensão total de angulações foi de 50 graus. As sobreposições entre os contatos dos dentes foram mensuradas com uma lente graticulada (com unidade de mensuração mínima de 0,1mm) a fim de relacioná-la com a variação da angulação. As radiografias dos crânios revelaram uma relação linear e diretamente proporcional entre as alterações na angulação do feixe de raios X e a largura das sobreposições. Foi encontrado um gradiente médio de relacionamento entre a angulação e a sobreposição radiográfica de contatos entre os dentes analisados de 0,061mm/grau. A amplitude média de desvios nos feixes de raios X que não produziu sobreposição foi de 5,3 graus, com desvios padrão de 1,75 graus. O autor afirmou que o posicionamento dos raios X de forma a não causar sobreposição radiográfica em nenhuma área de contato interproximal é, na melhor das hipóteses, bastante difícil, uma vez que a amplitude tolerável de desvios é de 5,3 graus. Dessa forma, pode-se obter ausência de sobreposições em uma área

de contato, mas dificilmente essa ausência se repete em mais de uma área, numa mesma imagem.

Van der STELT *et al.* (1989) objetivaram elucidar a influência de variações das angulações horizontais e verticais dos feixes centrais de raios X na detecção e interpretação de pequenos defeitos de cárie interproximal, tanto em molares quanto em pré-molares. Para isso, os autores utilizaram 5 mandíbulas maceradas, sem restaurações ou diastemas. Cada mandíbula foi fixada em um dispositivo que permitia a rotação desta peça anatômica, bem como do filme radiográfico, tanto horizontal, quanto verticalmente. As mandíbulas foram radiografadas com os feixes centrais de raios X direcionados paralelamente às faces interproximais, com a imagem de referência de 0°. A partir desta angulação, o dispositivo foi rotacionado horizontalmente de 3° em 3°, com uma variação de +15° a -15°. O mesmo foi realizado, separadamente, com a angulação vertical. Após essas 21 incidências, um dente de cada região foi submetido à realização de lesões artificiais de cárie, de diferentes profundidades, com uma ponta diamantada. Todas as incidências foram repetidas após a indução das lesões. Vinte e cinco especialistas avaliaram as imagens, utilizando escalas de escores, para presença e profundidade de cáries. Como padrão ouro, os autores utilizaram análises de cortes histológicos. Os resultados demonstram que as melhores performances horizontais foram obtidas em ângulos próximos à posição de referência (0°), enquanto que os melhores desempenhos verticais foram obtidos em ângulos entre +12 a +15°. Angulações horizontais muito maiores que a favorável, resultaram principalmente em perda de sensibilidade na detecção de cáries, enquanto que angulações menores levaram a uma perda de especificidade. A detecção de

lesões menores é mais influenciada pelos desvios na angulação ótima. Os autores concluíram que o desempenho máximo na detecção de cáries interproximais é obtido com angulações horizontais de 0° e verticais de 12° a 15°.

Em 1999, CHADWICK *et al.* investigaram os efeitos de alterações na angulação horizontal dos feixes de raios X em imagens radiográficas de cavidades com diferentes formatos. Foram utilizados para o estudo um total de 108 molares e pré-molares hígidos, os quais foram direcionados aleatoriamente para um dos 9 grupos de estudo, diferentes na forma da cavidade a ser realizada e na profundidade da mesma. Foram realizadas, com uma ponta diamantada, 3 tipos diferentes de cavidades proximais: cilíndrica, cônica e retangular. Para cada tipo de cavidade, os autores realizaram 3 profundidades diferentes: rasa (cavidade menor que 1mm), intermediária (cavidade entre 1 e 2,5mm) e profunda (cavidade maior que 2,5mm). Os dentes foram radiografados em *baseline* (0°), 5°, 10° e 15° por mesial e distal a fim de avaliar a influência da angulação na profundidade radiográfica de lesões cáries nos elementos avaliados. As imagens realizadas em *baseline* (0°) foram utilizadas como critério de validação. Os resultados demonstraram que, à medida que a angulação dos feixes de raios X aumentava, observava-se um maior número de radiografias que apresentavam cavidades mais profundas que na angulação de 0°. Com isso, a 5°, 10° e 15° (incluindo-se os resultados por mesial e distal), 55,6%, 77,8% e 90,3% das radiografias, respectivamente, apresentaram um acréscimo na profundidade cavitária quando comparadas ao critério de validação. Entre as cavidades cilíndricas, foram encontrados acréscimos de 0,2 a 1mm; nas cavidades cônicas, os autores detectaram acréscimos na profundidade cavitária de 0,1 a 1mm. Nas cavidades

retangulares foram observados aumentos entre 0,4 e 1,5mm, sendo que no grupo de cavidades rasas, percebeu-se um aumento de 200% das profundidades em aproximadamente 75% dos espécimes da amostra. Os autores concluíram que alterações na angulação dos feixes de raios X podem alterar a profundidade radiográfica das lesões de cárie e que tais alterações invariavelmente causam o aprofundamento aparente da cavidade.

3- Proposições

Este estudo teve como proposições:

- (1) Avaliar, subjetivamente, qual o nível de compressão das imagens radiográficas no protocolo padrão utilizado, para um adequado diagnóstico de desgastes interproximais criados artificialmente.
- (2) Determinar, subjetivamente, a influência de diferentes angulações horizontais no diagnóstico de cavidades interproximais criadas artificialmente.
- (3) Correlacionar subjetivamente a compressão das imagens e a variação na angulação horizontal.
- (4) Avaliar, subjetivamente, qual a influência da profundidade e do formato cavitários no diagnóstico radiográfico.

4- Materiais e Método

4.1- Sistema Radiográfico

O sistema radiográfico digital denominado sistema DenOptix (Fig.1) foi utilizado com o sensor de tamanho 2 que possui um tamanho de 31 x 41 mm, com matriz de 485 x 367 pixels e tamanho de pixel de 85 x 85 μ m em 300 dpi .

Após a exposição aos raios X, as leituras das placas de fósforo foram realizadas no *scanner* próprio do sistema. O *scanner* é composto de tambores onde os sensores periapicais são acoplados para a leitura com o laser. Utilizamos nesta pesquisa o tambor específico para a leitura de sensores intraorais que permite a leitura de até 29 sensores de uma vez, cujas imagens aparecem no monitor do computador. Os sensores eram protegidos por invólucros plásticos para que ficassem inertes à exposição pela luz ambiente.

Após a colocação das placas no tambor, este é introduzido no *scanner*, onde ocorrerá um movimento giratório do tambor para a leitura das imagens através de um feixe de laser.

Primariamente, as imagens obtidas foram arquivadas em formato TIFF (Tagged Image File Format), sem compressão, para que numa etapa posterior do trabalho as mesmas fossem comprimidas.

O monitor onde foram realizadas as observações era SVG-A, tela plana, 17 polegadas, configuração de tela de 1024 x 768 pixels de resolução e placa de vídeo de 2MB, sendo todas as imagens interpretadas no mesmo monitor.

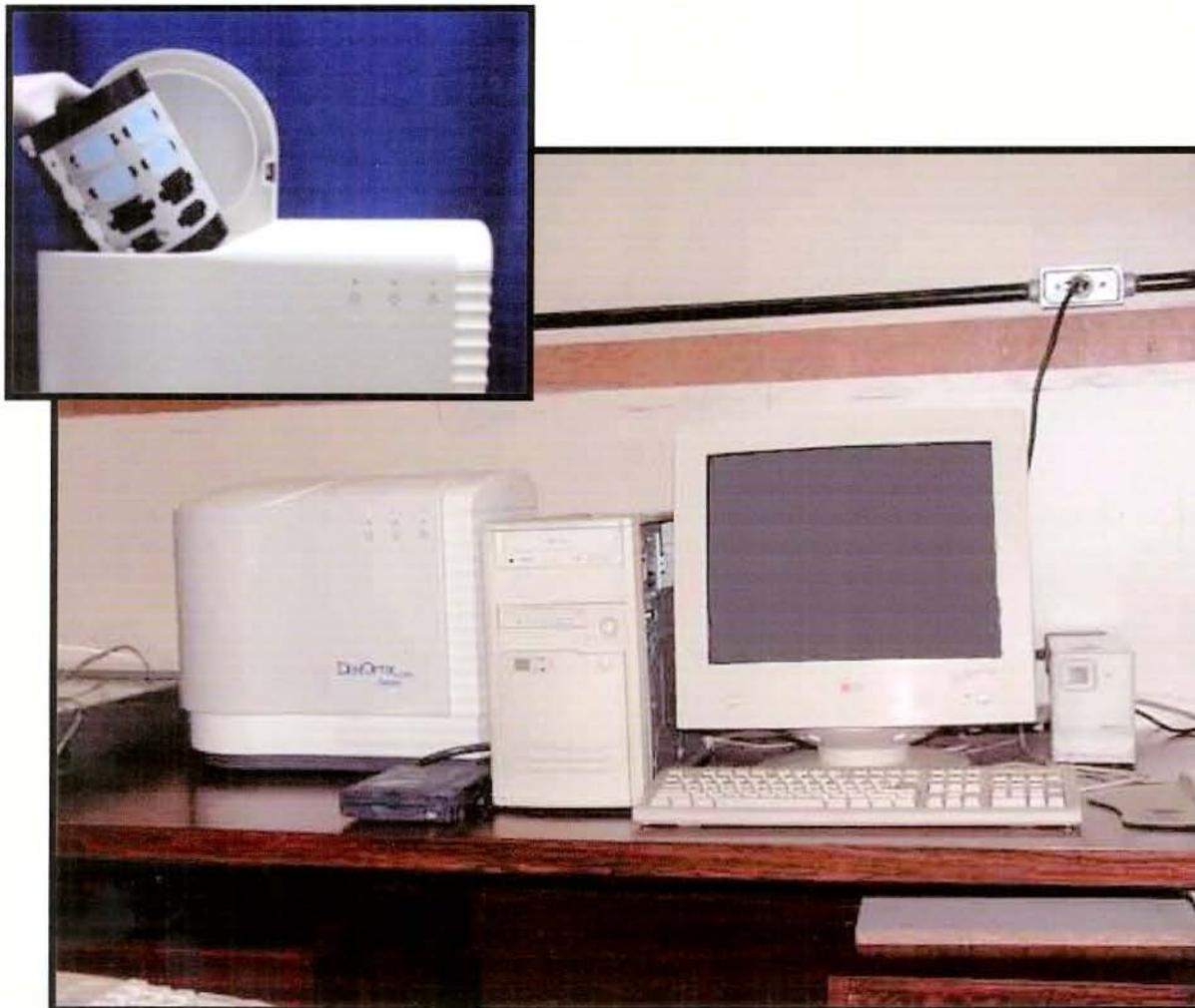


Figura 1. Sistema DenOptix e seus componentes. No detalhe, o scanner do sistema.

O tempo de dessensibilização utilizado foi de 1 minuto, o dobro do preconizado pelo Manual de Instruções do Sistema (DenOptix User Manual, 1997), que é de 30 segundos à luz fluorescente de 2200 lux.

4.2- Objetos Radiografados

Os procedimentos relatados a seguir foram aprovados pelo Comitê de Ética para Pesquisa em Humanos desta Faculdade. Foram utilizados 16 elementos dentários (4 pré-molares superiores, 4 pré-molares inferiores, 4 molares

superiores e 4 molares inferiores) permanentes, pertencentes aos arquivos de material didático da disciplina de Radiologia Odontológica desta Faculdade. Os elementos dentários se encontravam hígidos e não possuíam restauração ou desmineralização nestas superfícies proximais.

Os elementos dentários foram posicionados em dois manequins simuladores de arcos dentários humanos, constituídos de borracha e plástico (Fig. 2). Cada manequim foi colocado em um suporte de acrílico para facilitar a manipulação do mesmo sobre o suporte-guia, e para simular tecido mole (1,0 cm de espessura) (Fig.3).



Figura 2. *Manequins simuladores de arcos dentários humanos, onde foram colocados os dentes para o experimento.*



Figura 3. *Manequim colocado em suporte de acrílico, simulador de tecido mole (1cm de espessura de acrílico).*

4.3- Suporte guia

Para a realização padronizada das radiografias dos elementos dentários foi idealizado um suporte de acrílico que simula a técnica periapical do paralelismo.

Este suporte é constituído de uma base de acrílico composta de 3 partes:

- Circunferência acrílica a qual orientava a colocação do cilindro localizador do aparelho de Raios X;
- Quatro hastes de apoio ou “pés” que estabilizavam o suporte;

- Base para orientação da angulação do cilindro localizador do aparelho de Raios X. Esta base se consistia em uma placa de acrílico contendo três linhas-guia, previamente desenhadas e que indicavam, a partir do centro da circunferência de acrílico, angulações de 0, 5 e 10 graus(Fig. 4).

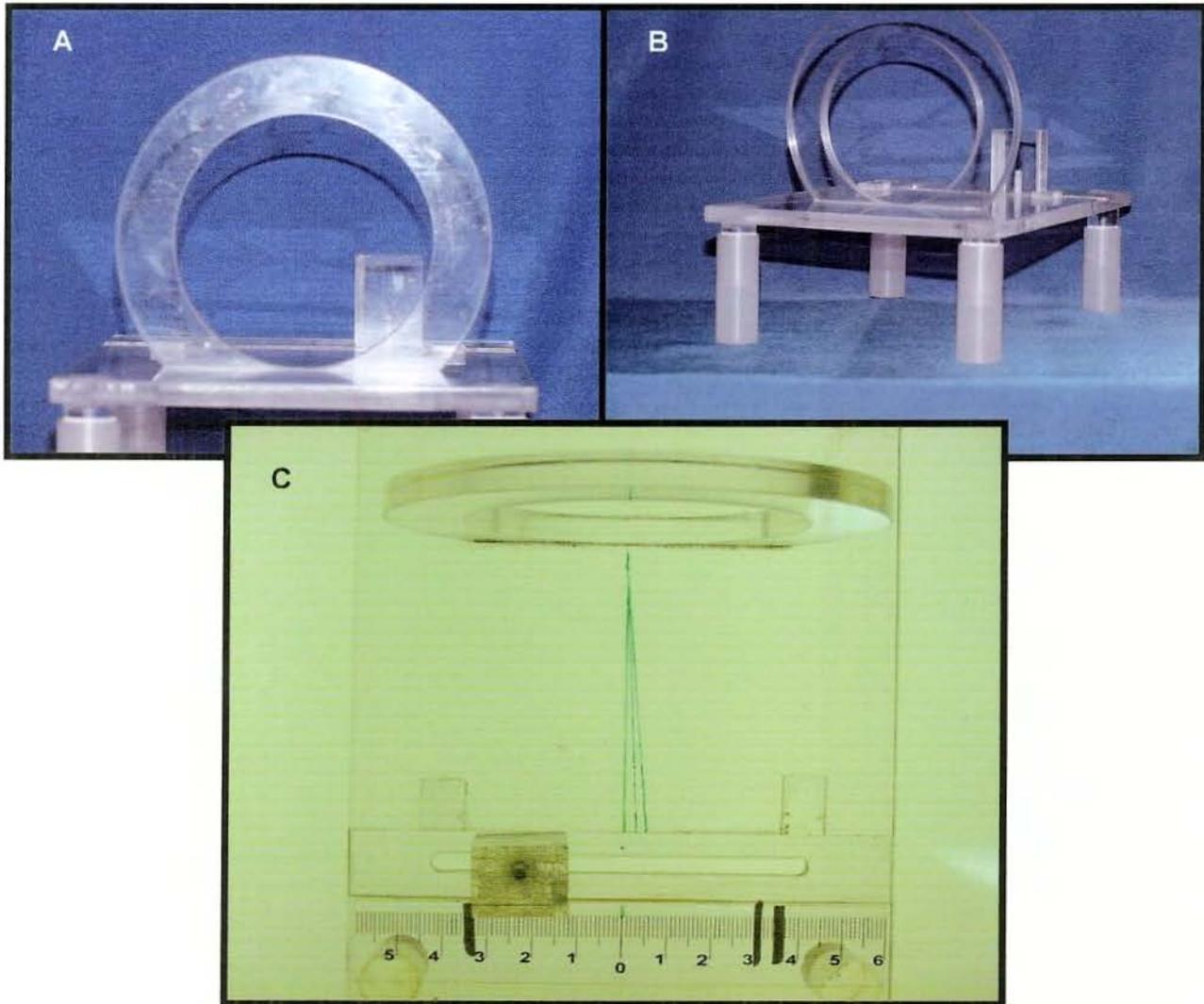


Figura 4. A-Circunferência de orientação; B-Hastes ou “pés” estabilizadores; C-Base de orientação do cilindro localizador do aparelho de raios X. O cilindro localizador era alinhado com uma das três linhas-guia da base, a fim de reproduzir as diferentes angulações.

4.4- Fonte de Raios X e Dados da Exposição

As radiografias foram realizadas com o aparelho GE 1000 (General Electric Company, Milwaukee, WI, USA), operando com tensão de 60 kVp e corrente de 10 mA com exposição de 0.2s (12 pulsos) e distância foco-filme de 40 cm.

4.5- Ambiente de leitura

O ambiente no qual as placas de fósforo sensibilizadas eram removidas de seus invólucros plásticos e colocadas no tambor de leitura, consistiu-se de um ambiente de penumbra, para evitar que houvesse acréscimo de ruído na imagem radiográfica (PAGANINI, 2001).

4.6- Preparo dos elementos dentários e metodologia radiográfica

Como anteriormente citado, os dentes foram posicionados em dois manequins simuladores de arcos dentários humanos, em seus respectivos alvéolos, com um manequim simulando a arcada superior, e o outro simulando a arcada inferior. Previamente ao posicionamento dos dentes, foram realizados, dois formatos de cavidade com uma ponta diamantada esférica de 0,5mm de raio (Ponta KG Sorensen nº1013), montada em turbina de alta rotação, nas superfícies interproximais de molares e/ou pré-molares em cada hemiarcada.

Em quatro dentes aprofundou-se a ponta diamantada até o toque de sua haste na superfície interproximal, a fim de conseguir uma cavidade com 0,5mm de profundidade, procurando assim simular uma lesão incipiente. Os elementos

dentários e respectivas faces proximais nos quais foram realizadas este tipo de cavidade são os seguintes:

- Primeiro pré-molar superior esquerdo/Face distal;
- Primeiro molar superior direito/Face distal;
- Segundo molar inferior direito/Face mesial;
- Segundo pré-molar inferior direito/Face mesial.

A cavidade onde apenas se aprofundou a ponta diamantada será referida daqui para frente como tipo “Circular” (Fig. 5A).

Em outros quatro dentes aprofundou-se a ponta diamantada até o toque de sua haste na superfície interproximal e movimentou-se a ponta diamantada numa direção vestibulo-lingual, numa extensão de 4mm (CHADWICK *et al.*, 1999) a fim de se conseguir uma cavidade que se distendesse vestibulo-lingualmente por toda a superfície interproximal, com profundidade de 0,5mm.

Os elementos dentários e respectivas faces proximais nos quais foram realizadas este tipo de cavidade são os seguintes:

- Primeiro molar superior esquerdo/Face distal;
- Segundo pré-molar inferior esquerdo/Face mesial;
- Segundo molar inferior esquerdo/Face mesial;
- Primeiro pré-molar superior direito/Face distal.

A cavidade onde se aprofundou e se movimentou a ponta diamantada em direção vestibulo-lingual será referida daqui para frente como tipo “Elíptica” (Fig. 5B).

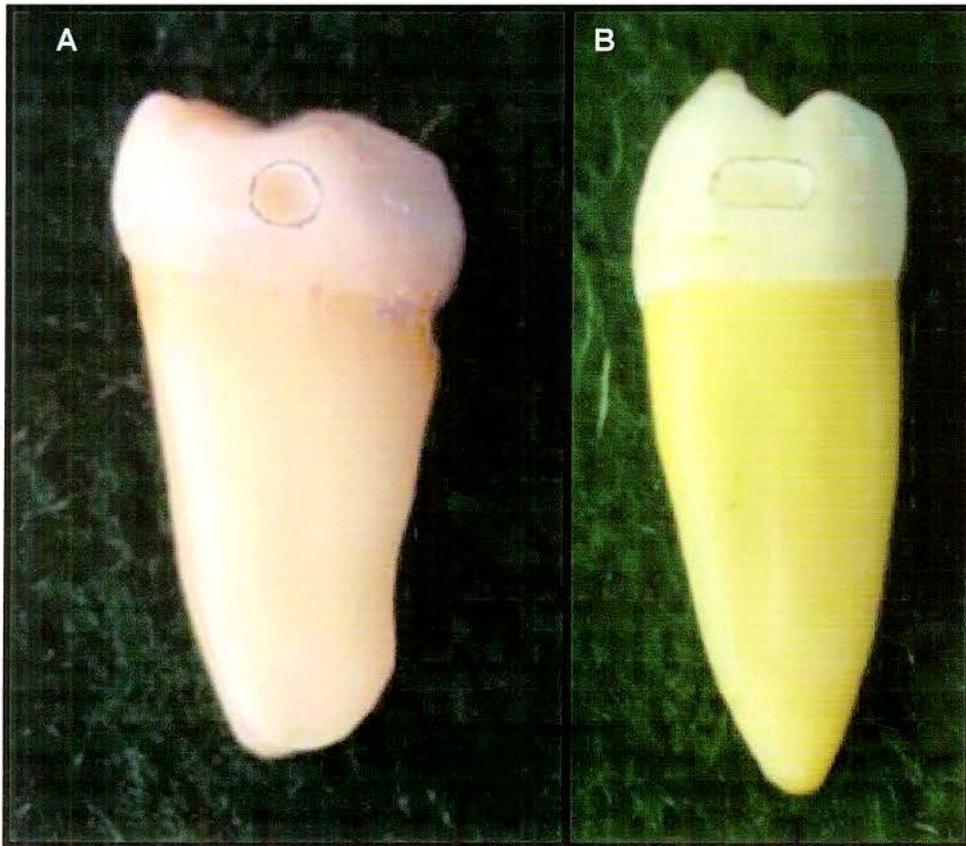


Figura 5. A-Cavidade circular em molar inferior. B-Cavidade elíptica em pré-molar superior.

Cada um dos manequins foi colocado no suporte de acrílico simulador de tecido mole com o suporte-guia de acrílico que serviu para o direcionamento dos Raios X nas três angulações estudadas. Os dentes foram radiografados, simulando a técnica interproximal, com o sensor radiográfico digital DenOptix.

As radiografias foram realizadas utilizando três angulações dos feixes centrais de Raios X: 0° (feixes centrais de Raios X paralelos às faces interproximais dos elementos radiografados); 5°(feixes centrais de Raios X angulados em 5° à distal em relação às faces interproximais dos elementos radiografados); 10°, (feixes centrais de Raios X angulados em 10° à distal em relação às faces interproximais dos elementos radiografados). As angulações

foram obtidas alinhando-se o traço de orientação do cilindro localizador com as respectivas linhas desenhadas no suporte-guia, sendo a linha correspondente à angulação de 0° paralela às faces interproximais dos dentes radiografados. Desta forma, obtiveram-se 8 imagens para cada angulação utilizada, sendo 2 para os pré-molares inferiores direitos e esquerdos, 2 para os molares inferiores direitos e esquerdos, 2 para os pré-molares superiores direitos e esquerdos e 2 para os molares superiores direitos e esquerdos. Após a realização das radiografias, os dentes foram retirados dos alvéolos para o aprofundamento das lesões de cáries. Isto foi realizado utilizando uma ponta diamantada esférica, dessa vez de 1,50mm de diâmetro (Ponta KG Sorensen nº1015), também com turbina de alta rotação, o que nos proporcionou cavidades de 0,75mm de profundidade. Este procedimento foi realizado exatamente no mesmo local das lesões de 0,5mm, e as formas das cavidades (Circular e Elíptica) foram mantidas. Os dentes foram novamente colocados nos alvéolos do manequim, o qual foi posicionado nos dispositivos de acrílico para novas séries de incidências radiográficas idênticas às previamente realizadas.

As cavidades realizadas nos elementos dentários serão referidas daqui para frente como:

- Cavidade 1: Tipo Circular/0,5mm de profundidade;
- Cavidade 2: Tipo Elíptica/0,5mm de profundidade;
- Cavidade 3: Tipo Circular/0,75mm de profundidade;
- Cavidade 4: Tipo Elíptica/0,75mm de profundidade.

4.7- Método de avaliação

Para análise das imagens, os observadores foram orientados a adaptar seus olhos ao ambiente escuro antes de iniciar as avaliações (CEDERBERG, 1999). Solicitou-se aos observadores que avaliassem as superfícies mesiais e distais de apenas um dente por imagem. A lesão artificial se encontrava, impreterivelmente em uma das duas superfícies avaliadas. Foi entregue uma ficha de avaliação para cada observador, onde este anotaria os escores (ANEXO 1). As imagens foram avaliadas em grupos de 24 por sessão, aleatoriamente, com intervalos de pelo menos 48 horas entre as sessões, num total de 10 sessões, totalizando 240 imagens avaliadas para cada observador.

4.8- Avaliação da influência da variação de angulação horizontal na detecção das lesões

As imagens radiográficas obtidas foram disponibilizadas aleatoriamente para 16 observadores realizarem a análise subjetiva de detecção de cáries interproximais. Os mesmos anotaram em uma ficha de avaliação a presença ou ausência dessas lesões nas diversas imagens apresentadas de acordo com uma escala de confiança de 5 pontos, sendo: (0)-Definitivamente ausente; (1)-Provavelmente ausente; (2)-Incerto; (3)-Provavelmente presente e (4)-Definitivamente presente. Neste estágio do trabalho, utilizamos apenas as imagens disponibilizadas em arquivos do tipo TIFF, sem quaisquer tipos de compressão, no modo slideshow do software Powerpoint (Microsoft Corporation, Redmond, WA, EUA), apenas para avaliarmos a influência das angulações 0, 5 e

10º utilizadas na detecção subjetiva de cáries interproximais incipientes criadas artificialmente. Obteve-se, desta forma, 3 grupos de avaliação (0, 5 e 10 graus), com 16 imagens cada. Cada um destes 3 grupos de avaliação foi subdividido em 4 subgrupos que representavam os 4 tipos de cavidade. Cada um destes subgrupos continha 4 imagens, totalizando uma amostra de 48 imagens. A Figura 6 representa uma das telas de avaliação.

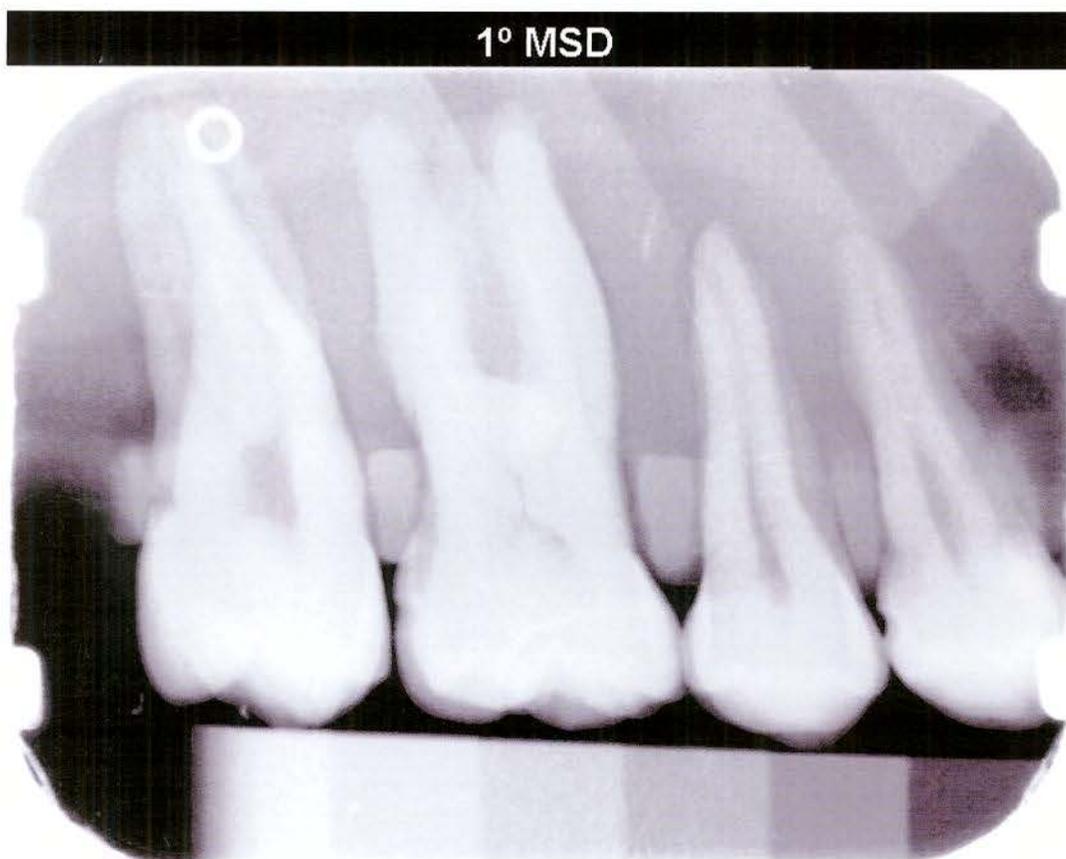


Figura 6. Tela de avaliação do Powerpoint, com indicação do dente a ser avaliado.

4.9- Avaliação das imagens radiográficas nos vários níveis de compressão na detecção das lesões

Neste estágio do trabalho, apenas as imagens radiográficas do grupo 0° foram utilizadas. As mesmas foram comprimidas digitalmente com o software de edição de imagens Photoshop v.5.0 (Adobe Systems Inc., San Jose, CA, EUA) utilizando o protocolo de compressão padrão JPEG (Joint Photographic Experts Group) nos níveis 1:6, 1:9, 1:16 e 1:21, para as cavidades 1(tipo Circular com 0,5mm de profundidade), 2(tipo Elíptica com 0,5mm de profundidade), 3(tipo Circular com 0,75mm de profundidade) e 4(tipo Elíptica com 0,75mm de profundidade), totalizando 20 imagens divididas em 5 grupos, para cada tipo de cavidade (total, 80 imagens em 20 grupos): 4 imagens não-comprimidas, 4 imagens comprimidas a 1:6, 4 imagens comprimidas a 1:9, 4 imagens comprimidas a 1:16 e 4 imagens comprimidas a 1:21. As imagens foram disponibilizadas aleatoriamente em forma de slideshow no software Powerpoint, para os observadores avaliarem a influência dos níveis de compressão utilizados na detecção subjetiva de cáries interproximais incipientes. Os observadores anotaram em uma ficha de identificação a presença ou ausência dessas lesões nas diversas imagens apresentadas, de acordo com a escala de escores já apresentada.

4.10- Avaliação da variação da angulação horizontal em imagens com e sem compressão.

Neste estágio, todas as imagens radiográficas com as diferentes angulações foram avaliadas com e sem compressão digital. Para isso 240 imagens foram

divididas em 30 grupos de 8 imagens cada: 0° (sem e com compressões de 1:6, 1:9, 1:16 e 1:21), 5° (sem e com compressões de 1:6, 1:9, 1:16 e 1:21) e 10° (sem e com compressões de 1:6, 1:9, 1:16 e 1:21), para as cavidades tipo 1, tipo 2, tipo 3 e tipo 4. As imagens também foram disponibilizadas aleatoriamente em forma de slideshow no software Powerpoint (Microsoft Corporation, Redmond, WA, EUA), para que os 16 observadores fizessem as avaliações.

4.11- Análise estatística

Todos os resultados das análises foram tabulados no *software* Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, EUA).

Para comparação das diferenças dos resultados entre as quatro profundidades criadas (Cavidades tipo 1, 2, 3 e 4), as três angulações (0°, 5° e 10°) bem como das diferenças dos resultados entre os quatro tipos de compressão de imagem (1:6, 1:9, 1:16 e 1:21), utilizamos o teste estatístico não-paramétrico ANOVA-R, com níveis de significância de 5%. Foram considerados acertos, nas faces com cavidades, os escores de 3 (cavidade provavelmente presente) e 4 (cavidade certamente presente).

5- Resultados e Discussão

5.1- Análises do nível máximo de compressão e da influência da angulação horizontal

Um dos objetivos deste trabalho foi o de determinar qual o nível aceitável de compressão tipo "lossy" que pode ser utilizado em imagens radiográficas. Entende-se por nível aceitável de compressão como sendo a máxima compressão a qual pode se submeter uma imagem, sem que ocorra uma redução estatisticamente significativa na qualidade de diagnóstico. De acordo com ANALOUI & BUCKWALTER (2000), para se avaliar a aceitação dos diferentes métodos de compressão "lossy", são comumente utilizadas avaliações matemáticas (quantitativas) e visuais (qualitativas). As abordagens matemáticas são baseadas em vários tipos de mensurações, que comparam a similaridade entre a imagem original e a imagem comprimida em parâmetros específicos de compressão. Embora estas mensurações ofereçam formas de se medir a qualidade de imagem, elas parecem não se correlacionar necessariamente com as avaliações visuais. As avaliações visuais dos métodos de compressão são realizadas utilizando-se estudos cegos ou duplos-cegos, nos quais um grupo de especialistas é solicitado a comparar as qualidades das imagens ou usá-las em tarefas de diagnóstico. Os protocolos "lossy" comprimem as imagens explorando limitações conhecidas do olho humano. Se forem realizadas análises matemáticas, com softwares de processamento de imagens, os erros induzidos por este tipo de protocolo de compressão podem se apresentar como problemas, devido à grande precisão deste tipo de análise. As análises matemáticas poderiam

encontrar diferenças estatisticamente significativas em níveis de compressão muito baixos, o que eliminaria a utilidade do protocolo “lossy”, como agente redutor da quantidade de dados presentes na imagem.

O nível aceitável de compressão parece ser tarefa-dependente. A tarefa de diagnóstico escolhida para este trabalho foi a detecção de imagens de cavidades incipientes, criadas artificialmente, nas superfícies proximais de elementos dentários posteriores. Esta tarefa foi escolhida em função da dificuldade de se detectar cavidades incipientes em superfícies interproximais, o que reduziria o nível máximo de compressão aceitável a patamares adequados para outras tarefas de diagnóstico, que envolvessem estruturas maiores, portanto mais aparentes. Foi escolhido o protocolo JPEG pois este foi apresentado como padrão ISO de compressão, além de ser adotado pelo comitê DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Para a determinação dos diversos níveis de compressão neste trabalho, procurou-se ser o mais abrangente possível, sem, no entanto, tomar uma amostra de imagens grande o bastante, a ponto de desencorajar os examinadores.

Embora as radiografias interproximais sejam amplamente utilizadas na clínica odontológica, a eficiência e validade destes exames podem ser afetadas pela perda de informação devido a técnicas radiográficas deficientes. De acordo com McDONALD (1984), existem três razões principais para isto: sobreposição de faces interproximais, posicionamento deficiente do filme ou sensor radiográfico e falta de reprodutibilidade da técnica. Este autor ainda estabeleceu uma relação linear e diretamente proporcional entre as alterações nas angulações dos feixes de Raios X e a largura das sobreposições. Foi encontrado um gradiente médio de

relacionamento entre a angulação e a sobreposição radiográfica de contatos entre os dentes analisados de 0,061mm/grau.

Para a apuração dos resultados deste trabalho, foi utilizada uma análise estatística não-paramétrica (ANOVA-R) para dados de acertos de diagnóstico, calculada com base na verdade estabelecida através do conhecimento da existência, ou não (por parte dos autores), de cavidades nos diversos modelos que foram radiografados. Foram considerados acertos nas faces com cavidades, os escores de 3 (cavidade provavelmente presente) e 4 (cavidade certamente presente). Pela análise de fatoriais previamente realizada, foram detectados fortes indícios da existência de diferenças estatisticamente significativas entre as médias verdadeiras de pelo menos duas, das combinações da interação **Angulação/Nível de compressão**. A Tabela 1 permitirá o estudo da comparação de médias do fator **Angulação** dentro do fator **Nível de compressão**.

Analisando-se a interação dos fatores **Angulação** dentro de **Nível de compressão**, pode-se observar diferenças estatisticamente significativas, em todos os níveis de compressão, quando se utilizava a angulação de 10 graus, com prejuízo das médias de acertos quando esta angulação era utilizada. A partir dos resultados desta interação, pode-se deduzir que a angulação de 10 graus é deletéria para a detecção de cavidades interproximais. A Figura 7 ilustra as comparações de médias.

Segundo McDONALD em 1984, uma angulação horizontal dos feixes centrais de Raios X de 5,3 graus é suficiente para produzir uma sobreposição de faces em radiografias interproximais, prejudicando a detecção de cavidades. Isto

pode explicar a baixa taxa de acertos em todos os níveis de compressão quando a angulação de 10 graus foi utilizada.

Nível de Compressão	Angulação Horizontal	N Observações	Médias de acertos	Desvio Padrão	Grupos por escores
Não-Comprimida	0°	16	1	0	A
	5°	16	1	0,02	A
	10°	16	0,72	0,15	B
1:6	0°	16	1	0	A
	5°	16	1	0,01	A
	10°	16	0,74	0,1	B
1:9	0°	16	0,98	0,03	A
	5°	16	0,97	0,05	A
	10°	16	0,68	0,06	B
1:16	0°	16	0,95	0,06	A
	5°	16	0,96	0,06	A
	10°	16	0,68	0,12	B
1:21	0°	16	0,5	0,07	A
	5°	16	0,54	0,14	A
	10°	16	0,22	0,09	B

Tabela 1. Médias e desvios padrão de teste para comparação de médias do fator Angulação Horizontal dentro de Nível de Compressão, calculado com base nos dados transformados. Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância alfa de 5% dentro de um mesmo Nível de compressão.

De acordo com a relação entre as angulações dos feixes centrais de raios X e a largura das sobreposições, temos, para uma angulação de 10 graus, um avanço de sobreposição de faces de aproximadamente 0,61 mm. Esta sobreposição pode ter colaborado para encobrir as cavidades, limitando a visibilidade e, conseqüentemente, reduzindo as médias de acertos de diagnóstico quando se compara as angulações de 10 graus com as demais.

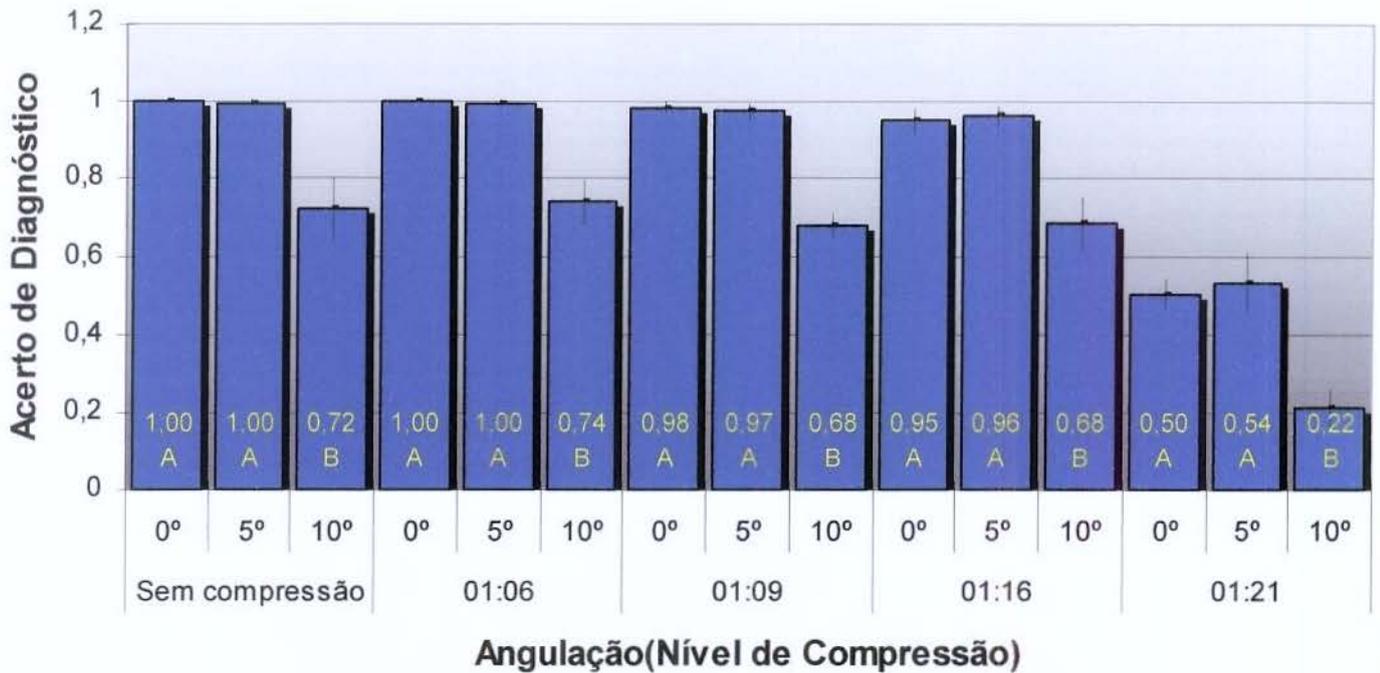


Figura 7. Médias das medidas de Acerto de Diagnóstico nas Angulações dentro do fator Nível de Compressão. Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância de 5%.

Outra consideração, ainda de McDONALD, diz respeito a outros fatores que podem colaborar para o aumento da frequência e severidade das sobreposições. Um destes fatores diz respeito às características anatômicas dos dentes envolvidos. Neste trabalho, objetivou-se determinar a influência de apenas um dos fatores geradores de sobreposições: a angulação horizontal dos feixes centrais de Raios X. Desta forma, houve um esforço em se eliminar a influência da anatomia dentária na criação de sobreposições. Sabe-se que os molares superiores possuem suas faces interproximais anguladas (e não perpendiculares como os demais elementos dentários posteriores) em relação à linha elíptica que descreve o arco dentário. Desta forma, procurou-se posicionar o cilindro localizador do aparelho, de forma que os feixes centrais de Raios X tangenciassem as faces

proximais dos molares superiores, para a tomada radiográfica com angulação de 0 grau. Para o posicionamento dos feixes centrais de Raios X nas tomadas radiográficas realizadas com as demais angulações, considerou-se como “baseline” a posição explicada acima, na qual os feixes tangenciam as faces proximais. A decisão de posicionar o cilindro localizador de forma que os feixes centrais de Raios X tangenciassem as faces proximais dos molares superiores pode ser questionada, uma vez que esta posição não corresponde à de uma tomada radiográfica interproximal tradicional – na qual se orientam os feixes centrais de Raios X perpendicularmente à linha elíptica que descreve o arco dentário. Entretanto, nosso objetivo foi o de obter um estudo controlado, eliminando fatores externos que pudessem modificar as amostras.

Van der STELT *et al.* (1989) analisaram a influência de variações das angulações horizontais e verticais dos feixes centrais de Raios X no diagnóstico e detecção de pequenas cavidades proximais, em elementos dentários posteriores. Estes autores afirmaram que a eficiência de detecção de cavidades proximais é mais influenciada por desvios horizontais nos feixes centrais de Raios X do que por desvios verticais. Em função destes dados, tomou-se a decisão de, no presente trabalho, analisar a influência apenas da angulação horizontal na detecção radiográfica das cavidades. Os resultados do presente trabalho coincidem com os destes autores, que observaram que à medida que se aumenta a angulação horizontal dos feixes de Raios X, ocorre uma perda de sensibilidade na detecção de cavidades proximais. A angulação horizontal mais favorável encontrada por van der STELT *et al.*, e conseqüentemente a que produziu os maiores níveis de sensibilidade foi a angulação de 0 grau.

Analisando-se a interação **Nível de compressão** dentro de **Angulação horizontal**, pode-se observar um comportamento semelhante quando se utilizou as angulações de 0 e 5 graus. Dessa forma, existem diferenças estatisticamente significativas nas médias de acertos de diagnóstico entre as imagens comprimidas com nível de 1:16 e as imagens sem compressão e as comprimidas com nível de 1:6 (Tabela 2). As imagens comprimidas com nível de compressão 1:16 não apresentaram diferenças estatisticamente significativas nas médias de acertos quando comparadas às imagens comprimidas com nível de 1:9. As imagens comprimidas com nível de 1:21 apresentaram diferenças estatisticamente significativas nas médias de acertos quando comparadas a todas as outras imagens, com um grande prejuízo deste nível de compressão nas médias de acertos. Ao se utilizar a angulação de 10 graus, observamos diferenças estatisticamente significativas nas médias de acertos de diagnóstico quando a taxa de 1:21 era comparada com os demais níveis de compressão, também com um prejuízo nas médias de acertos quando esta taxa de compressão era utilizada. A partir dos resultados desta interação, podemos deduzir que a 0 e 5 graus, o nível de compressão de 1:16 já apresenta deterioração da imagem. A Figura 8 ilustra as comparações de médias apresentadas na Tabela 2.

WENZEL *et al.*, em estudo publicado em 1996, utilizaram quatro níveis de compressão de imagens, com o protocolo JPEG para a detecção de cáries oclusais e proximais: 1:5, 1:12, 1:20 e 1:33. Neste trabalho, a compressão de imagens não afetou a precisão de diagnóstico de lesões dentinárias oclusais. Segundo estes autores foi escolhido o limiar “cárie em dentina” nas lesões oclusais, devido ao fato de lesões oclusais localizadas em esmalte serem

difícilmente detectadas. Isto talvez possa explicar o fato de a compressão de imagens não ter afetado a precisão de diagnóstico das lesões oclusais, uma vez que estas se localizavam em dentina, eram portanto mais profundas e, conseqüentemente, mais aparentes.

Angulação Horizontal	Nível de Compressão	N Observações	Médias de Acertos	Desvios Padrão	Grupos por escores
0°	<i>Não comprimida</i>	16	1	0	A
	1:6	16	1	0	A
	1:12	16	0,50	0,07	B
	1:21	16	0,50	0,07	C
5°	<i>Não comprimida</i>	16	1	0,02	A
	1:6	16	1	0,02	A
	1:12	16	0,54	0,14	B
	1:21	16	0,54	0,14	C
10°	<i>Não comprimida</i>	16	0,72	0,15	A
	1:6	16	0,74	0,10	A
	1:9	16	0,68	0,06	A
	1:16	16	0,68	0,13	A
	1:21	16	0,22	0,09	B

Tabela 2. Médias e desvios padrão de teste para comparação de médias do fator Nível de Compressão dentro de Angulação Horizontal, calculado com base nos dados transformados. Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância alfa de 5% dentro da mesma Angulação Horizontal.

Deve-se salientar que os autores escolheram elementos dentários cujas superfícies proximais possuíam lesões pequenas, “que variaram de descolorações marrons ou brancas e pequenas cavidades”. Os autores afirmaram que apenas o diagnóstico das lesões de cárie localizadas nas superfícies proximais foi afetado. De todos os níveis de compressão utilizados pelos autores, até o nível de 1:12 não

houve prejuízo estatisticamente significativo no diagnóstico de lesões de cárie proximais, de forma que os autores não recomendaram a utilização de níveis de compressão acima de 1:12 no diagnóstico deste tipo de lesão. WENZEL *et al.* não utilizaram angulações, como no presente trabalho, radiografando os dentes com os feixes centrais de Raios X tangenciando suas faces proximais. Assim, seus resultados só podem ser comparados com a angulação de 0 grau do presente trabalho.

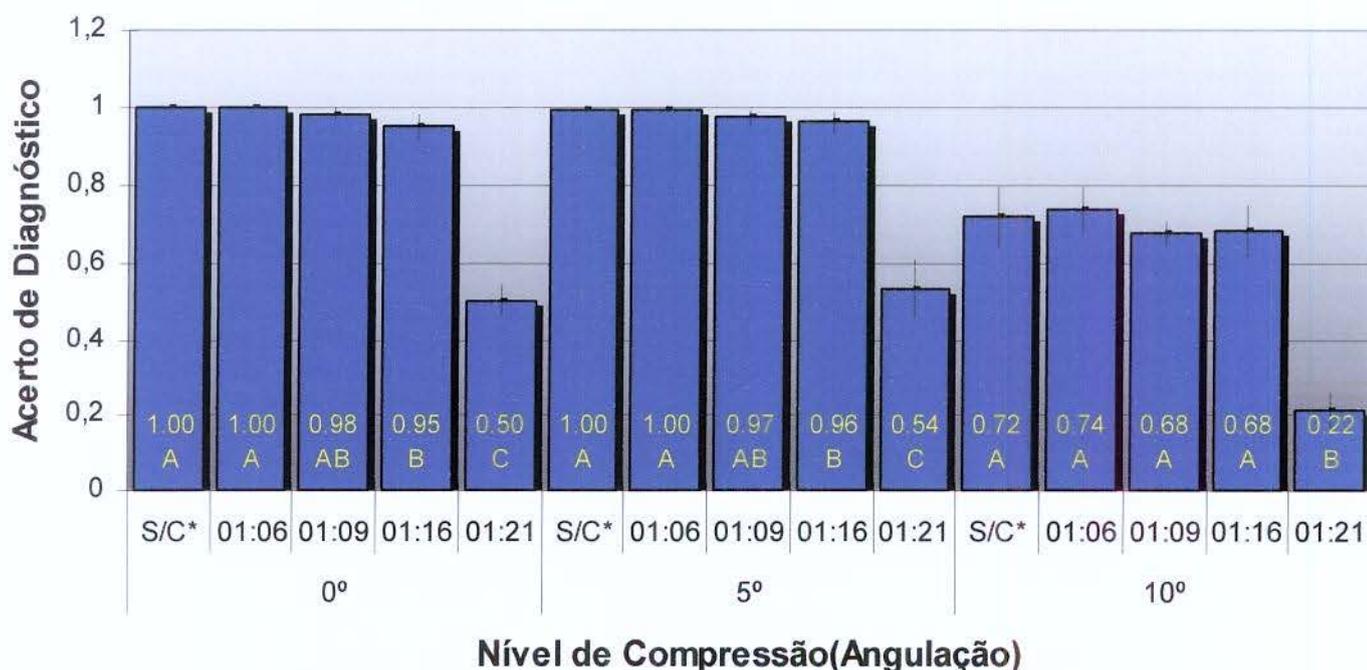


Figura 8. Médias das medidas de Acerto de Diagnóstico nos Níveis de Compressão dentro do fator Angulação. Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância de 5%.

*Sem compressão

Neste estudo utilizou-se níveis de compressão diferentes dos utilizados por WENZEL *et al.*. Segundo o presente trabalho, o nível máximo de compressão de imagens no qual não ocorrem diferenças estatisticamente significativas em relação às imagens não-comprimidas é de 1:9. No trabalho de WENZEL *et al.*, este nível correspondeu à 1:12, nível de compressão não avaliado neste trabalho. Os resultados do presente estudo podem ser interpretados como coincidentes com os resultados encontrados por WENZEL *et al.*, à medida que estes autores recomendaram que não se utilize níveis de compressão acima de 1:12, e nós não avaliamos níveis de compressão intermediários entre 1:12 e 1:16 – sendo que 1:16 é o nível de compressão a partir do qual começaram a ocorrer alterações estatisticamente significativas nas médias de acertos de diagnóstico.

JANHOM *et al.* (1999) recomendaram que não se utilizasse níveis de compressão acima de 1:14 na detecção de lesões de cárie proximais. Este resultado foi baseado em um estudo piloto conduzido pelos autores, onde também foram considerados níveis de compressão de 1:3, 1:21 e 1:34. Neste trabalho, os resultados também podem ser interpretados como sendo coincidentes com os resultados dos autores acima citados, uma vez que a um nível de compressão da ordem de 1:16 (acima, portanto, de 1:14), as imagens deste estudo começaram a apresentar prejuízo estatisticamente significativo nas taxas de diagnóstico quando comparadas às imagens não comprimidas.

Um efeito observado no trabalho de JANHOM *et al.*, foi o da redução de ruídos das imagens comprimidas com algoritmo JPEG a 1:14. As fontes desta distorção nos sistemas digitais incluem o ruído de quantum, ruído eletrônico, ruído próprio do sensor radiográfico (que é diferente de um sistema para outro) e ruído

de quantização. Sabe-se que a compressão “lossy” elimina redundâncias de informações da imagem. Desta forma, a baixos níveis de compressão, o algoritmo JPEG descartaria informações de alta frequência que contém grande parte dos ruídos da imagem, tornando-as mais nítidas. Este efeito também foi observado neste trabalho, embora não tenham sido observadas diferenças estatisticamente significativas entre os níveis de compressão envolvidos. O efeito benéfico de baixos níveis de compressão também foi observado em alguns estudos de imagenologia médica, onde radiologistas preferiram imagens levemente comprimidas (1:10) ao invés das originais, na avaliação de radiografias do tórax (ERICKSON *et al.*, 1997).

Os resultados deste estudo também estão em concordância com os resultados encontrados por FIDLER *et al.* (2002). Estes autores utilizaram quatro níveis de compressão na avaliação de ganho ósseo em mandíbulas de porco: 1:7, 1:16, 1:22 e 1:31. Segundos os resultados obtidos no trabalho destes autores, a compressão de 1:7 pode ser utilizada para se detectar ganhos ósseos de 4mg ou mais. Assim como no trabalho de FIDLER *et al.*, os resultados deste trabalho apresentaram queda da qualidade de diagnóstico a níveis de compressão de 1:16.

SIRAGUSA & McDONALD (2002) realizaram um estudo com o objetivo de determinar subjetivamente a qualidade de imagens intraorais. Os resultados destes autores demonstraram que, a uma compressão JPEG de 1:8.5, as imagens não apresentavam dificuldades de interpretação (detalhes da imagem observados claramente no monitor). Quando as imagens eram comprimidas a níveis de 1:11 a 1:14, ocorria uma redução na qualidade de diagnóstico, quando os detalhes da imagem se apresentavam “borrados” no monitor. Já, níveis de compressão de

1:16 e acima, determinavam a perda de detalhes finos na imagem radiográfica, incompatibilizando-a para diagnóstico. Desta forma, os resultados encontrados por estes autores também coincidem com os resultados encontrados na interação **Nível de compressão** dentro de **Angulação horizontal** do presente trabalho.

Em um trabalho publicado em 2003, PABLA *et al.* concluíram que níveis de compressão da ordem de 1:16 podem ser utilizados no diagnóstico de lesões proximais de cárie, sem prejuízo significativo na qualidade do diagnóstico. Analisando-se a metodologia adotada pelos autores, observa-se que estes realizaram o processamento das imagens, com finalidades de melhorar a qualidade subjetiva das mesmas, alterando brilho, contraste e equalizando o histograma. MØYSTAD *et al.* (1995) realizaram um trabalho onde compararam a precisão da detecção de cáries interproximais entre imagens digitais processadas, não processadas e filmes convencionais. O processamento das imagens se deu através da equalização de histograma, correção de brilho e aplicação de filtro de nitidez. Segundo os resultados destes autores, as imagens digitais processadas permitiram uma maior precisão de diagnóstico de lesões de cárie proximais, do que as imagens digitais não processadas ou os filmes convencionais. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas, quanto à precisão de diagnóstico, entre as imagens digitais não processadas e os filmes convencionais. Os autores concluíram que o processamento de imagens digitais melhorou a detecção de cáries proximais *in vitro*, quando se comparava as imagens processadas com imagens não processadas e filmes radiográficos convencionais.

Ao processar as imagens, PABLA *et al.* podem ter efetivamente melhorado a qualidade destas a ponto de aumentar a visualização das lesões de cárie

proximais, mesmo a níveis de compressão da ordem de 1:16, inserindo no trabalho uma nova causa de variação. Esta diferença de metodologia talvez possa explicar a discrepância dos resultados obtidos no presente trabalho, quando comparados com os resultados obtidos por PABLA *et al.*

Os resultados deste trabalho também não foram coincidentes com os de ERASO *et al.*, que em 2002 afirmaram ter encontrado níveis seguros de compressão da ordem de 1:32, para detecção de lesões periapicais em radiografias realizadas *in vivo*. A diferença de resultados pode ter se dado em função das diferentes tarefas de diagnóstico. Lesões periapicais são estruturas maiores, portanto mais aparentes do que as cavidades proximais realizadas no presente trabalho. Conseqüentemente, isto pode ter colaborado para aumentar a visibilidade destas estruturas em altos níveis de compressão. Um fator que também pode ter contribuído para diferença de resultados encontrada é a utilização por parte de ERASO *et al.* de um sistema radiográfico digital CCD. Sabe-se que os sistemas digitais de armazenamento de fósforo apresentam propriedades diferentes dos sistemas digitais CCD (a resolução espacial dos sistemas CCD, por exemplo, é maior do que a resolução dos sistemas de armazenamento de fósforo). Estes dois fatores podem ter atuado sinergicamente, aumentando a detecção de lesões periapicais a níveis de compressão tão altos quanto 1:32.

Encontrou-se um comportamento semelhante nos resultados do trabalho de KOENIG *et al.* (2004). Estes autores também avaliaram a influência de diferentes níveis de compressão no diagnóstico de lesões periapicais, apresentando como diferenças do trabalho de ERASO *et al.* (2002) os níveis de compressão utilizados

e o fato de terem trabalhado *in vitro*, com lesões periapicais induzidas quimicamente. Este trabalho também apresentou resultados divergentes dos resultados encontrados por estes autores que determinaram níveis seguros de compressão da ordem de 1:28. A exemplo do trabalho de ERASO *et al.* (2002), as divergências com o presente trabalho também podem ter se dado em função de diferentes tarefas de diagnóstico, com as lesões periapicais sendo maiores, portanto mais visíveis, em altos níveis de compressão. Estes autores também usaram um sistema radiográfico digital em CCD, de forma que estes fatores (visibilidade da estrutura e propriedades diferentes entre os dois sistemas) podem ter atuado em conjunto para produzir as diferenças encontradas entre os resultados do presente trabalho com o de KOENIG *et al.* (2004).

Os resultados do presente trabalho também são diferentes dos encontrados por van der STELT. Em trabalho apresentado em 1997, este autor afirmou ter encontrado que um nível de compressão de 1:25 não diminuiu a qualidade de diagnóstico necessária para se detectar o comprimento de uma lima endodôntica inserida no canal radicular. A diferença com os resultados deste trabalho pode ter se dado em função do alto contraste presente entre as estruturas analisadas, já que uma lima metálica apresenta um grau de radiopacidade bastante elevado e o canal radicular é radiolúcido. O alto contraste presente entre estas estruturas as tornam bastante diferenciáveis, o que pode ter colaborado para a detecção da lima endodôntica a níveis de compressão da ordem de 1:25.

5.2- Análise da influência do formato e profundidade cavitária e correlação com angulação horizontal, no diagnóstico radiográfico

Em análise estatística fatorial prévia, não se determinou quaisquer interação estatisticamente significativa entre o *Tipo de cavidade* e o *Nível de compressão* de imagens. A Tabela 3 mostra os resultados da interação *Tipo de cavidade* dentro de *Angulação horizontal*. A Figura 9 ilustra as comparações de médias apresentadas na Tabela 3.

Angulação Horizontal	Tipo de Cavidade	N Observações	Médias de Acertos	Desvio Padrão	Grupos por escores
0°	C1	20	0,88	0,02	A
	C2	20	0,88	0,02	A
	C3	20	0,89	0,02	A
	C4	20	0,91	0,02	A
5°	C1	20	0,84	0,02	B
	C2	20	0,91	0,02	A
	C3	20	0,89	0,02	A
	C4	20	0,93	0,01	A
10°	C1	20	0,50	0,03	B
	C2	20	0,66	0,02	A
	C3	20	0,59	0,02	A
	C4	20	0,68	0,02	A

Tabela 3. Médias e desvios padrão de teste para comparação de médias do fator Tipo de Cavidade dentro de Angulação Horizontal calculado com base nos dados transformados. Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância alfa de 5% dentro da mesma Angulação Horizontal.

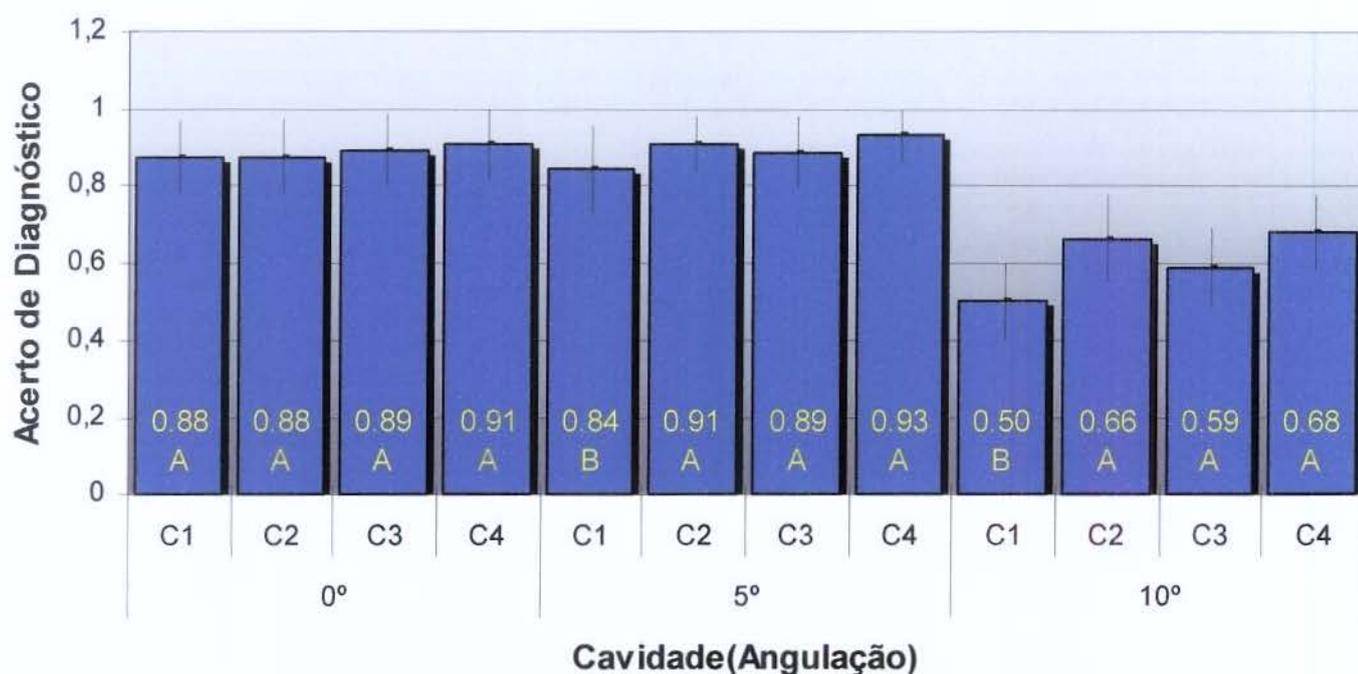


Figura 9. Médias das medidas de Acerto de Diagnóstico nos Tipos de Cavidade dentro do fator Angulação. Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância de 5%.

Ao se analisar esta interação, pode-se observar que nas angulações de 5 e 10 graus, apenas a cavidade 1 (circular/0,5mm) apresentou diferenças estatisticamente significativas nas médias de acertos de diagnóstico quando comparada com as outras cavidades.

O fenômeno encontrado nesta interação talvez possa ser explicado por um trabalho de van der STELT *et al.*, publicado em 1989. Estes autores afirmaram que a detecção de lesões pouco profundas é mais influenciada pelos desvios da angulação ótima, do que as lesões de maior profundidade. De acordo com os resultados desta pesquisa, desvios angulares dos feixes centrais de Raios X, causaram um aumento no número de lesões não visualizadas pelos

examinadores, com uma queda sensível na sensibilidade. Ao se utilizar a angulação menos favorável (15°), para lesões pouco profundas (confinadas à metade externa do esmalte), 56% das respostas dos examinadores determinavam a ausência de lesão ou seja, falso negativo. Já, ao se utilizar a mesma angulação para lesões confinadas à metade interna do esmalte (mais profundas), 40,8% das respostas dos avaliadores apresentaram resultado falso negativo. A diferença entre estes números é significativa, e denota um prejuízo maior da angulação dos feixes centrais de Raios X em lesões mais rasas do que em lesões que apresentam uma maior profundidade.

O fato de a cavidade 2 não ter sofrido uma redução na média de acertos, a exemplo da cavidade 1, pode ser devido ao formato da mesma. Segundo CHADWICK *et al.* (1999), cavidades com grande comprimento vestibulo-lingual, quando expostas a feixes angulados de Raios X são mais suscetíveis a sofrer aumento de sua profundidade radiográfica. Esta teoria foi provada pelos autores, que mensuraram as profundidades cavitárias reais e as profundidades radiográficas, comparando-as e correlacionando-as. Desta forma, o aumento da profundidade radiográfica depende basicamente de dois fatores: a angulação dos feixes centrais de raios X e a extensão vestibulo-lingual da cavidade. O aumento da profundidade radiográfica, torna a imagem mais visível, aumentando assim, as taxas de acerto de diagnóstico.

A Cavidade 2, apesar de possuir a mesma profundidade da Cavidade 1, possuía um formato diferente, com uma extensão vestibulo-lingual de 4mm, em comparação a 1mm da cavidade 1. De acordo com a teoria de CHADWICK *et al.* (1999), isto pode ter levado a uma maior profundidade radiográfica da Cavidade 2

do que da Cavidade 1, em função da projeção dos feixes de Raios X, o que tornaria esta cavidade mais aparente, colaborando para um aumento nas médias de acertos.

Os resultados encontrados neste trabalho, obedecem, de certa forma, ao modelo geométrico proposto por estes autores. Analisando-se a Tabela 3, pode-se observar que, tanto a Cavidade 2 (Elíptica/0,5mm), quanto a Cavidade 4(Elíptica/0,75mm) apresentam maiores taxas de acertos de diagnóstico com uma angulação de 5° do que com uma angulação de 0°, embora esta diferença não seja estatisticamente significativa. Este aumento nas taxas de acerto, da angulação de 0° para a angulação de 5°, não é observado nas Cavidades 1 e 3 (Circular com profundidades de 0,5 e 0,75mm, respectivamente). O único fator que talvez possa ter produzido esta diferença de comportamento entre as Cavidades 1-3 e 2-4 é a extensão vestibulo lingual destas últimas. Como a extensão vestibulo-lingual é um dos fatores responsáveis pelo aumento da profundidade radiográfica, esta pode ter colaborado para uma maior visibilidade das cavidades 2 e 4, aumentando (ainda que sutilmente) as médias de acertos de diagnóstico a 5°.

Este fenômeno não foi observado na angulação de 10°, o que poderia sugerir um paradoxo, não fosse a possibilidade de existência de sobreposições de faces proximais dos elementos dentários adjacentes, proposta por McDONALD em 1984. Estas sobreposições podem ter contribuído para a redução da visibilidade das cavidades, reduzindo, desta forma, as médias gerais de acertos de diagnóstico nesta angulação.

A Tabela 4 mostra os resultados da interação dos fatores **Angulação horizontal** dentro de **Tipo de cavidade**. A Figura 10 ilustra as comparações de médias apresentadas na Tabela 4.

Tipo de Cavidade	Angulação Horizontal	N Observações	Média de Acertos	Desvio Padrão	Grupos por escores
C1	0°	20	0,88	0,02	A
	5°	20	0,84	0,02	A
	10°	20	0,50	0,02	B
C2	0°	20	0,88	0,02	A
	5°	20	0,91	0,02	A
	10°	20	0,66	0,02	B
C3	0°	20	0,90	0,02	A
	5°	20	0,89	0,02	A
	10°	20	0,59	0,02	B
C4	0°	20	0,91	0,02	A
	5°	20	0,93	0,01	A
	10°	20	0,68	0,02	B

Tabela 4. Médias e desvios de teste para comparação de médias do fator Angulação Horizontal dentro de Tipo de Cavidade calculado com base nos dados transformados. Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância alfa de 5% dentro de um mesmo Tipo de Cavidade.

A partir dos resultados desta interação, pode-se observar que, para todos os tipos de cavidade estudados, ocorreram diferenças estatisticamente significativas nas médias de acerto de diagnóstico quando se utilizou a angulação horizontal de 10 graus, com prejuízo nas médias de acertos. Nesta interação, também deduz-se um efeito deletério da angulação de 10 graus na detecção de cavidades proximais, independente da profundidade ou formato cavitário.

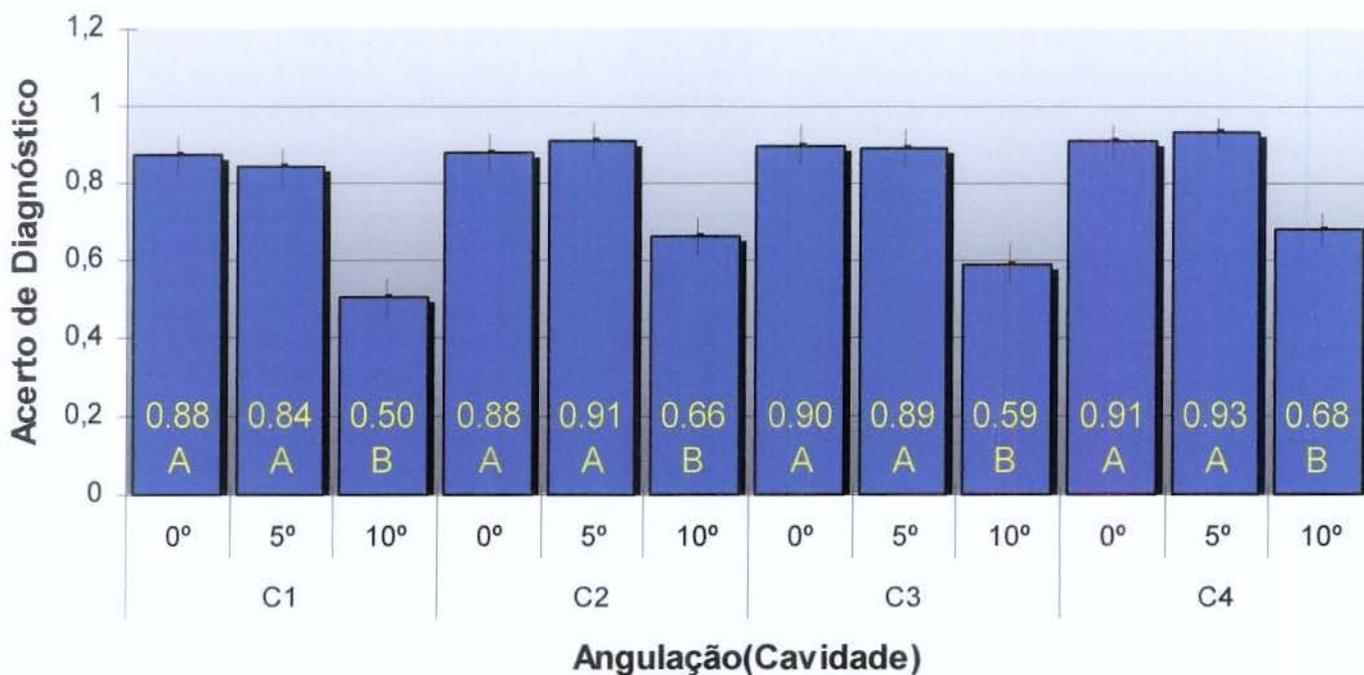


Figura 10. Médias e desvios padrão das medidas de Acerto de Diagnóstico do fator Tipos de Cavidade dentro do fator Angulação. Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste de comparações múltiplas através de escores normalizados com nível de significância de 5%.

Novamente, este resultado pode ser explicado pelo trabalho de McDONALD (1984). Como citado anteriormente, este autor afirmou uma angulação máxima tolerável de 5,3 graus, a fim de que não ocorresse sobreposições de faces proximais de elementos dentários adjacentes. Dessa forma, as sobreposições de faces proximais na angulação de 10 graus podem ter colaborado para reduzir a visibilidade das cavidades nesta angulação, reduzindo significativamente as médias de acertos de diagnóstico.

Van der STELT *et al.* (1989), também observaram uma perda de sensibilidade na detecção de cavidades, ao utilizarem angulações horizontais muito maiores que a favorável (0°).

Nesta interação, também pôde-se observar um comportamento diferente entre os dois formatos cavitários, circular (C1 e C3) e elíptico (C2 e C4). Pode-se perceber que o formato circular apresenta médias de acertos de diagnóstico decrescentes, à medida que se aumenta a angulação. Já, este tipo de comportamento não é observado nas cavidades de formato elíptico, que apresentam as maiores médias de acerto de diagnóstico na angulação de 5° , embora a diferença não seja estatisticamente significativa quando comparada com a angulação de 0° . Este comportamento observado no presente trabalho reforça os resultados encontrados por CHADWICK *et al.*(1999), onde as cavidades com maiores extensões vestibulo-linguais apresentam também maiores profundidades radiográficas ao serem irradiadas por feixes angulados de Raios X. Isto aumenta a visibilidade destas cavidades, aumentando conseqüentemente as médias de acertos de diagnóstico a 5° . As médias de acertos de diagnóstico não aumentaram com a angulação de 10° devido, talvez, à sobreposição das faces proximais de dentes vizinhos, o que reduziu a visibilidade destas cavidades.

6- Conclusões

Dentro das limitações deste trabalho, pode-se concluir que:

- Imagens comprimidas a níveis de 1:9 não influenciaram negativamente a taxa de acertos de diagnóstico radiográfico para cavidades proximais;
- Angulações horizontais nos feixes centrais de Raios X em até 5° não influenciaram negativamente a taxa de acertos de diagnóstico radiográfico para cavidades proximais;
- Imagens comprimidas a níveis de 1:9 associadas a angulações horizontais dos feixes de Raios X de até 5°, não influenciaram negativamente a taxa de acertos de diagnóstico radiográfico para cavidades proximais;
- Cavidades mais rasas e com menores dimensões vestibulo-linguais apresentaram menor grau de sensibilidade quanto a detecção radiográfica.

7- Referências Bibliográficas

ANALOUÏ M, BUCKWALTER K. Digital radiographic image archival, retrieval, and management. *Dent Clin North Am*, 2000 Abr;44(2):339-58, vi-vii.

ARIJI E, OHKI M, YAMADA T, ARIJI Y, YAMADA M, UENO H, IZUMI M, KIMURA Y, HOTOKEZAKA Y, NAKAMURA T. Oral and maxillofacial radiology teaching file on the World Wide Web. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1996 Abr;81(4):498-502.

ATTAELMANAN AG, BORG E, GRONDAHL HG. Signal-to-noise ratios of 6 intraoral digital sensors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2001 Mai;91(5):611-5.

BORG E, ATTAELMANAN A, GRONDAHL HG. Image plate systems differ in physical performance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2000 Jan;89(1):118-24.

BORG E, ATTAELMANAN A, GRONDAHL HG. Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 2000 Mar;29(2):70-5.

BORG E, GRONDAHL HG. On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. *Dentomaxillofac Radiol*, 1996 Abr;25(2):82-8.

CEDERBERG RA, TIDWELL E, FREDERIKSEN NL, BENSON BW. Endodontic working length assessment. Comparison of storage phosphor digital imaging and radiographic film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1998 Mar;85(3):325-8.

CEDERBERG RA et al. Influence of the digital image display monitor on observer performance. *Dentomaxillofac Radiol*, 1999 Jul; 28(4):203-207.

CHADWICK BL, DUMMER PMH, van der STELT PF. The effect of alterations in horizontal X-ray beam angulation and bucco-lingual cavity width on the radiographic depth of approximal cavities. *J Oral Rehab*, 1999 26:292-301.

COUTURE RA. Comments on noise and resolution of the DenOptix radiography system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2003 Jun;95(6):746-51.

D'ALESSANDRO MP, LACEY DL, GALVIN JR, ERKONEN WE, SANTER DM. The networked multimedia textbook: distributing radiology multimedia information across the Internet. *AJR Am J Roentgenol*, 1994 Nov;163(5):1233-7.

DENOPTIX User Manual and Installation Guide. Gendex Dental Systems, Milão, Itália, 1997.

DIGORA Instruction Manual, Soredex, Finlândia, 1994.

ERASO FE, ANALOUI M, WATSON AB, REBESCHINI R. Impacto of lossy compression on diagnostic accuracy of radiographs for periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2002; 93:621-5

ERICKSON BJ, MANDUCA A, PERSONS KR, EARNEST F, HARTMAN TE, HARMS GF, *et al.* Evaluation of irreversible compression of digitized posterior-anterior chest radiographs. *J Digit Imaging*, 1997; 10: 97-102.

FIDLER A, LIKAR B, PERNUS F, SKALERIC U. Impact of JPEG lossy image compression on quantitative digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 2002 Mar;31(2):106-12.

HAITER C. Can different resolutions affect the digital radiographic image quality? *J Dent Res*. –IADR 78 General Session and Exhibition, Washington, v.79, Edição Especial, p.455, Abr. 2000.

HAITER NETO F. Estudo comparativo de dois sistemas radiográficos digitais de armazenamento de fósforo. *Pesquisa Odontológica Brasileira – 17 Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica – SBPqO, Águas de Lindóia, v.14, p.130, Suplemento 2000.*

HILDEBOLT CF, COUTURE RA, WHITING BR. Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am*, 2000 Abr;44(2):273-97, vi.

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

JACOBSEN JH, HANSEN B, WENZEL A, HINTZE H. Relationship between histological and radiographic caries lesion depth measured in images from four digital radiography systems. *Caries Res*, 2004 Jan-Fev;38(1):34-8.

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 Jan;28(1):6-12.

JANHOM A, van der STELT PF, SANDERINK GC. A comparison of two compression algorithms and the detection of caries. *Dentomaxillofac Radiol*, 2002 Jul;31(4):257-63.

KASHIMA I. Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1995 Nov;80(5):577-98.

KOENIG L, PARKS E, ANALOUI M, ECKERT G. The impact of image compression on diagnostic quality of digital images for detection of chemically-induced periapical lesions. *Dentomaxillofac Radiol*, 2004 Set;33(5):37-43.

LEMKIN PF. Xconf: a network-based image conferencing system. *Comput Biomed Res*, 1993 Fev;26(1):1-27.

LO SC, HUANG HK. Compression of radiological images with 512, 1,024, and 2,048 matrices. *Radiology*, 1986 Nov;161(2):519-25.

MARTINS MG, HAITER NETO F, WHAITES EJ. Analysis of digital images acquired using different phosphor storage plates (PSPs) subjected to varying reading times and storage conditions. *Dentomaxillofac Radiol*, 2003 Mai;32(3):186-90.

MASON RA. A guide to dental radiography. *Dental Practitioners Handbook*, n.27, Bristol, Wright, 1977.

McDONALD SP. Investigation into the relationship between deviations in X-ray angulation and images of proximal overlapping on bite-wing radiographs. *Comm Dent Oral Epidemiol*. 1984 Dez; (12); 173-176.

MOL A. Image processing tools for dental applications. *Dent Clin North Am*. 2000 Apr; 44(2): 299-318

MØYSTAD A, SVANAES DB, RISNES S, LARHEIM TA, GRØNDAHL H-G. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol*, 1996 Abr;25(4): 202-206.

NELSON M, GAILLY J-L. *The data compression book*. 2^oEd., Nova York: M&T Books, 1996.

PABLA T, LUDLOW JB, TYNDALL DA, PLATIN E, ABREU M Jr. Effect of data compression on proximal caries detection: observer performance with DenOptix photostimulable phosphor images. *Dentomaxillofac Radiol*, 2003 Jan;32(1):45-9.

PAGANINI GA. Estudo de dois sistemas radiográficos digitais submetidos à diferentes condições de trabalho em relação ao ruído. Piracicaba, 2001. Tese(Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

PIRAINO D. The use of intranets and extranets in radiology. *J Digit Imaging*, 1997 Ago;10(3 Suppl 1):26-7.

POYTON HG. *Oral Radiology*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1982.

SEWERIN IB. Frequency and distribution of proximal overlappings on posterior bitewing radiographs. *Comm Dent Oral Epidemiol*. 1981 Set; (9); 69-73.

SEWERIN IB. Influence of X-ray beam angulation upon the radiographic image of proximal carious lesions. *Comm Dent Oral Epidemiol*. 1981 Set; (9);74-78.

SHEARER AC, MULLANE E, MACFARLANE TV, GRONDAHL HG, HORNER K. Three phosphor plate systems and film compared for imaging root canals. *Int Endod J*, 2001 Jun;34(4):275-9.

SIRAGUSA M, McDONELL DJ. Indirect digital images: limit of image compression for diagnosis in endodontics. *Int Endod J*, 2002 Dez;35(12):991-5.

SMITH NJD. *Dental Radiography*. Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1980.

SVANAES DB, MOYSTAD A, RISNES S, LARHEIM TA, GRONDAHL 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 Endod*, 1996 Jul;82(1):94-100.

SYRIOPOULOS K, SANDERINK GC, VELDEERS XL, VAN DER STELT PF. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol*, 2000 Set;29(5):312-8.

VALE, IS *et al*. Radiovisiografia: um novo sistema de imagem digital. *Rev Faculdade Odontol Lins, Lins*, v.8, n.2, p.19-23, jul./dez. 1995.

van der STELT PF, RUTTAMAN UE, WEBBER RL, HEEMSTRA P. In vitro study into the influence of X-ray beam angulation on the detection of artificial caries defects on bitewing radiographs. *Caries Res*, 1989; 23:334-341.

van der STELT PF, SANDERINK GCH, DULA K, HUISKENS R. Lossy file compression and diagnostic image quality of digital intraoral radiographic images [Abstract 1010]. *J Dent Res*, 1997; 76:140.

VERSTEEG CH, SANDERINK GCH, VAN DER STELT PF. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. J Dent, 1997 Mai-Jul; v.25, n.3-4:215-224.

VERSTEEG CH, SANDERINK GC, GERAETS WG, VAN DER STELT PF. Impact of scale standardization on images of digital radiography systems. Dentomaxillofac Radiol, 1997 Nov;26(6):337-43.

WALLACE GK. The JPEG still picture compression standard. IEEE Ts Consum Electr 1992; 38: 18-34.

WENZEL A, BORG E, HINTZE H, GRONDAHL HG. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and storage phosphor systems: an in vitro study. Dentomaxillofac Radiol, 1995 Nov;24(4):250-4.

WENZEL A, GOTFREDSEN E, BORG E, GRONDAHL HG. Impact of lossy image compression on accuracy of caries detection in digital images taken with a storage phosphor system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1996 Mar;81(3):351-5.

Nome do avaliador: _____

Data: ___/___/___

Arquivo 1

Você deverá avaliar os **dentes indicados** quanto a presença ou ausência de lesões de cáries proximais (sendo M=mesial e D=distal) segundo uma escala de confiança de 5 pontos, sendo que:

- 0) Certamente ausente;
- 1) Provavelmente ausente;
- 2) Incerto;
- 3) Provavelmente presente;
- 4) Certamente presente.

Obs: Atenção ao lado proximal (Mesial ou distal).

1°PMSE	
M	D

1°PMSD	
D	M

1°MSD	
D	M

1°MSE	
M	D

2°PMIE	
M	D

2°PMID	
D	M

2°MID	
D	M

2°MIE	
M	D

ANEXO1. Ficha de anotação para determinação dos escores.