

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

GI SELA ANDRÉ PAGANINI

**ESTUDO DE DOIS SISTEMAS RADIOGRÁFICOS DIGITAIS
SUBMETIDOS À DIFERENTES CONDIÇÕES DE
TRABALHO EM RELAÇÃO AO RUÍDO.**

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

**PIRACICABA - SP
2001**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

GISELA ANDRÉ PAGANINI

**ESTUDO DE DOIS SISTEMAS RADIOGRÁFICOS DIGITAIS
SUBMETIDOS À DIFERENTES CONDIÇÕES DE
TRABALHO EM RELAÇÃO AO RUÍDO.**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCEPG-036/83

CPG, 04/10/08

Assinatura do Originador

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

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Francisco Haiter Neto (Orientador)

Prof. Dr. Cláudio de Freitas

Prof. Dr. Júlio César de Melo Castilho

Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo

Prof^a. Dr^a. Solange Maria de Almeida

**PIRACICABA - SP
2001**

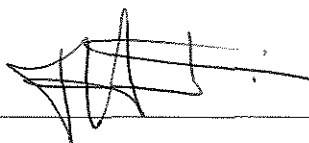
Ficha Catalográfica

P14e	Paganini, Gisela André. Estudo de dois sistemas radiográficos digitais submetidos à diferentes condições de trabalho em relação ao ruído. / Gisela André Paganini. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001. xxiv, 122p. : il. Orientador : Prof. Dr. Francisco Haiter Neto. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Radiografia digital. 2. Ruído – Medição. I. Haiter Neto, Francisco. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
------	---

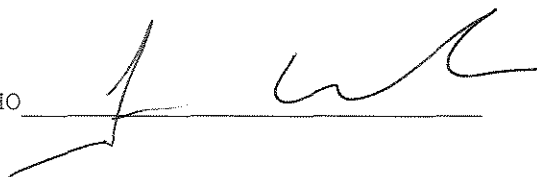
Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 31 de Outubro de 2001, considerou a candidata GISELA ANDRÉ PAGANINI aprovada.

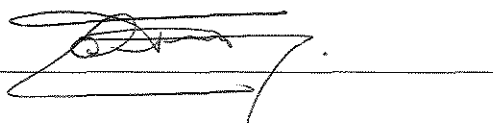
1. Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO



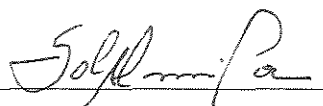
2. Prof. Dr. JULIO CÉZAR DE MELO CASTILHO



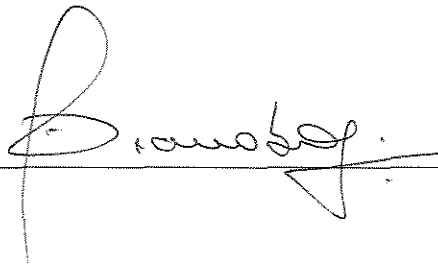
3. Prof. Dr. CLÁUDIO DE FREITAS



4. Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA



5. Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO



Aos meus Pais
Gonzaga e Edméa,
Pela compreensão e amor dedicados em toda a
minha vida,
Meu imenso agradecimento.

A DEUS,
Parceria concreta e verdadeira em todos os
momentos,
Em todos os dias,
Em todas as lágrimas e sorrisos.

Ao meu namorado
César,
Por ser esta pessoa maravilhosa,
Que me apóia e compreende, sempre com muito
carinho.

A minha irmã
Geisa,
Por quem tenho infinita admiração pela sua
força interior
E capacidade de tornar tudo belo.
Dedico com muito amor este trabalho.

Ao

Prof.Dr.Frab Norberto Boscolo

*Titular da Disciplina de Radiologia e
Vice-Diretor desta Faculdade,
Pela constante amizade e carinho,
Admiração pela sua pessoa como professor e
amigo.*

À

Profa.Dra. Solange Maria de Almeida

*Profa. Associada do Departamento de
Diagnóstico Oral da Disciplina de Radiologia
e Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em
Radiologia,
Pela amizade e apoio
Durante toda esta caminhada.*

Ao

Prof.Dr.Francisco Haiter Neto

Prof. Associado do Departamento de
Diagnóstico Oral da Disciplina de
Radiologia,

Pela orientação deste trabalho,
Atenção dedicada
E amizade.

Ao

Prof.Dr.Agenor Montebelo Filho

Prof. Associado do Departamento de
Diagnóstico Oral da Disciplina de
Radiologia,

Meu respeito e admiração.

Ao

Prof.Dr. Mário Roberto Vizioli

Prof. em Patologia e Professor do Curso de
Pós-Graduação em Radiologia,
Pela amizade e carinho.

À amiga

Profa.Dra. Márcia Regina Brunelli

Profa. Do Curso de Especialização em
Radiologia pela UNIARARAS,
Pela amizade, carinho
E inspiração.

À amiga

**Profa. Christiane M. L. Salles
Carvalho**

Do curso de Doutorado em Materiais
Dentários,
Pela amizade e carinho sempre dedicados.

Ao Amigo

Jorge A. G. Albuquerque

Aluno de Doutorado do Dep. de Eng.
Biomédica,
Pela amizade e companheirismo,
Em todas as fases deste trabalho.

Ao Prof. Dr.

Eduardo Tavares Costa

Professor do Dep. de Eng. Biomédica,
Por permitir o desenvolvimento dos
phantoms e pacote computacional usados nesta
pesquisa,
Muito obrigada.

À amiga

Profa. Dra. Mônica Beltrame

*Profa. Do Curso de Radiologia pela UFBA,
Pelo amizade e carinho
E constante incentivo.*

Aos Amigos

**Prof. Fabrício Tugi e Prof. Flávio
Ricardo Manzi**

*Pela amizade
E pelas inúmeras contribuições
No decorrer deste trabalho.*

À

**Profa. Dra. Ana Emília Figueiredo de
Oliveira**

*Profa. de Radiologia da UFMA
Pela valiosa contribuição neste trabalho.*

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu Diretor, **Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum**, pelo apoio aos cursos de Pós-Graduação oferecidos pela instituição.

Ao **Capes**, pela concessão de bolsa de estudo e colaboração na elaboração deste trabalho.

Aos **Avaliadores**, pela boa vontade em avaliar este presente trabalho, agradeço muitíssimo.

À todos os **colegas do Curso de Pós-Graduação**, Mestrado e Doutorado em Radiologia pela amizade e convívio gratificantes.

Aos funcionários da Disciplina de Radiologia da *FOP* nas pessoas de **Raquel, Gislaine e Giselda** pelo auxílio e amizade.

Ao funcionário **Waldeck Ribeiro**, meu especial agradecimento, por todos os momentos agradáveis de convívio, pela amizade e carinho dedicados a minha pessoa.

Ao funcionário do CPD da *FOP*, **Marcos Rapetti**, pelo auxílio nas dúvidas computacionais e amizade.

À bibliotecária **Heloísa Maria Ceccotti**, pela orientação na formatação deste trabalho e amizade.

SUMÁRIO

1- LISTAS	1
1.1 - Lista de abreviaturas	1
1.2 - Lista de figuras	2
1.3- Lista de gráficos	3
1.4- Lista de tabelas	4
1.5- Lista de pranchas do simulador (situação clínica)	5
 2- RESUMO	 7
 3- SUMMARY	 9
 4- INTRODUÇÃO	 11
 5- REVISTA DA LITERATURA	 15
 6- PROPOSIÇÃO	 51
 7- MATERIAIS E MÉTODOS	 53
 8- RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	 75

9- PRANCHAS CLÍNICAS	107
10- CONCLUSÕES	113
11- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	115

1 – LISTAS

1.1 - Lista de Abreviaturas

kVp- Quilovoltagem Pico.

mAs- Miliamperagem por segundo.

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

μGy – microGray.

μC/Kg - *Microcoulomb por kilograma*.

EV- *Valor de exposição*.

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

SP - *Storage Phosphor* – Armazenamento de fósforo.

RVG – *RadioVisioGraphy*.

MTF - *Modulation Transfer Function*- Função de Transferência de Modulação.

DQE – *Detective Quantum Efficiencies*- Eficiência na Detecção de Quanta.

LSF – *Line Spread Function*- Função de Espalhamento de Linha.

NEQ - *Noise Equivalent Quanta*- Ruído Quântico Equivalente.

NPS - *Noise Power Spectrum*- Densidade Espectral de Ruído.

SNR - *Signal- to-Noise Ratio*- Relação Sinal Ruído.

ROI – *Region of interest* -Região de interesse.

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

JPEG – *Joint Photographic Experts Group*- Método de formatação de arquivo de imagem com compressão irreversível.

KB- Kilobits

MB- Megabits

1.2 - Lista de Figuras

Figura 1: Sistemas digitais Digora e DenOptix com seus respectivos *scanners*. p. 54

Figura 2: Tambor onde são acoplados os sensores do sistema DenOptix e seu respectivo *scanner*. p. 55

Figura 3: Sensores dos sistemas DenOptix e Digora com seus respectivos invólucros protetores. p. 56

Figura 4: *Phantom* de cobre com marcadores. p. 58

Figura 5: Mandíbula humana macerada. p. 59

Figura 6: Suporte para a contenção dos sensores. p. 60

Figura 7: Imagem radiográfica do *phantom*. p. 65

Figura 8: Suporte de acrílico usado para a realização das exposições. p. 66

Figura 9: Imagem radiográfica da mandíbula macerada. p. 66

Figura 10: Negatoscópios usados nesta pesquisa. p. 71

Figura 11: Imagem radiográfica do *phantom* após o posicionamento à luz do negatoscópio- dessensibilização parcial. p. 72

1.3 - Lista de Gráficos

Gráfico 1: Densidade espectral do ruído (NPS) dos sistemas DenOptix e Digora com sensores processados imediatamente após a exposição em ambiente escuro. p. 80

Gráfico 2: Densidade espectral do ruído (NPS) dos sistemas DenOptix e Digora com sensores processados imediatamente após a exposição em ambiente claro e escuro. p. 82

Gráfico 3: Densidade espectral do ruído (NPS) do sistema Digora com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da frente do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos. p. 84

Gráfico 4: Densidade espectral do ruído (NPS) do sistema DenOptix com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da frente do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos. p. 85

Gráfico 5: Densidade espectral do ruído (NPS) do sistema Digora com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da lateral do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos. p. 86

Gráfico 6: Densidade espectral do ruído (NPS) do sistema DenOptix com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da lateral do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos. p. 87

Gráfico 7: Aumento percentual da densidade espectral do ruído (NPS) do sistema Digora com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da frente e lateral do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos. p. 88

Gráfico 8: Aumento percentual da densidade espectral do ruído (NPS) do sistema DenOptix com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da frente e lateral do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos. p. 89

Gráfico 9: Relação do tempo de dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix em relação à intensidade luminosa de 4 negatoscópios distintos, expostos a uma dose constante de 840 μGy . p. 91

Gráfico 10: Relação do tempo de dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix em função do logaritmo potência luminosa de 4 negatoscópios distintos, expostos a uma dose constante de 840 μGy . p. 92

Gráfico 11: Relação do tempo de dessensibilização dos sensores do sistema utilizando uma intensidade de luz de 2200 lux (N3) e doses de exposição variáveis. p. 95

Gráfico 12: Características da dessensibilização do sensor do sistema DenOptix, quando exposto ao negatoscópio N4 (1700 lux). p. 96

Gráfico 13: Características da dessensibilização do sensor do sistema DenOptix, quando exposto ao negatoscópio N3 (2200 lux). p. 97

Gráfico 14: Características da dessensibilização do sensor do sistema DenOptix, quando exposto ao negatoscópio N2 (2400 lux). p. 97

Gráfico 15: Características da dessensibilização do sensor do sistema DenOptix, quando exposto ao negatoscópio N1 (2700 lux). p. 98

Gráfico 16: Análise geral da média da dessensibilização nos quatro negatoscópios. p. 99

1.4- Lista de Tabelas

Tabela 1: Características individuais dos negatoscópios utilizados nesta pesquisa. p. 93

Tabela 2: Dados dos quatro negatoscópios usados na dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix. p. 98

1.5 - Lista de Pranchas do Simulador

Prancha 1: Imagens do sistema DenOptix. p. 107

Prancha 2: Imagem do sistema DenOptix- Frente do monitor p. 108

Prancha 3: Imagem do sistema DenOptix - Lateral do monitor p. 109

Prancha 4: Imagem do sistema Digora. p. 110

Prancha 5: Imagem do sistema Digora - Frente do monitor. p. 111

Prancha 6: Imagem do sistema Digora - Lateral do monitor. p. 112

2- RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo avaliar o ruído de imagens digitais dos sistemas Digora e DenOptix em diferentes graus de luminosidade do ambiente onde os sensores eram manipulados para serem introduzidos no *scanner* e lugares onde os sensores foram posicionados em relação ao monitor com tempos de espera pré-fixados. Foi estudado também o tempo total de dessensibilização da placa de fósforo do sistema DenOptix, expondo-as a negatoscópios de diferentes intensidade de luz. A análise objetiva das imagens de *phantoms* foi realizada utilizando-se pacote computacional “LISIER”. A análise dos resultados mostrou que o sistema Digora ofereceu melhor qualidade de imagem com menor quantidade de ruído em relação ao sistema DenOptix, não se alterando sob as diferentes condições de luminosidade do ambiente. Para o sistema DenOptix, quando a leitura foi realizada em ambiente com a luz acesa, ocorreu um aumento do ruído nas placas, não sendo porém, subjetivamente significativa. Com relação ao posicionamento dos sensores, com o acréscimo do tempo houve um aumento na quantidade de ruído detectada na imagem e o ruído foi maior nos sensores posicionados lateralmente ao monitor. Pela análise subjetiva das imagens digitais, não foi possível perceber nenhuma influência da iluminação ou da radiação emitida pelo monitor. Em relação à dessensibilização da placa do sistema DenOptix, pode-se concluir que este fator está diretamente relacionado com a dose de radiação aplicada ao sensor de placa de fósforo e com a intensidade da luz do negatoscópio.

3- SUMMARY

The aim of the present work was to evaluate the noise in the digital images of the systems Digora and DenOptix in different intensity light environment. It was too studied the time total to erase the plate of system DenOptix. The objective analysis of the phantoms images was carried through by means a computacional program. The results had show that the Digora system had the best image quality with low noise without alteration in different condition of the environment DenOptix system, when the read was realized in environment with light on, it had a increase of the noise but without estatistic difference. With relation on the sensors position, with the increase of the time, increased the noise in the image in lateral position on the sensors was greater. Than in front of the monitor the subjective assessment do not show the influence of the environment light or the radiation of the computer. In related a erasing the plate of system DenOptix, it concluded that this factor is direct associated to the radiation dose and the intensity of light of the negatoscope.

4 - INTRODUÇÃO

A radiografia representa uma das maneiras mais antigas e uma das mais comumente usadas para a elaboração do diagnóstico sendo um elemento de fundamental valor na clínica odontológica. O filme radiográfico intra-oral permaneceu por quase um século, como a única opção de receptor da imagem, sendo que, ainda hoje, este sistema radiográfico desempenha um papel de relevante importância.

Uma melhor qualidade da imagem radiográfica tem sido grande motivação para os estudiosos no assunto e pesquisas progridem continuamente, procurando obter maneiras de combinar a melhoria na interpretação com a redução da dose de radiação, aliadas ainda, a uma maior facilidade na obtenção das radiografias, com conseqüente diminuição do tempo de trabalho. Visando alcançar estes objetivos, surgiu a imagem radiográfica intrabucal digital direta (BRETTLE *et al.*, 1996 ; HUDA *et al.*, 1997; JANHOM *et al.*, 1999).

Nesta modalidade de obtenção de imagem, a película radiográfica é substituída por um sensor, que em lugar da emulsão dos sais halogenados de prata, utiliza-se de pixels como fóton-detecutores, os quais durante a sensibilização pelos raios X tem os elétrons excitados para uma banda de condução formando a imagem latente. Esta imagem pode ser recuperada quando os elétrons são expostos a um estímulo luminescente, transferindo-a ao computador para seu arquivamento, análise, manipulação e quantificação (VELDERS *et al.*, 1996). Portanto, enquanto no método radiográfico tradicional, o filme se apresenta como o dispositivo que capta, armazena e

exibe a imagem, nos sistemas digitais estas tarefas são desempenhadas por meios diferentes, pois a obtenção da imagem é realizada pelo sensor digital, o armazenamento é realizado no computador através de meios magnéticos e a exibição da imagem se dá na tela do monitor (SEWELL *et al.*, 1997).

Anteriormente a aquisição da radiografia digital direta, a imagem digital intrabucal só podia ser obtida de forma indireta, através da digitalização do filme radiográfico. Este mecanismo consiste na captação da imagem via câmara de vídeo ou *scanner*, onde através da conversão dos sinais emitidos para uma forma digital e aplicação de programas específicos, obtém-se a exibição da imagem no monitor, que poderá ser manipulada de acordo com as conveniências do observador.

Desde que a radiografia digital intrabucal se tornou uma realidade na Odontologia, em 1987, com a introdução do 1º sistema digital denominado RadioVisioGraphy (VALE,1995), consideráveis progressos têm sido alcançados. A rapidez do avanço dessa tecnologia, associada aos benefícios do seu uso, obriga o profissional, que deseja se manter atualizado, a uma busca constante destas inovações, que surgem e se aprimoram com espantosa velocidade e cujo uso desempenha, hoje, um papel importante em inúmeras clínicas e consultórios odontológicos. VANDRE & WEBBER (1995) citam: “A radiografia digital oferece um grande potencial para mudar radicalmente a maneira de se diagnosticar e tratar as patologias dentais”.

As vantagens da radiografia digital são, portanto, citadas pelos mais diferentes autores e tendo em vista o futuro promissor de sua incorporação na rotina odontológica, decidiu-se desenvolver este trabalho de tal forma que ao se avaliar objetivamente as imagens de dois sistemas digitais em relação ao

ruído (Digora e DenOptix), tenha-se condições de fazer uma análise crítica da qualidade radiográfica fornecida pelos referidos sistemas, submetidos às mesmas condições de trabalho para ambos os sistemas. Acredita-se que diante das opções de equipamentos já existentes, aliadas aos novos lançamentos e aprimoramentos, que estão sendo continuamente colocados no mercado odontológico, faz-se necessário avaliações criteriosas desses dois novos sistemas, de modo que estas possam servir de esclarecimento a todos aqueles que desejam assimilar esta tecnologia no seu cotidiano de trabalho e ainda de orientação aos fabricantes, no intuito de auxiliá-los a um aperfeiçoamento constante de seus produtos.

Ainda com o intuito de esclarecer possíveis dúvidas, na segunda parte deste trabalho, foi desenvolvida uma metodologia para se analisar o tempo de dessensibilização das placas de fósforo do sistema DenOptix.

5- REVISTA DA LITERATURA

Por meio da literatura ao nosso alcance pudemos observar a grande preocupação dos estudiosos em diminuir a dose de radiação que incide no paciente durante uma tomada radiográfica, sem que, no entanto, se perca a qualidade da imagem para o diagnóstico. A literatura, quando se trata de radiografias digitais, cita que pode-se reduzir em 25% a exposição quando comparado com o filme E-speed Plus (BORG & GRÖNDAHL, 1996) e de 4 a 10 vezes quando usados os filmes do grupo D-speed (VANDRE & WEBBER, 1995).

Em 1981, a Fuji Company introduziu o primeiro sistema de armazenamento de fósforo, sendo que este sistema de radiografia computadorizada se aplicava para imagens maxilofaciais, como a radiografia panorâmica e cefalométrica onde seus princípios foram descritos na literatura radiológica em 1983 (SAVANAES *et al.*, 1996). Mais recentemente, este sistema foi aplicado em radiografias intra-orais, indicando que as imagens podiam ser melhoradas quando comparadas com as radiografias convencionais.

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, sendo que nesta época já se encontrava amplamente utilizado na Europa (VALE *et al.*, 1995). Em sequência, outros aparelhos foram lançados

tais como: FlashDent, Visualix/Vixa, Sens-A-Ray, CDR, Sidexis, Dexis, Dixel, Digora e DenOptix. Dentre estes referidos sistemas, o Digora e DenOptix são os únicos que utilizam o princípio de fóton-detector consistindo de uma placa óptica de armazenamento de sais de fósforo.

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 (30 x 40 mm). Quando o sensor é exposto à radiação, 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, se existir ainda alguma energia residual no sensor, esta é descarregada através do brilho intenso de uma luz halogenada e a placa pode ser reutilizada.

Mais recentemente, em 1997, a Dentsply (Gendex) lançou no mercado o sistema de armazenamento de fósforo DenOptix (DENOPTIX User Manual, 1997), que dispõe dos mesmos princípios do sistema anteriormente citado, diferenciando-se no volume do sensor que é menor, na ausência da pré-leitura da imagem no fato de que para haver a reutilização da placa, é necessário que a mesma seja exposta à luz de um negatoscópio removendo-se assim, a energia residual.

WENZEL (1991) estudou a influência da tecnologia de informatização sobre a qualidade das imagens radiográficas intrabuciais ressaltando que todas as informações obtidas de uma radiografia dependem da qualidade da imagem e da habilidade do observador. A autora citou também, que a maioria dos parâmetros relevantes para o controle da qualidade de imagem na radiografia convencional não são úteis em relação à técnica digital. A nitidez da imagem está relacionada no filme ao tamanho dos grãos halogenados de prata, enquanto que na imagem digital isto se dá pela resolução da matriz relacionada ao contraste, ao fog e ao ruído, que na verdade pode ser qualquer fator que interfira no sinal da radiografia podendo ser relativo às estruturas de fundo ou à receptores sujos ou danificados. Quando se refere à manipulação digital da imagem, a autora relatou que todos os parâmetros que definem a qualidade da imagem, como contraste, nitidez e ruído, podem ser alterados digitalmente. A capacidade de um ajuste digital da densidade e do contraste da imagem, pode resultar em uma melhor qualidade de imagem, diminuindo o número de exames e repetições, resguardando o paciente em relação à dose, pois radiografias com baixa densidade podem ser manipuladas tendo um ganho suficiente de contraste. Além disso, uma radiografia numa determinada densidade pode ter seu brilho e seu contraste ajustados de acordo com a conveniência da tarefa específica de diagnóstico.

Em 1993, COWEN *et al.* realizaram um estudo dos aspectos físicos das radiografias utilizando placas de fósforo comparando-as com as radiografias convencionais combinadas com placas intensificadoras. Em condições idênticas os dois sistemas apresentaram imagens comparáveis quanto à análise subjetiva

da detecção de contraste dos detalhes. As radiografias digitais apresentaram algumas vantagens e desvantagens em relação à convencional. Como vantagens foi observado a manutenção de boa qualidade de imagem num amplo limite de exposição e a preservação da imagem em níveis consistentes independente da dose de exposição. Como desvantagens foram destacadas nesse estudo o ocasional fracasso dos sistemas automáticos em ter habilidade para manipular a colimação das imagens. O potencial de redução da dose no paciente é limitado em relação aos filmes com placa intensificadora, porém a necessidade de repetição devido ao erro de exposição é baixa.

Em 1994, foi introduzido no mercado odontológico pela Soredex-Finlândia, o Sistema Digora (DIGORA Instruction Manual, 1994), diferente dos até então comercializados, o princípio de aquisição de imagem desse sistema digital, não se baseava no sensor CCD como fóton-detector, mas sim, em uma placa óptica de sais de fósforo.

FREDERIKSEN em 1995, desenvolveu um estudo para verificar a osteointegração de implantes tendo em mente utilizar as técnicas radiográficas intra-bucais (periapical e oclusal), extra-bucais (radiografia lateral cefalométrica, radiografia cefalométrica pósterio-anterior, panorâmica, tomografia linear, multidirecional e pluridirecional), filmes convencionais e radiografias digitais como o sistema Digora, bem como tomografia computadorizada, como o programa DentaScan (General Electric) e imagens por ressonância magnética. O autor concluiu que as imagens radiográficas são inestimáveis para a avaliação do local de fixação do implante e sua fixação em relação ao tempo decorrido do ato do implante. Quanto a questão de que

técnica usar, intra-bucal ou extra-bucal, filmes convencionais ou imagens digitais, resta ao clínico responder após cuidadosa análise das variáveis.

No mesmo ano (1995), KASHIMA descreveu o mecanismo de formação de imagens nos sensores de placa de fósforo. Quando a radiação incide na placa de fósforo, a energia é ali temporariamente armazenada nos cristais. No momento da leitura, um *scanner* de raio-laser emite uma luz que incide no sensor e a energia armazenada é emitida como uma luz azul fluorescente. Os sinais ópticos fluorescentes resultantes são convertidos em sinais elétricos e uma pequena parte da energia ainda permanecerá no sensor após a imagem latente ser convertida em luz. Esta energia residual pode ser facilmente eliminada pela exposição do sensor à luz solar e pode então, ser reutilizada.

LUOSTARINEN *et al.* (1995) compararam as imagens radiográficas do Digora, com as do filme E-speed Plus quando da interpretação de lesões ósseas periapicais. Esse estudo foi baseado em exames radiográficos de 41 pacientes, que, para melhor análise comparativa das imagens, foram auxiliados por exames clínico e radiográfico, este último, realizado através da radiografia panorâmica. A conclusão a que chegaram é que o tamanho do pixel do Digora fornece uma resolução espacial suficiente para detecção de lesões periapicais. Esta resolução espacial, situou-se por volta de 6 lp/mm, enquanto que a do filme ficou por volta de pelo menos 10 lp/mm. Os autores citam: “Os 6 lp/mm encontrados corresponde a um objeto de 0.08 mm de largura. Considerando que a largura do ligamento periodontal é por volta de 0.25 mm, a resolução espacial do Digora é teoricamente suficiente”.

VALE *et al.* (1995) descreveram em seu trabalho as propriedades, o mecanismo de funcionamento dos sistemas Sens-A-Ray e Digora, bem como suas vantagens e desvantagens e aplicações clínicas enfocando as diferenças existentes entre os dois sistemas. Entre as diferenças destes dois sistemas estão os tamanhos dos sensores, sendo que o do sistema Sens-A-Ray mede 41 mm de comprimento, 22 mm de largura e 8 mm de espessura com área ativa de 25,9 mm por 17,3 mm e este é conectado ao aparelho por um cabo. Já o sensor do sistema Digora se apresenta em dois tamanhos, infantil e normal. O sensor pediátrico mede 26 mm de comprimento, 30 mm de largura e 1,6 mm de espessura, com área ativa de 21 mm X 30mm; a placa normal possui dimensões de 35 mm de comprimento, 45 mm de largura e 1,6 mm de espessura, cuja área ativa é de 30 mm X 40 mm.

Outra diferença entre os sistemas é que o Sens-A-Ray tem um intensificador e um potencializador e o sistema Digora é isento destes componentes. Em contrapartida, o Digora possui um *scanner* com a finalidade de processar a imagem formada na placa óptica.

Após o estudo dos sistemas digitais, os autores concluíram que estes são sistemas revolucionários, permitindo a obtenção rápida da imagem além de outros recursos.

VANDRE & WEBBER em 1995, realizaram uma avaliação dos sistemas digitais intra-bucais Sens-A-Ray (CCD) e Digora (sensor de placa de fósforo), descrevendo seus funcionamentos e vantagens em relação à radiografia convencional. A primeira vantagem citada pelos autores foi o reduzido tempo de aquisição da imagem digital, que totaliza 0,2 a 5 segundos para os sistema

CCDs e 15 a 30 segundos para que o sistema Digora faça a leitura da placa, o que permite ao profissional mostrar facilmente ao paciente as patologias existentes e possíveis problemas na fase de diagnóstico. A segunda vantagem foi a redução da dose de radiação, pois estes sistemas utilizam de 4 a 10 vezes menos radiação comparados com os filmes do grupo D-speed. Outra vantagem é não necessitar das soluções de processamento, eliminando a fase de câmara escura. Uma outra discreta vantagem foi a possibilidade de se fazer cópias das imagens radiográficas, sendo de fácil armazenamento. Finalmente, os autores citaram que as radiografias podem ser rapidamente exibidas na tela do monitor e manipuladas em tamanho, brilho e contraste para facilitar a interpretação. Opostamente, os sistemas digitais possuem um alto custo dos equipamentos e o tamanho reduzido do sensor nos sistemas, exceto Schick e Soredex, sendo necessário o dobro de radiografias para se fazer um exame completo.

WENZEL & GRÖNDAHL, também em 1995, realizaram um trabalho descrevendo as propriedades físicas dos sistemas digitais, incluindo os CCDs (RVG, Sens-A-Ray, Vixa e o Flash Dent) e o sistema Digora. Os autores teceram especial atenção para a maneira de aquisição da imagem radiográfica no sistema Digora que utiliza sensor de placa de fósforo, e esclareceram também alguns conceitos como: resolução dos sistemas, que nos digitais se baseia no número de pixel da imagem; ruído, que depende do ruído quântico equivalente, que é uma variação estatística do número de fótons dos raios-X que ocupam várias partes do sensor com o aumento da dose de exposição. Citaram as vantagens dos sistemas digitais diretos, sendo algumas destas o

reduzido tempo de aquisição da imagem e a manipulação do brilho e contraste durante a análise facilitando a interpretação das mesmas.

Ainda em 1995, WENZEL *et al.* realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a eficácia de quatro sistemas digitais na detecção de cárie e qual o impacto causado pela compressão da imagem nesta detecção. Cento e dezesseis pré-molares e molares, montados em linhas de três em três elementos e tendo estes contatos proximais, foram radiografados nos sistemas RVG, Sens-A-Ray e Visualix (CCDs) e ainda o sistema de armazenamento de fósforo Digora importando as imagens para o programa Windows. Dezesseis imagens de cada sistema eram comprimidas para JPEG. O total de 528 imagens foram avaliadas por 6 radiologistas usando uma escala de 5 pontos para a detecção de cárie interproximal e oclusal. As cáries foram avaliadas histologicamente, sendo cárie de esmalte em superfícies interproximais e cárie acometendo a dentina em superfícies oclusais. A conclusão apresentada pelos autores foi que os quatro sistemas digitais tiveram um desempenho igualmente satisfatório na detecção de cáries *in vitro* e que as imagens comprimidas foram tão precisas para diagnóstico quanto as que não foram comprimidas.

No ano de 1996, BORG & GRÖNDAL avaliaram a escala dinâmica de diferentes fótons-detectores de raios X, comparando ainda, a qualidade de imagem dos sistemas empregados. Os sistemas utilizados nesta pesquisa foram o Sens-A-Ray e Visualix/Vixa II (sistemas CCD), Digora e filme E-speed. A amplitude de exposição estava situada entre 0.02 a 2s e a qualidade da imagem foi analisada sob vários aspectos: análise subjetiva, capacidade de identificação de pequenos defeitos em um bloco de alumínio de 1.5 cm, precisão na

mensuração da largura das raízes dos dentes envolvidos na pesquisa e detecção de cilindros de alumínio de 3 e 5mm posicionados na crista alveolar dos objetos de análise. Os resultados mostraram que as radiografias realizadas pelo Digora alcançaram escores similares às do filme no que diz respeito à qualidade da imagem, porém com uma escala de exposição mais ampla, enquanto que as imagens dos sensores CCD tiveram uma avaliação mais baixa com uma amplitude menor. Todos os orifícios dos blocos de alumínio só foram detectados com o sistema de fósforo e enquanto a largura das raízes foram fortemente afetadas pela saturação dos sensores nas imagens CCD e pelo velamento do filme. Os pequenos defeitos puderam ser melhores visualizados com o Digora, com resultados similares sendo obtidos com os cilindros de alumínio e plástico. Os autores concluíram que a melhor qualidade de imagem e maior amplitude de exposição foi alcançada pelo sistema de armazenamento de fósforo, quando comparado ao filme ou com os sistemas CCD.

Tendo como finalidade testar a qualidade do sistema Digora no que diz respeito à visibilidade de limas endodônticas e ápices de raízes, no mesmo ano, BORG & GRONDAHL (1996) realizaram um estudo utilizando diferentes tempos de exposições aos raios X. Nos dentes de cinco seções de mandíbula secas, foram colocadas limas *Hedström*, nº 15, variando a distância do ápice. Entre as peças anatômicas e a fonte de raios X, foi colocado um cilindro com 2 cm de espessura de polímero de metacrilato preenchidos com água e com distância foco-placa de fósforo de 30cm, utilizando os seguintes fatores: 60 kVp e 7mA em 7 tempos diferentes. Todas as imagens foram observadas no mesmo monitor por 8 observadores permitindo utilizar o contraste disponível

no equipamento. As distâncias do cursor da lima até o ápice radicular foram mensuradas utilizando a ferramenta de medida do sistema digital. As medidas obtidas nas imagens com exposições menores, não foram significantemente diferentes das cinco exposições realizadas com doses mais altas. A variabilidade inter-observador demonstrou um desvio padrão mais elevado para medidas obtidas com o tempo de exposição mais baixo. As distâncias observadas entre o cursor da lima e o ápice radicular, não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre as diferentes exposições. Os autores concluíram assim, que as imagens do sistema Digora apresentaram medidas endodônticas seguras mesmo com tempos de exposições muito baixos.

BRETTLE *et al.* (1996) avaliaram o desempenho físico do sistema Digora em relação aos sistemas existentes no mercado até então, entre elas, um sensor menos volumoso e de tamanho maior semelhante ao filme radiográfico, a ausência do cabo conector e latitude de exposição menos limitada. O trabalho inclui mensurações sensitométricas, função de transferência de modulação, espectro da força de ruído, quanta equivalente de ruído e eficiência na detecção do quantum de energia. Estas medidas foram comparadas com resultados obtidos previamente com o filme E-speed. Os resultados da avaliação indicaram que o sistema Digora pode ser capaz de fornecer adequadas informações clínicas, operando com exposições 80% mais baixas que o filme, com comparável qualidade de imagem.

Ainda em 1996, GOTFREDSEN *et al.* realizaram um estudo com a finalidade de verificar as facilidades do uso de imagens intensificadas e o tempo consumido na avaliação de cáries em radiografias obtidas a partir de

quatro sistemas digitais. Um total de 131 dentes extraídos de humanos, foram alinhados em grupos de três dentes para montagem e posterior exame radiográfico, a qual utilizou os seguintes sistemas digitais: Digora, RadioVisioGraphy, Sens-A-Ray e Visualix, cujas imagens foram importadas para um programa com ajuste de brilho e contraste.

Para realização deste estudo, um grupo de 6 examinadores analisaram 588 imagens, pontuando as cáries proximais e oclusais, a partir de uma escala de confiança de 5 pontos, utilizando a intensificação conforme o seu agrado. Do total de imagens obtidas, 60 imagens de cada sistema digital foram comprimidas (JPEG, compressão irreversível) e estavam no grupo daquelas submetidas ao exame dos avaliadores. O programa utilizado registrou automaticamente as alterações realizadas na tela, sem o conhecimento dos observadores, e de posse desses registros, puderam verificar que a mesma forma de intensificação foi utilizada em quase todas as imagens. As imagens do Visualix foram a mais intensificadas dentre os sistemas digitais utilizados, assim como as imagens comprimidas foram mais intensificadas que as imagens sem compressão. O tempo gasto foi em média de 24 segundos, sendo que, em média, foi utilizado um tempo significativamente menor com as imagens do Digora, enquanto que não houve diferença significativa entre os sistemas CCD. Não houve relacionamento entre o tempo gasto e o número de manipulações realizadas. Os autores concluíram que os observadores tiraram maior proveito das facilidades oferecidas pela intensificação de contraste e densidade das imagens, sendo que o potencial da manipulação da curva gamma requer maiores investigações.

LIM *et al.* (1996) realizaram um estudo comparativo *in vitro*, entre as imagens radiográficas intra-buciais realizadas pelo sistema Digora e filme E-speed, em termos de qualidade, dose de radiação e valor diagnóstico. O objeto do estudo foi o primeiro molar permanente de um crânio macerado, radiografado com 70 kVp, 7 mA e 12 tempos de exposição diferentes, variando de 0.02 até 2.32s. Totalizou-se 24 radiografias, sendo 12 para cada sistema e cinco examinadores avaliaram os resultados radiográficos. Os autores concluíram que o sistema Digora tem propriedades físicas similares em termos de diferenciação de contraste, mas o poder de resolução é menor que o do filme, no entanto, este sistema propicia uma redução de 53% da dose de radiação em relação ao filme e possui uma ampla escala de exposição (de 0.02 até 2.32s ou 35 a 2553 μ Gy), limitando o risco da imagem ser sub ou superexposta, enquanto que para o filme esta escala ficou situada entre 0.38 a 1.8s (429 a 1984 μ Gy). Estes autores citaram ainda em relação ao sistema Digora, que comparativamente aos outros sistemas, as características peculiares desse sensor oferecem maiores vantagens, por facilitar o seu posicionamento no interior da cavidade bucal, por oferecer mais conforto ao paciente e por evitar a necessidade de um maior número de tomadas quando uma área mais ampla é requisitada para exame.

Ainda em 1996, MØYSTAD *et al.* realizaram um estudo comparativo entre as imagens do filme periapical E-speed e as imagens digitais manipuladas e não manipuladas do sistema Digora, na detecção de cáries proximais de 25 pré-molares e 25 molares. A conclusão a que chegaram, foi que as imagens

radiográficas manipuladas, melhoraram o diagnóstico de processos cariosos, em relação às imagens do filme E-speed e àquelas que não foram manipuladas. Segundo estes autores, a placa óptica do sistema Digora oferece grande potencial como alternativa ao filme periapical convencional no diagnóstico de cáries proximais.

VELDERS *et al.* em 1996, realizaram um estudo com o objetivo de determinar através de mensurações do comprimento de limas endodônticas, o efeito da redução da dose de radiação na qualidade da imagem dos sensores digitais, com e sem ajuste automático da escala de cinza. Os sensores digitais utilizados foram os do sistema Sidexis e do Digora. A qualidade de imagem dos referidos sistemas foi determinada por meio da comparação das mensurações dos comprimentos de limas endodônticas nº 10, 15, 20 e 25 e de raízes de pré-molares inferiores obtidos com o filme convencional. Para o experimento, foram empregadas exposições de 100%, 50%, 25%, 12.5%, 6.25% e 3.125% das utilizadas para o filme E-speed. Os autores puderam concluir que em ambos os sistemas digitais, pôde ser alcançada uma redução de mais de 95% da dose, quando os objetos da análise foram limas de tamanho nº 20 ou superior e ainda raízes dentais dos pré-molares, com a qualidade da imagem sendo comparável ao filme convencional; para objetos mais finos a redução da dose apresentou-se questionável, sendo que para a lima nº 15, foi possível uma redução de dose de radiação de aproximadamente 50% e com a lima nº 10, ambos os sistemas não mostraram a mesma acurácia do filme, independente do tempo de exposição e aplicação ou não do ajuste automático da escala de cinza e que, de uma forma geral, o ajuste automático dos tons de cinza do sistema

Digora apresenta um efeito positivo na análise das mensurações do comprimento de limas, principalmente em relação as mais finas.

Ainda em 1996, WENZEL estudou a influência do armazenamento da imagem sob vários níveis diferentes de compressão reversível e irreversível, com objetivo de avaliar a necessidade de armazenagem, a qualidade subjetiva da imagem e a eficácia na detecção de cáries em radiografias digitais comprimidas. Para esta pesquisa, utilizou-se de 116 molares e pré-molares extraídos montados em sequência de três, cujas radiografias foram realizadas com o sistema Digora. As imagens foram exportadas em formato TIFF e comprimidas pelos métodos de compressão reversível LZW e irreversível JPEG, métodos estes disponíveis em inúmeros programas. Quatro fatores de compressão irreversíveis foram escolhidos para o estudo: JPEG3 (20%); JPEG5 (8.4%); JPEG7 (4.6%); JPEG9 (3%), enquanto que a compressão reversível situou-se em 50% em relação a imagem original. As imagens foram avaliadas por cinco examinadores conferindo-as notas de uma escala de 5 pontos. A autora concluiu que para o diagnóstico de cáries, a compressão na proporção de 1:12 (8.4% da imagem original) pode ser justificada, antes que a eficácia e qualidade da imagem sejam significativamente afetadas.

Em 1997, a Gendex (Dentsply) introduziu no mercado o segundo sistema de armazenamento de fósforo: o sistema DenOptix (DENOPTIX User Manual, 1997).

BORG *et al.* (1997) analisaram “in vitro” a perda óssea nas medidas realizadas nas furcas na cortical vestibular em molares inferiores, utilizando o Sens-A-Ray e o Digora. O estudo constou da análise de 10 primeiros molares e

7 segundos molares, que apresentavam a cortical lingual intacta e a tábua vestibular reduzida até o comprometimento da furca. As primeiras radiografias foram realizadas com marcas de chumbo na porção mais apical da cortical óssea vestibular e na junção do esmalte e cimento, para estabelecer as verdadeiras distâncias entre estas regiões. Nas radiografias subseqüentes, as marcas de chumbo da área de furca foram retiradas, ficando a marca da junção amelo-cementária para servir de referência aos avaliadores. As mensurações foram efetuadas através de imagens sem e com manipulação, esta última, realizada através de filtros e da intensificação do contraste. Os resultados demonstraram que não existiu diferença significativa entre os dois sistemas (Sens-A-Ray e Digora) na determinação do grau de perda óssea na área de furca, que houve uma subestimação de perda óssea, porém menor que o resultado apresentado para o filme em trabalho anteriormente realizado. Os autores concluíram que as radiografias digitais são comparáveis com os filmes radiográficos para a mensuração de perda óssea vestibular mas que pequenas exposições podem ser empregadas, especialmente com o sistema de placa de fósforo Digora.

Também em 1997, HILDEBOLT *et al.* realizaram um estudo objetivando determinar o desempenho da sensibilidade da placa de armazenamento de fósforo e filme E-speed, em resposta a pequenas variações de repetidos tempos de exposição. As exposições eram feitas com 70 kVp, 20 mA e 0,15 segundos e o dosímetro indicou que havia uma variação nas exposições de 5%, numa pequena escala de 8.62 $\mu\text{C}/\text{kg}$ a 9.03 $\mu\text{C}/\text{kg}$. Os filmes radiográficos foram digitalizados e a leitura do sensor de placa de

fósforo foi realizada num *scanner* à laser. Os resultados demonstraram que a relação entre exposição e sinal para as imagens dos filmes radiográficos não se apresentaram significantes uma vez que o relacionamento correspondente das imagens das placas de fósforo apresentaram-se significantemente maiores. Ao término do estudo os autores concluíram que a resposta a pequenas variações de exposição, apesar de dependente de muitos fatores, define o desempenho do baixo contraste. A placa de fósforo mostrou uma resposta de baixo contraste significativamente melhor que a do filme em condições experimentais. Esta resposta significa dizer que a placa deve ser preferível ao filme nos casos em que pequenas diferenças de contraste devem ser detectadas. Tais detecções tem uma importância mínima para seu uso na rotina clínica, mais apresentará um grande significado, se o objetivo for quantificar pequenas alterações nos tecidos duros.

HUDA *et al.* (1997) compararam o desempenho da imagem do sistema de placa de fósforo Digora com o filme E-speed nas radiografias intra-bucais, sendo que a resposta de cada sistema foi avaliada em função da exposição à radiação. Mensurações foram realizadas também em termos de limite de resolução espacial e detecção de baixo contraste. Para esse estudo, foram realizadas radiografias de uma escala de densidade de alumínio, com 10 e 15 mA, distância foco-filme entre 50 a 80 cm, 70 kVp, tempo de exposição variando de 0.05 a 1.5s, com a dose mínima e máxima de exposição de radiação situando-se entre $4 \cdot 10^{-6}$ C/kg e $4 \cdot 10^{-4}$ C/kg (4mR a 400 mR) respectivamente. Os resultados mostraram que a amplitude de escala dinâmica do Digora se apresentou bem maior em relação ao filme e o limite de resolução

espacial do sistema digital situou-se por volta de 6.5 lp/mm, independente da magnificação da imagem, enquanto que no filme, dependendo da magnificação empregada, esta situou-se entre 11 a 20 lp/mm. Submetidos às mesmas condições de exposição, o baixo contraste foi melhor detectado no Digora. Os maiores benefícios detectados do sistema digital incluem a eliminação dos processos químicos e a melhora no desempenho na detecção de baixo contraste.

HUYSMANS *et al.* (1997) desenvolveram um estudo com o objetivo de determinar *in vitro*, o desempenho diagnóstico do Digora em detectar cáries proximais e oclusais de dentina, em relação ao tempo de exposição. Foram realizadas tomadas radiográficas em 220 dentes posteriores e anteriores extraídos, com níveis de exposição de 3%, 6%, 10%, 20% e 78% da exposição necessária para o filme E-speed. Três avaliadores participaram utilizando uma escala de 5 pontos e após a secção dos dentes estes eram analisados histologicamente em relação à cáries. Os autores concluíram que as imagens do Digora não foram comprometidas a nível de diagnóstico quando utilizado de 6% a 78 % da dose recomendada para o filme, enquanto que com o tempo de exposição reduzido a 3%, o diagnóstico pareceu apresentar-se significativamente prejudicado.

KÜNZEL & BENZ (1997) estudaram a relação entre ruído e tempo de exposição aos raios-X nos sistemas digitais Digora, RadioVisioGraphy-HD e Visualix-2. A faixa de imagem dos sensores CCD aumentou com o tempo de exposição e alcançou seu limite em 0,08s para a RadioVisioGraphy e 0,16 para o Visualix. Depois de um aumento inicial da faixa da imagem para o Digora,

torna-se quase constante para os tempos acima de 0,8s. Como era esperado, houve um aumento do ruído com o aumento do tempo de exposição. Dentro da faixa de exposição, os sistemas CCD tiveram menos ruído do que os sistemas com placa de fósforo.

SCHMAGE *et al.* (1997) realizaram um estudo *in vitro* baseando-o em duas partes: na primeira avaliaram o efeito de diferentes parâmetros de exposição na definição da imagem de três sistemas digitais, em comparação ao filme E-speed; e na segunda parte avaliaram a acurácia do diagnóstico dos referidos sistemas. Os sistemas digitais utilizados foram o Digora, Sidexis e RVG-S. Na primeira parte, o objeto de análise se constituiu de um fragmento de osso esponjoso, que foi submetido a várias doses diferentes de radiação com variação do kVp, do tempo de exposição e da distância foco-filme. A ótima resolução de contraste encontrada, foi obtida usando 60 kVp, com o tempo de exposição situando-se entre 0.02 a 0.13s e a distância foco-filme entre 33 a 40 cm. Na segunda parte, foi utilizado o melhor parâmetro de dose encontrado na primeira, sendo que os objetos de análise foram dentes extraídos, onde os autores verificaram a acurácia dos sistemas na detecção de processos cariosos e na avaliação do canal radicular com o uso de limas de nº 10 a 40. A extensão histológica da cárie foi comparada às suas aparências clínica e radiográfica. Três foram os avaliadores e os resultados mostraram que a magnificação das limas endodônticas utilizadas, foi maior que o comprimento original do canal com o sistema Digora e RVG-S e menor com o Sidexis. As conclusões a que chegaram foram: a ótima exposição alcançada para fornecer uma melhor qualidade de imagem depende do objeto e do sistema utilizado e

foi em média para os sistemas digitais a metade utilizada para o filme; a imagem digital não mostra a mesma resolução e nitidez da imagem fornecida pelo filme e apesar do Digora ter uma resolução mais baixa que os outros sensores CCD, os resultados são promissores; o contraste do sistema Sidexis parece ser mais baixo quando comparado aos outros sistemas digitais, mas o RVG-S mostrou mais artefatos o que prejudicou a detecção de cáries; os sistemas radiográficos digitais estudados não são capazes de substituir o filme radiográfico interproximal, pois cáries iniciais não podem ser diagnosticadas com eficiência. Quanto às restaurações metálicas e materiais obturadores endodônticos, estes aparecem com satisfatório contraste, enquanto que a resposta não foi a mesma com compósitos de baixa radiopacidade.

SEWELL *et al.* em 1997, citaram em seu trabalho que “o diagnóstico por imagem é parte essencial na prática médica e odontológica e, desde a descoberta dos raios X em 1895, vem sofrendo transformações e aprimoramentos”. Os autores realizaram um estudo sobre o princípio da formação da imagem, descrevendo os métodos da imagem direta e indireta. Segundo o trabalho, a obtenção da imagem direta se faz quase que instantaneamente, pois o sensor converte diretamente a energia dos raios X em sinais eletrônicos e também pode ser denominada Radiovisiografia, onde a parte “radio” é composta pelo cabeçote do aparelho de raios X conectado a um microprocessador, a parte “visio” armazena os sinais durante a exposição e faz a converção em tons de cinza e a parte “grafia” consiste na unidade de armazenamento digital.

Os autores não deixam de destacar neste trabalho que apesar de todo o avanço na imageologia, os princípios básicos da radiografia convencional não podem ser esquecidos pois se o profissional não souber interpretar a imagem e lhe faltar experiência profissional e conhecimento, sérios erros podem ocorrer no diagnóstico final.

VERSTEEG *et al.* (1997) avaliaram o efeito da alteração do tamanho da imagem na qualidade do diagnóstico. Nesse trabalho os autores utilizaram radiografias de três sistemas digitais, Digora, Sidexis e Visualix/Vixa. Os objetos de análise se constituíram de molares e pré-molares, com o propósito de avaliar seus canais radiculares, que se apresentavam preenchidos com limas de nº 10 e 15. Cento e cinquenta radiografias foram realizadas, sendo que em 75 casos, as limas estavam posicionadas até o limite do ápice e nos outros 75, apresentavam-se a 1.5 mm deste. As imagens do Sidexis e Visualix/Vixa foram reduzidas para o tamanho da escala do Digora e as imagens do Digora foram aumentadas para a escala do Sidexis. Os resultados mostraram que a análise do comprimento do canal com a lima nº 10 ficou comprometida para a imagem do Sidexis quando sua imagem foi reduzida, enquanto que as outras imagens importadas não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação às imagens originais. A conclusão encontrada pelos autores é que relevantes informações podem ser perdidas quando imagens são reduzidas de tamanho e que para uma melhor apresentação é preferível que imagens menores sejam ampliadas, que as maiores, reduzidas.

Um trabalho de revisão com ênfase na comparação das imagem digital intra-oral com a imagem de filmes radiográficos foi desenvolvido por

VERSTEEG *et al.* (1997). Os tópicos explanados foram a qualidade e aquisição das imagens, qualidade do diagnóstico, a manipulação das imagens digitais, a automação das análises e a utilização do programa para imagens digitais (software). Os autores relataram os procedimentos da imagem digital indireta, sendo necessário se realizar a radiografia convencional, incluindo processamento, sofisticados sistemas para digitalizar os filmes sem contar o tempo que se usa para digitalizar os mesmos. Já a radiografia digital direta é bem mais eficiente, tendo como vantagens um reduzido tempo de aquisição das imagens requerendo baixas doses de radiação e não carecendo dos procedimentos químicos de câmara escura. Em relação à resolução das imagens, as diretas, podem apresentar-se com resolução comparável aos filmes radiográficos. Resumindo, os autores afirmaram que as imagens digitais diretas podem ser tão eficientes como os filmes radiográficos na prática clínica, sendo que ainda tem opções adicionais provindas do computador como a armazenagem digital, a compressão das imagens, a troca de informações radiográficas e ainda a manipulação das imagens (aumento, subtração radiográfica e reconstrução das imagens) e a automação das análises.

Ainda no mesmo ano (1997), VERSTEEG *et al.* realizaram um trabalho comparativo “in vivo” analisando a profundidade da cáries interproximais em imagens digitais de sensor de placa de fósforo do sistema Digora e filmes radiográficos E-speed Plus. Participaram da pesquisa aproximadamente 120 pacientes que foram submetidos à radiografias interproximais por um período de 5 meses. A exposição usada para o filme foi segundo recomendações do fabricante e as imagens digitais foram salvas após o ajuste automático de cinza

inerente ao programa Digora. Após processadas as imagens dos filmes radiográficos e as imagens digitais, três radiologistas e um cariologista analisaram-nas e conferiram-lhes notas de 0 à 3, relatando de ausência de cárie até cárie atingindo a dentina. Os autores concluíram que a profundidade da cárie em imagens digitais eram subestimadas quando comparadas aos filmes radiográficos.

WORKMAN & BRETTLE (1997) numa revisão da literatura descreveram que novos sistemas e tecnologias de imagem radiográfica dental estão sendo introduzidos com muita velocidade no mercado e estabelecer métodos de mensurações físicas, permite que o desempenho da imagem desses sistemas possa ser quantificado de maneira objetiva, possibilitando a mensuração de fatores que afetam a qualidade da imagem sendo que, estas medidas quantitativas são importantes numa análise comparativa do desempenho de imagens de sistemas concorrentes. Os principais conceitos abordados pelos autores para realização desta análise foram: Macro Sinal de Transferência, Frequência Espacial, Função de Transferência de Modulação (MTF), Resolução, Ruído, Espectro de Força de Ruído (NPS), Proporção de Ruído do Sinal (SNR), Quanta Equivalente de Ruído (NEQ) e Eficiência na Detecção do Quantum de Energia (DQE).

Em 1998, BORG *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a habilidade dos examinadores na detecção de cavidades de reabsorções radiculares simuladas e determinar o quanto esta detecção era influenciada pelo tamanho da reabsorção e sua localização em radiografias convencionais e sistemas digitais CCD e armazenamento de fósforo. Duas mandíbulas foram

preparadas realizando-se nelas as reabsorções externas com 1,2 mm de diâmetro pelo lado vestibular tendo 0,6 mm e 0,9 mm de profundidade e a superfície da raiz era dividida em 3 áreas e o canal radicular dividido em duas partes iguais, podendo as reabsorções serem realizadas em 6 localizações diferentes. Realizavam-se as exposições em diferentes tempos com o filme radiográfico E-speed Plus, com o sistema CCD (Sens-A-Ray) e com o sistema de placa de fósforo (Digora), tendo no final 240 imagens. Os examinadores avaliavam as imagens e classificavam a presença ou não de lesões usando uma escala de 5 graduações. Análises características de operação recebidas eram usadas para avaliar os resultados. Os autores observaram que nas melhores exposições, todos os sistemas alcançaram o que pode ser considerado clinicamente aceitável. O sistema de armazenamento de fósforo alcançou este valor em exposições consideravelmente menores que os outros métodos usados. Os autores observaram também que têm-se uma melhor tendência para se detectar a profundidade das lesões e para visualizá-las em baixas exposições.

CEDERBERG *et al.* em 1998, compararam o desempenho da placa de fósforo do sistema digital Digora e o filme radiográfico utilizando duas condições de iluminação no negatoscópio na detecção de lesões interproximais.

Foram realizadas exposições interproximais com filmes radiográficos D-speed e E-speed e com sensor de placa de fósforo em dentes humanos extraídos com lesões interproximais artificiais. Oito dentistas examinaram as imagens e classificaram-nas em uma escala de 5 pontos em duas condições de iluminação da sala, com a luz ambiente fluorescente acesa e apagada para os

filmes e as imagens digitais. Os autores concluíram que as condições de iluminação ambiente não aparecem afetar a habilidade de se detectar lesões interproximais feitas artificialmente.

No mesmo ano (1998), CEDEBERG *et al.* realizaram um estudo comparando a diferença na interpretação da posição do final da lima endodôntica em dois sistemas de imagens: sistema de armazenamento de fósforo e filme radiográfico E-speed. Treze pacientes eram radiografados pelos dois sistemas e medidas do comprimento do canal, comprimento da lima e suas diferenças eram realizadas. Os resultados mostraram que as diferenças eram menores quando se utilizava a imagem digital e os comprimentos dos canais eram bem similares nos dois sistemas, mas a posição inferior da lima, especialmente em limas de numeração menor, apresentava uma certa dificuldade de ser detectada pela radiografia convencional com o filme E-speed. Os autores concluíram que a menor diferença entre o comprimento do canal e a posição final da lima no sistema digital pode sugerir que esta técnica é mais eficaz na avaliação do comprimento da lima endodôntica.

HAYAKAWA *et al.* (1998) realizaram um estudo com o sistema de armazenamento de placa de fósforo Digora, visto que este sistema carece de calibração antes das imagens serem realizadas e esta calibração envolve a utilização do máximo de exposição que será utilizado, assim, os autores investigam os efeitos de diferentes exposições para a calibração sobre o valor médio do pixel para as regiões de interesse selecionadas e a proporção de ruído de sinal para as imagens estudadas. Os autores radiografaram uma parte da maxila humana posicionada perto de uma escala de alumínio homogênea

com diferentes espessuras e utilizaram diferentes exposições. Os valores dos pixels e o SNR eram calculados. Os resultados mostraram que exceto em exposições muito baixas, havia um relacionamento linear entre a exposição e o valor do pixel nas regiões selecionadas (ROI) independente da exposição máxima de calibração. Baixas exposições resultaram em imagens de baixo contraste. Baixas exposições para a calibração resultaram em imagens de baixa densidade com pobre SNR. Os autores concluíram que por causa da latitude da imagem muito ampla do sistema Digora, perda da qualidade da imagem não foi observada devido aos ajustes da calibração acima das exposições normalmente usadas na prática odontológica. A maior exposição aceita era limitada por uma prévia calibração, daqui em diante, se cuidados são tomados, a exposição dos pacientes pode ser diminuída sem o detrimento da qualidade da imagem.

HOLTZMANN *et al.* (1998) desenvolveram um estudo comparando os filmes D-speed, E-speed e o sistema Digora na detecção de alterações periapicais. Cem imagens foram realizadas, sendo 50 de mandíbulas e 50 de maxilas e um terço delas aparentavam ter lesões periapicais. Quatro examinadores analisaram as imagens. A presença ou não de alterações nos periápices eram determinadas por análise histológica. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre as três técnicas radiográficas. Os autores concluíram que os três métodos utilizados neste trabalho tinham equivalentes modalidades de imagem de diagnóstico quando relação à detecção de patologias periapicais e nenhuma técnica tem predileção para indicar reabsorção inflamatória.

TOSONI (1998) realizou um estudo com o objetivo de verificar a reprodutibilidade intra e inter-observador e validade da radiografia convencional e radiografias digitais do sistema Digora, tomando como base o exame microscópico como critério de validação. O autor concluiu que houve distinção quanto à reprodutibilidade inter-examinador. Acrescentou também que não ocorreu diferença significativa com relação aos aspectos de sensibilidade e especificidade entre as imagens convencionais e digitais.

VERSTEEG *et al.* (1998) analisaram a interação da calibração da exposição do sistema Digora, do ajuste automático da sua escala de cinza e da exposição aos raios X na avaliação de lesões ósseas simuladas. Foram realizadas exposições sob 5 condições baseadas no tempo de exposição do filme E-speed: A) calibração da exposição em 100%, exposição 100%; B) calibração da exposição em 100%, exposição 50%; C) calibração da exposição em 100%, exposição 10%; D) calibração da exposição em 50%, exposição 50%; calibração da exposição em 10%, exposição 10%. Foram criadas uma série de lesões ósseas, totalizando 720 imagens a serem analisadas por sete radiologistas. Os resultados mostraram que as lesões maiores foram avaliadas significativamente melhor que as lesões menores e as duas condições que utilizaram 10% de exposição, apresentaram resultados significativamente piores que as outras três. O ajuste automático da escala de cinza não teve efeito significativo. Assim, os autores concluíram que o Digora deve ser calibrado para tempos de exposição mais altos, pois desta forma é mais provável que sua latitude seja explorada ao máximo e que, a intensificação de contraste por meio

do ajuste automático da escala de cinza não apresenta benefício para detecção de lesões ósseas simuladas.

Em 1999, CEDEBERG *et al.* desenvolveram um trabalho com o objetivo de avaliar a influência do monitor no desempenho do observador. Lesões eram criadas nos esmaltes de 40 dentes ao acaso e montados em blocos simulando uma hemi-arcada. As imagens foram obtidas com o sistema digital Digora e seis profissionais analisavam essas imagens conferindo-lhes notas de 1 a 5 que iam de definitivamente presente até definitivamente ausente em 4 monitores distintos. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os observadores, entre o tamanho das lesões, entre a interrelação examinador/monitor, e examinador/hemi-mandíbulas, entretanto nenhuma diferença foi notada entre os monitores. Este trabalho sugere que o desempenho dos observadores independem das características visuais do monitor.

JANHOM *et al.* em 1999, desenvolveram um trabalho tendo como objetivo, determinar o efeito do ruído sobre a compressão e sobre a acurácia do diagnóstico na detecção de cáries em radiografias digitais interproximais. Radiografias interproximais de pacientes foram realizadas com o sistema Digora, adquirindo num total 66 imagens e comprimidas para diferentes níveis de JPEG (níveis 2, 27, 53 e 128). As imagens foram examinadas por 7 profissionais já anteriormente familiarizados com as radiografias digitais e estes analisavam as superfícies proximais (ROI) para identificar a profundidade das cavidades. Uma diferença perceptível já era notada ao se selecionar a compressão em relação ao aumento do ruído. O ruído era colocado em níveis baixo, médio e alto tanto para as imagens originais como para as comprimidas.

Os resultados mostraram que quanto mais se comprimia as imagens, maior era o nível de ruído nelas. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as imagens originais e comprimidas para o mesmo nível de ruído. Assim, os autores concluíram que a compressão para JPEG no nível de 27 pode ser usada sem uma deterioração significativa na acurácia do diagnóstico e a compressão até este nível pareceu reduzir o efeito do ruído em alguns casos.

MEING (1999), em seu trabalho, descreveu as propriedades do sistema DenOptix e relata que os sistemas de sensores de placa de fósforo tem sido usados na medicina há vários anos, mas devido ao seu alto custo operacional ficou meio restrito a esta área, sendo de menor acesso à área odontológica. O autor aborda as características do sensor, dizendo que é fino e flexível como o filme radiográfico convencional, apresentando-se em tamanhos intra-orais e extra-orais. Descreveu também, de maneira simplificada, a formação da imagem digital. O autor relata que após a leitura das placas de fósforo, as mesmas devem ser removidas do tambor de leitura e expostas em um negatoscópio por dois minutos para que a imagem residual possa ser apagada e a placa, reutilizada.

Com o objetivo de realizar uma comparação entre as imagens obtidas pelos sistemas digitais diretos Sens-A-Ray, CDR e Digora e filmes radiográficos de maneira direta, pela interpretação em negatoscópio e indireta, por meio da tela do monitor após capturar a imagem do filme pelo *scanner*, OLIVEIRA (1999) avaliou a sensibilidade e escala dinâmica dos referidos sistemas. Foram radiografados objetos metálicos com densidades, espessura e

formato diferentes e um crânio humano macerado. Os tempos de exposição usados variaram de 0,05 a 2 segundos com 50, 60 e 70 kVp com corrente constante de 10 mA. Seis avaliadores calibrados conferiram notas às imagens. Após o tratamento estatístico das notas, a autora pode concluir que o sistema Digora apresentou-se com a melhor qualidade de imagem, seguido pelo filme digitalizado, filme convencional, CDR e Sens-A-Ray. A respeito da sensibilidade, o CDR ficou em primeiro lugar, seguido pelo Digora. Em relação à escala dinâmica, o Digora apresentou a maior e o CDR a menor. A autora também concluiu, que o sistema Digora apresentou o melhor desempenho devido à boa qualidade da imagem e sensibilidade bem como uma ampla escala dinâmica.

SANTOS (1999), utilizando mandíbulas humanas maceradas, produziu artificialmente lesões apicais com a finalidade de comparar o desempenho da radiografia periapical, radiografia panorâmica e sistema digital Digora. As lesões eram aumentadas gradativamente de tamanho com o emprego de brocas de diferentes diâmetros, sendo divididas em cinco fases distintas que iam de ausência de lesão até lesão comprometendo as corticais ósseas. Quatro radiologistas analisaram as imagens e os resultados mostraram diferenças estatisticamente significante na fase 2 que era referente à lesão inicial produzida com a broca esférica número 6, onde o sistema digital apresentou o melhor desempenho bem como na fase cortical para a região de pré-molares. Já na fase 4 que era produzida com broca de número 10 e na fase cortical, houve um melhor desempenho com a radiografia panorâmica.

ARAKI *et al.* (2000) desenvolveram uma comparação objetiva das propriedades sensitométricas e da resolução de 4 sistemas digitais intra-bucais. Eles avaliaram 3 sistemas CCD (RVG-4, CDR e Dixel) e um sistema de placa de fósforo (Digora). Os autores expunham os sensores e as propriedades sensitométricas eram determinadas pela mensuração dos níveis de cinza nas diferentes exposições sem fazer, no entanto, nenhum ajuste na escala de tons de cinza. Os resultados demonstraram que os sistemas CCDs apresentam um relacionamento linear entre a exposição e a escala de tons de cinza, embora haviam algumas diferenças na sensibilidade. No sistema RVG-4, o nível de cinza saturou em baixas exposições. O sistema Digora apresentou um relacionamento logarítmico nas exposições uniformes, entretanto, havia um relacionamento linear quando era exposto abaixo da dose de calibração. O MTF apresentou-se o mais alto no sistema RVG-4 e o mais baixo no sistema Digora. Os autores puderam concluir que cada sistema tem suas propriedades específicas; o sistema RVG-4 apresentou uma melhor resolução com a menor latitude enquanto que o sistema Digora apresentou latitude mais ampla mas com pior resolução. Já os sistemas CDR e Dixel apresentaram o tamanho dos pixels quase iguais, mas com MTFs diferentes. Estes resultados sugerem que o tamanho do pixel não é o único fator que influencia na resolução da imagem, mas também o espalhamento (a dispersão) no sensor pode ser responsável.

Em 2000, BORG *et al.* desenvolveram um trabalho comparando os sistemas de sensor de placa de fósforo Digora e DenOptix com relação aos seus desempenhos físicos. Os dois sistemas foram testados com e sem a utilização dos ícones para a melhora das imagens nas mensurações físicas e

psicofísicas. Três objetos foram radiografados: um bloco de alumínio homogêneo de 10 mm de espessura, um bloco com as mesmas características do anterior, mas contendo furos padronizados variando o diâmetro e a profundidade dos furos e um anteparo de capacidade de resolução. Os sensores eram expostos com 50 Kv e 8 mA com a distância foco-filme de 30 cm e tempos de exposições que variavam de 10 a 3200 ms. Eram realizadas medidas da larga área de função de transferência, variações da escala de cinza, percepção, resolução do contraste, extensão da exposição e função de transferência de modulação. Os resultados demonstraram que o sistema DenOptix tem uma maior sensibilidade, um alto contraste e um alto MTF comparado com o sistema Digora, entretanto, o DenOptix tem um ruído maior que o Digora em baixas exposições.

Em março de 2000, BORG *et al.* publicaram outro trabalho comparando subjetivamente a qualidade de imagens digitais dos sistemas Visualix 1 e 2, CDR, CDR-APS, Digora e DenOptix, utilizando estes dois últimos, sensores de placa de fósforo. Cinco mandíbulas contendo dentes molares, pré-molares e incisivos foram radiografadas, obtendo num total 600 imagens que eram transportadas para um programa especial designado IMAQtm versão para LabVIEW^R. Oito profissionais avaliavam as imagens e conferiam-lhes notas de 0 a 4, indo de estruturas importantes não visualizadas (0) até estruturas importantes claramente visualizadas (4). Os resultados mostraram que os sistemas de placa de fósforo apresentaram uma qualidade de imagem clinicamente aceitável tendo os sistemas, uma ampla latitude; os sistemas CDR, apresentaram as melhores qualidades de imagem mas apresentavam pequena

latitude; os sistemas Visualix 1 e 2 apresentaram a pior qualidade de imagem e a equalização nem sempre melhora a qualidade da imagem digital.

JANHOM *et al.* (2000) desenvolveram um estudo para determinar a interação entre o ruído da imagem e a compressão do arquivo com ênfase especial no diagnóstico de cárie. Cincoenta e nove radiografias interproximais foram realizadas em pacientes com filme Ektaspeed Plus e com o sistema Digora simultaneamente. Três diferentes níveis de ruído eram adicionados nas imagens digitais originais que eram então comprimidas para JPEG 53. Sete observadores avaliaram a presença e profundidade das lesões de cárie nas superfícies proximais selecionadas conferindo-lhes uma escala de 5 pontos. Os resultados da compressão JPEG 27 de um estudo prévio também foi incluído. Os resultados demonstraram que JPEG 27 e 53 reduzem o tamanho do arquivo para 7% e 4,6% respectivamente em relação a original. No mesmo nível de ruído, as condições das imagens do JPEG 27 e 53 não apresentaram diferença significativa. Os autores puderam concluir que ambos os JPEGs podem reduzir alguns dos efeitos adversos do ruído da imagem por remover frequências espaciais altas. A compressão do JPEG 53 resulta numa relação de 1:21 que não comprometeu o desempenho do diagnóstico em geral, mas esta compressão pode entretanto, afetar a habilidade de se detectar lesões de esmalte.

STAMATAKIS *et al.* (2000) desenvolveram um estudo para determinar as propriedades físicas do sistema Digora usando diferentes calibrações e energia dos raios. A Função de Amplitude da Linha (LSF) e a Função de Transferência de Modulação (MTF) eram determinados num corte das radiografias e são significativamente dependentes do tamanho dos pixels.

Os Espectros da Força de Ruído (NPS) eram determinados por exposições radiográficas de campos de radiação homogêneos com 10, 50 e 100% de exposição de calibração utilizando 60, 70 e 90 kVp. Todos os cálculos eram feitos usando valores relativos compreendidos na escala de cinza. O Quanta Equivalente de Ruído (NEQ) foi calculado para os NPSs uni-dimensional e o MTF. As Eficiências na Detecção do Quantum (DQE) eram determinadas pelos NEQs e pelos valores representativos da fluência do fóton. A Proporção de Ruído do Sinal (SNR), era calculada pelo ajuste dos contrastes de diferentes sinais dos Quantas Equivalentes de Ruído (NEQs). O MTF do sistema exibiu características típicas e decrescia até zero na frequência Nyquist até aproximadamente 7 ciclos/mm. O ruído expresso pelo NSP era relativamente baixo (de 10^{-5} a 10^{-6} mm²) dependendo da exposição e frequência. Não houve diferenças estatisticamente significante entre os dados obtidos nas diferentes energias dos raios. O NEQ e o DQE eram relativamente altos, sendo que o DQE decrescia com o aumento da exposição. Para exposições de uso clínico, o DQE alcança um valor máximo de 25% e os SNRs são favoráveis. Analisando estes resultados os autores concluíram que as propriedades físicas do Digora indicam que este sistema é apropriado para radiografias digitais intra-orais.

HAITER *et al.* em 2000, apresentou um trabalho que tinha como objetivo avaliar a qualidade das imagens obtidas com o sistema digital de armazenamento de fósforo DenOptix (Dentsply/Gendex) em suas três resoluções: 150, 300 e 600 dpi, bem como a eficiência de algumas das suas ferramentas (manipulação do brilho e contraste, aplicação de 3D e negativo) em detectar limas endodônticas. Foram utilizados 15 dentes com limas

endodônticas número 8 em seus condutos. Cinco avaliadores realizaram as mensurações dos comprimentos das limas pelo sistema digital. Os resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa entre as resoluções empregadas, sendo que as imagens obtidas com 150 dpi tinham qualidade inferior àquelas obtidas com 300 e 600 dpi que apresentavam-se semelhantes. Com o uso das diferentes ferramentas não houve diferença estatisticamente significativa, ficando o uso destas a critério do examinador. Os autores concluíram que é preferível obter imagens com 300 dpi pois são melhores que as de 150 e comparáveis com as de 600 dpi, mas em relação a estas, têm diminuídos o tempo de leitura e o tamanho do arquivo ocupado.

No mesmo ano, HAITER NETO *et al.* (2000), realizaram um estudo comparativo de sensibilidade de dois sistemas digitais de armazenamento de fósforo, avaliando a qualidade da imagem, escala dinâmica e tempo gasto na aquisição da imagem. Os sistemas utilizados foram Digora (Soredex, Finlândia) e DenOptix (Gendex, EUA). Quatro objetos foram analisados em oito tempos de exposição, totalizando 64 imagens que foram analisadas por 5 examinadores que se utilizaram de uma escala de 1 a 4 para classificar as imagens. Estes dados foram submetidos a uma análise de variância que mostrou diferença estatisticamente significativa 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. Os autores concluíram que apesar destes sistemas apresentarem o mesmo princípio de fóton-detector, possuem peculiaridades que os levam a apresentar comportamentos diferentes em relação aos quesitos avaliados.

KITAGAWA *et al.* (2000) compararam por meio de análises subjetivas a qualidade das imagens de três sistemas digitais intra-orais de armazenamento de fósforo. Foram estudados os aparelhos Digora, CD-Dent e DenOptix, sendo que para este último utilizou-se as placas BAS 300 e HR 300. Uma maxila macerada foi empregada e cinco profissionais examinaram as imagens detectando cáries proximais, tecido gengival, osso cortical, canal radicular, ápice radicular, espaço do ligamento periodontal e instrumento endodôntico. Os resultados mostraram que as imagens do sistema DenOptix /BAS apresentaram-se de uma maneira geral, com melhor qualidade, sendo a combinação DenOptix/HR e Digora muito semelhante à anterior. O sistema DigiDent foi considerado inferior, sendo que o sistema Digora foi considerado como o melhor para a visualização de tecido gengival e a combinação DenOptix/HR 300, mostrando-se com melhor para instrumentos endodônticos.

FLORES (2001) comparou a radiopacidade de oito tipos de resinas compostas com esmalte, dentina e alumínio utilizando os sistemas digitais Digora, DenOptix, Sens-A-Ray e CDR e filme radiográfico Kodak Insight IS-21. O autor concluiu que os sistemas de placa de fósforo, Digora e DenOptix, são estatisticamente semelhantes entre si, ocorrendo o mesmo para os dois sistemas CCDs (CDR e Sens-A-Ray).

GANZERLI (2001) comparou os sistemas Digora e DenOptix com filme radiográfico E-speed Plus na detecção de cáries proximais e oclusais comparando os resultados com a microscopia óptica. Foram utilizados 48 dentes humanos extraídos e 13 alunos de graduação e 1 radiologista interpretaram as imagens e classificaram quanto à superfície rígida, cárie de

esmalte, cárie na junção amelo-dentinária e cárie em dentina, conferindo *scores* de 0 à 3. A autora concluiu que, não houve diferenças estatísticas entre os sistemas digitais e o filme convencional no diagnóstico de cáries oclusais e proximais; quando comparados os sistemas com a microscopia óptica, não houve diferença somente para o sistema Digora na avaliação das superfícies proximais feita pelo radiologista.

OLIVEIRA (2001) realizou uma análise subjetiva e objetiva da qualidade das imagens dos sistemas digitais intrabucais Digora, DenOptix, CDR e Sens-A-Ray. Na análise subjetiva utilizou-se regiões anatômicas dentais onde os avaliadores interpretavam imagens de cárie, doenças periodontais e patologias periapicais, ou seja, foi empregada como metodologia a análise da imagem generalizada e também uma escala de densidade de alumínio analisadas por seis radiologistas e na análise objetiva um sistema integrado com *phantoms* específicos e um pacote computacional que propiciava a estimativa automática dos parâmetros físicos. Os resultados mostraram que em ambas as análises, os sistemas de armazenamento de fósforo se apresentaram com um melhor desempenho. O sistema Digora apresentou-se como o sistema de melhor performance física e o sistema Sens-A-Ray como o de mais baixo desempenho.

6- PROPOSIÇÃO

O objetivo neste trabalho é:

- Avaliar a sensibilidade dos sistemas digitais que utilizam sensor de placa de fósforo Digora e DenOptix em relação ao ruído quando da leitura dos sensores dos mesmos em ambiente escuro, ambiente escuro com a tela do monitor mostrando o programa inerente ao sistema e com a luz ambiente acesa;
- Avaliar a sensibilidade dos sistemas de sensor de placa de fósforo Digora e DenOptix em relação ao ruído quando os sensores são posicionados na frente do monitor do computador e na lateral do mesmo, com tempos que variam de 5 a 30 minutos;
- Analisar o tempo necessário para que a placa do sistema DenOptix se dessensibilize totalmente em diferentes intensidades de luz de negatoscópios e em relação à dose empregada para a exposição da placa, para que a mesma possa ser reutilizada com o objetivo de se reduzir o tempo empregado a esta função e promover um aumento da utilização das placas em determinado intervalo de tempo;
- Analisar subjetivamente se o dano causado pelo ruído pode afetar clinicamente a qualidade das imagens radiográficas.

7 - MATERIAIS E MÉTODOS

Parte 1- Estudo do ruído nos sensores de placa de fósforo dos sistemas DenOptix e Digora em relação à luminosidade do ambiente de leitura e tempo decorrido da exposição à leitura das mesmas.

7.1.1-Sistemas Radiográficos:

Neste trabalho foram utilizados dois sistemas de armazenamento de fósforo: o sistema Digora e o sistema DenOptix (FIGURA 1) onde seguem as suas especificações.

O SISTEMA DIGORA (Soredex Finndent, Orion Corporation Ltd, Helsinki, Finland) têm como características do seu sensor, o tamanho e sua área ativa da imagem de 30 x 40 mm, sua matriz (tamanho da imagem) com 416 x 560 pixels e o tamanho do pixel de 71 x 71 μm com uma resolução de 6 lp/mm. O arquivo de imagem obtido neste trabalho foi de 228 kB (DIGORA Instruction Manual, 1994).

O componente Digora *scanner* é composto por uma janela onde se introduz o sensor para a leitura que é realizada por volta de 20 segundos e imediatamente após, a imagem aparece no monitor do computador; possui uma seladora dos invólucros plásticos que protegem o sensor da contaminação pelo meio bucal e uma guilhotina para cortar o invólucro após a exposição aos raios-X e posterior colocação no *scanner*.



FIGURA 1: Sistemas digitais Digora e DenOptix com seus respectivos *scanners*.

O SISTEMA DENOPTIX (Gendex Dental Systems, Milan, Italy) têm como características do seu sensor o tamanho de 31 x 41 mm e sua área ativa da imagem de 30 x 40 mm, sua matriz (tamanho da imagem) com 485 x 367 pixels e o tamanho do pixel em 150 dpi: 170 x 170 μm , em 300 dpi: 85 x 85 μm e em 600 dpi: 42 x 42 μm .

Este sistema possui 3 resoluções conforme a dpi; com 150 dpi vamos ter uma resolução de 4 lp/mm, com 300 dpi: 6 lp/mm e com 600 dpi: 9 lp/mm (DENOPTIX User Manual, 1997). O arquivo de imagem obtido neste trabalho foi de 175 kB.

Assim como no sistema anterior, após exposição aos raios X, a leitura do sensor foi realizada no *scanner* inerente ao aparelho.

O componente DenOptix *scanner* compõe-se de um tambor para sensores periapicais onde esses são acoplados para a leitura, podendo serem lidos 29 de uma só vez aparecendo todas as imagens no monitor do computador. O sistema também possui invólucros plásticos que protegem o sensor da contaminação pelo meio bucal, tendo estes em sua extremidade uma abertura e uma fita adesiva, para que após a colocação do sensor a borda seja vedada.

Após colocados os sensores neste tambor, este é introduzido num compartimento do *scanner* onde ocorrerá o movimento giratório do tambor para a leitura das imagens (FIGURA 2).

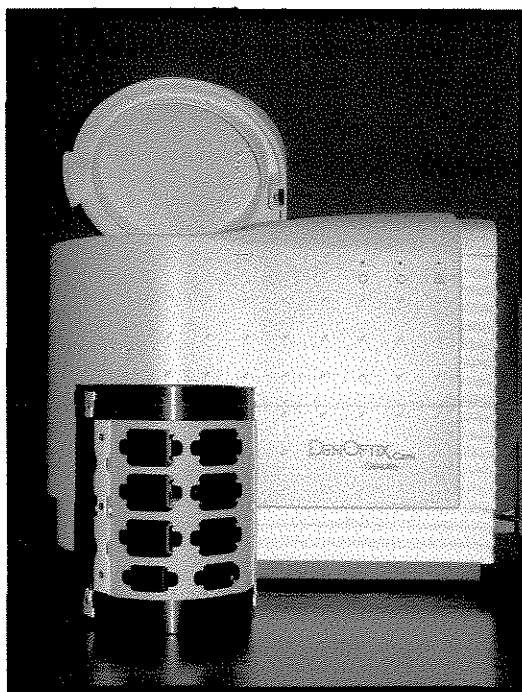


FIGURA 2: Tambor onde são acoplados os sensores do sistema DenOptix e seu respectivo *scanner*.

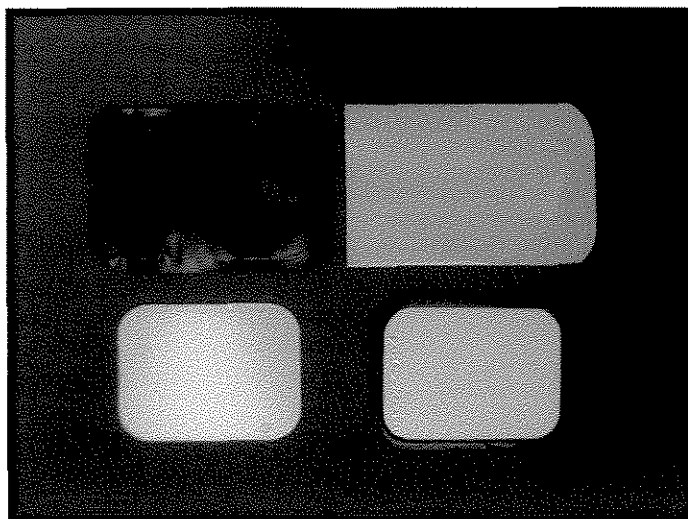


FIGURA 3: Sensores dos sistema DenOptix (à esquerda) e Digora (à direita) com seus respectivos invólucros protetores.

Todas as imagens foram arquivadas em formato TIFF (Tagged Image File Format) sem compressão.

O monitor dos sistemas digitais era S-VGA, tela plana, 17 polegadas, configuração de tela de 1024 x 768 pixels de resolução e placa de vídeo de 2 mB, sendo todas as imagens interpretadas no mesmo monitor mesmo sabendo-se que o monitor não influencia no desempenho do observador (CEDERBERG *et al.*, 1999).

7.1.2-Objetos Radiografados:

Phantoms:

Foram utilizados três *phantoms* cujas suas especificações encontram-se a seguir:

Phantom de uniformidade: placa constituída de cobre puro, medindo aproximadamente 8,5 cm x 8,5 cm, com espessura de 0,1 mm equivalente à camada semi-redutora, que é a espessura uniforme do material que absorve aproximadamente a metade da dose de radiação (46,18%) e que foi selecionada de forma a tornar a qualidade do feixe mais próximo possível da situação clínica (BRETTLE *et al*, 1996). O sistema DenOptix possui um tubo foto-multiplicador que amplifica o sinal luminescente e converte-o em sinal elétrico. Este sistema possui um ajuste no *pré-scan* para melhorar o contraste da imagem, perdendo entretanto, o relacionamento entre o nível de cinza do pixel da imagem e o seu local correspondente nos orifícios do sensor de fósforo. Quando se pensa em medir a dessensibilização da imagem latente no sensor, este fator torna-se um problema. Para driblar esta situação, um segundo *phantom* específico foi construído.

Phantom com marcadores: constituído de três partes, onde sobre a placa de cobre foi montado um retângulo marcador com dimensões de 0,5 x 0,3 cm com absorção de 99,9% (1,1 mm Cobre), tendo como finalidade o cálculo do tamanho do pixel na direção horizontal e vertical (área não exposta pelos raios-X); uma área exposta diretamente aos raios-X e uma área submetida a um filtro de Cobre de 0,1 mm (FIGURA 4).

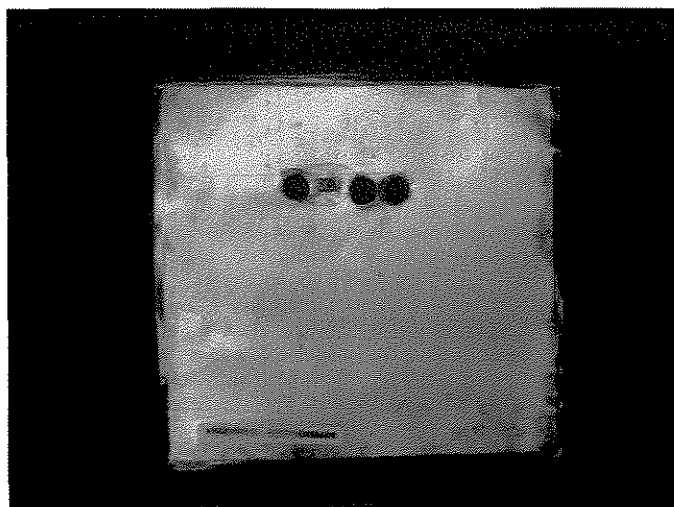


FIGURA 4: *Phantom* de cobre com marcadores.

As áreas com o retângulo sobre a placa e o vazado no cobre eram chamadas de marcadores, pois representavam o máximo e mínimo de níveis de cinza respectivamente e asseguravam que a escala de cinza estava corretamente posicionada entre os limites máximo e mínimo fixados da dose de raios-X absorvidas.

Vale ressaltar que este objeto metálico foi construído devido à necessidade de um material que apresentasse pureza e uniformidade que eram características imprescindíveis neste trabalho, onde qualquer alteração produziria ruídos indesejáveis e resultados alterados.

Peça macerada: uma mandíbula humana macerada com tecido mole simulado foi empregada para ilustrar na realidade clínica qual o dano que o ruído poderia provocar na visualização de imagens radiográficas digitais.

Os sensores foram posicionados de maneira padronizada na mandíbula na região de molares esquerdos, sendo que o sensor deveria abranger de

mesial do segundo pré-molar até a distal do segundo molar permanente do lado radiografado. Este simulador possuía um aparato que era posicionado por lingual, pressionando o sensor contra a região a ser radiografada, fixando-o.

A simulação do tecido mole foi obtida através de resina acrílica que recobria toda a mandíbula proporcionando assim a mesma absorção dos raios X e emissão de radiação secundária observada nos tecidos moles segundo ALVARES *et al.* (1969). A área escolhida para os exames radiográficos da mandíbula, foi selecionada dentre outras tantas radiografadas, em função dos detalhes anatômicos apresentados.



FIGURA 5: Mandíbula humana macerada.

7.1.3- Suporte para a contenção dos sensores:

Foi confeccionado um suporte contendo uma placa de acrílico, possuindo esta, dimensões de 15 cm de largura e 10 cm de altura (FIGURA 6), para que os sensores fossem posicionados centralizados e fixos à frente e

lateralmente ao monitor. Nesta placa de acrílico os sensores eram fixados com cera utilidade para que se procedesse a espera dos intervalos de tempo pré-determinados.

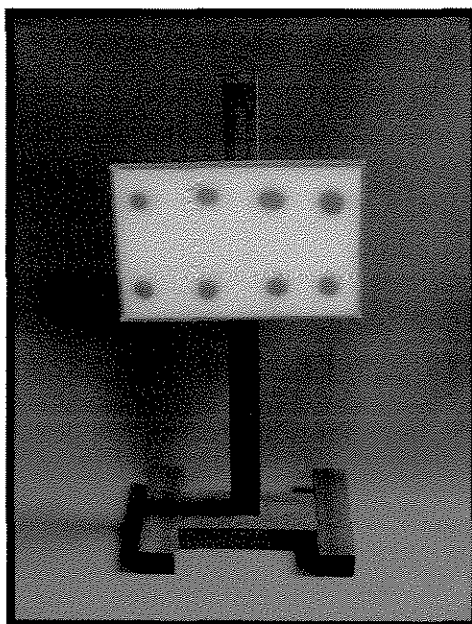


FIGURA 6: Suporte para contenção dos sensores.

7.1.4 - 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 60 kVp e corrente de 10 mA. A distância foco-filme foi de 40 cm, e o tempo de exposição utilizado foi de 0.3 s (18 impulsos) para ambos os sistemas digitais. Dentro deste tempo de exposição selecionado, foi obtida uma dose primária de 840 μ Gy e uma dose secundária de 387 μ Gy. Esta dose secundária se refere

àquelas atenuadas pelos *phantoms* específicos que reduziria esta dose perto da metade (46,18%, atenuação relativa a 0,1 mm de cobre). Assim, foi possível realizar esta avaliação objetiva utilizando-se uma dose muito empregada na prática clínica. Para o tempo de exposição selecionado, frente à metodologia usada nesta pesquisa, mais de 400 amostras foram obtidas inicialmente.

7.1.5 - Avaliação da Dose de Entrada do Feixe de Raios X:

Medições de dose foram realizadas, permitindo uma avaliação mais objetiva da relação entre tempo de exposição *versus* dose, que pode variar entre os diferentes aparelhos de raios-X e ainda para verificação da consistência da dose utilizada. Os resultados mostraram que o aparelho de raios X empregado neste estudo, apresentou exatidão na reprodutibilidade das respostas em relação ao tempo de exposição, a kilovoltagem e a dose de radiação.

7.1.6- Tensão de pico aplicada ao tubo de raios X (kVp):

Para avaliação da tensão, utilizou-se um “kVp meter” Unfors Inst. - 9002 colocado na região correspondente ao centro do feixe, próximo à extremidade do cilindro. Tensão nominal de 60 kVp com 10 mA foi testada, que é a corrente de interesse desta pesquisa. Foram avaliados a exatidão e reprodutibilidade das respostas. Os resultados mostraram uma consistência no aparelho utilizado.

7.1.7 - Tempo de exposição:

Para avaliação do tempo de exposição, utilizou-se um “timer de RX” Victoreen 07-457, o qual foi colocado no centro do campo de radiação, próximo à extremidade do cilindro localizador. Foi utilizado o tempo de interesse, sendo realizadas quatro exposições repetidas. As leituras foram feitas com 60 kVp e 10 mA. Foi verificada também a constância na resposta do tempo testado, com mudanças nos valores da tensão aplicada ao tubo de raios X. Os resultados mostraram que houve exatidão e reprodutibilidade das respostas.

7.1.8- Mensuração das intensidades da luz ambiente incidente nas placas nas várias situações clínicas:

Com o uso do aparelho AUTOMETER IV F da Minolta, realizamos mensurações das intensidades de luz ambiente que incidiam nos sensores, tanto no sistema Digora como no sistema DenOptix quando do procedimento de remoção dos mesmos dos invólucros e colocação no *scanner* ou tambor para a leitura das imagens. Tomamos os cuidado de fazer estas medidas nos exatos lugares onde os procedimentos eram realizados. Os valores estão expressos em duas unidade: EV (valor de exposição) e lux, pois o aparelho faz a leitura em EV e utilizando-se uma tabela fornecida pelo fabricante, foram convertidos em lux, que é mais comumente utilizado. Os resultados das medidas foram os seguintes:

1- Intensidade da luz ambiente incidente no sensor aonde era realizado o procedimento de leitura para o sistema DenOptix com a luz ambiente acesa:

5,8 EV= 140 lux.

2- Intensidade da luz ambiente incidente no sensor aonde era realizado o procedimento de leitura para o sistema Digora com a luz ambiente acesa:

5,7 EV= 130 lux.

3- Intensidade da luz ambiente incidente no sensor aonde era realizado o procedimento de leitura para o sistema DenOptix com a luz ambiente apagada:

0,4 EV= 3,3 lux.

4- Intensidade da luz ambiente incidente no sensor aonde era realizado o procedimento de leitura para o sistema Digora com a luz ambiente apagada:

0,3 EV= 3,1 lux.

5- Intensidade da luz ambiente incidente no sensor aonde era realizado o procedimento de leitura para o sistema DenOptix com a luz ambiente apagada e a tela do monitor ligada com a exposição do programa em uso:

0,5 EV= 3,5 lux.

6- Intensidade da luz ambiente incidente no sensor aonde era realizado o procedimento de leitura para o sistema Digora com a luz ambiente apagada e a tela do monitor ligada com a exposição do programa em uso:

0,8 EV= 4,4 lux.

7.1.9- Imagens Radiográficas:

Os sensores de placa de fósforo foram sensibilizados e a leitura imediatamente realizada sem tempo de espera em três condições de iluminação ambiente diferentes: penumbra com a tela do monitor totalmente preta; penumbra com a tela do monitor mostrando o sistema em uso; ambiente com luz acesa.

Levados estes dados para análise, concluiu-se que não havia diferença em relação ao ruído na imagem quando a leitura foi realizada em um ambiente totalmente em penumbra e aquele com a tela do monitor acesa, então optou-se por realizar as leituras dos sensores no restante do trabalho em ambiente escuro (luz apagada) com a tela do monitor preta e em ambiente claro (luz acesa).

Os tempos de espera foram de 5, 10, 15, 20 e 30 minutos e consistia em afixar os sensores no suporte (FIGURA 6) e posicioná-lo à frente ou lateral do monitor a uma distância de 10 cm dos mesmos e aguardar o intervalo pré-determinado. Após isso, procedia-se a leitura em seus respectivos *scanners* e este procedimento era repetido nas duas condições de iluminação ambiente.

O objeto metálico usado neste estudo foi radiografado em 28 sensores de placa de fósforo para cada simulação clínica, totalizando 1428 exposições. A FIGURA 7 mostra o resultado radiográfico obtido.

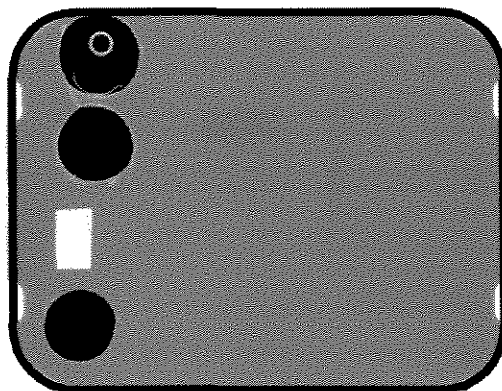


FIGURA 7: Imagem radiográfica do *phantom*.

Para a realização das tomadas radiográficas do objeto metálico, foi utilizado o posicionamento dos sensores sobre um suporte de acrílico que apresentava duas prateleiras (FIGURA 8), tendo a superior um orifício onde se encaixava o cilindro do aparelho de raios-X para que o feixe útil de radiação incidisse perpendicular ao objeto e sensor com ângulo horizontal de 0° e vertical de 90° . A prateleira inferior apresentava um local pré-determinado, posicionado no centro do feixe de raios X, onde os sensores seriam colocados para uma perfeita padronização das tomadas radiográficas.

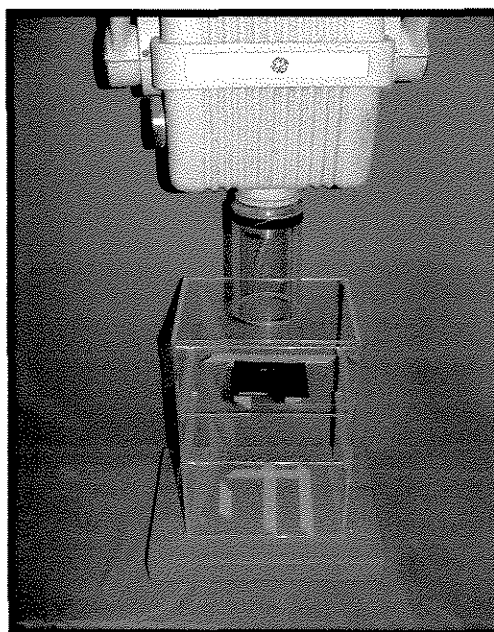


FIGURA 8: Suporte de acrílico usado para a realização das exposições.

Peça Macerada:

Para a realização dos exames radiográficos da mandíbula os sensores foram posicionados e mantidos com o auxílio de um aparato que pressionava-os contra a região de interesse, visando desta forma, a padronização das condições de posicionamento geométrico entre objeto, feixe de radiação e sensor. A FIGURA 9 mostra um exemplo da imagem radiográfica obtida.

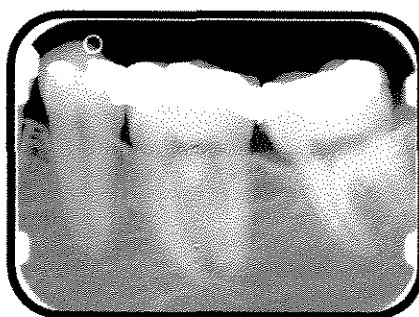


FIGURA 9: Imagem radiográfica da mandíbula macerada.

7.1.11 - Identificação das radiografias

Cada radiografia recebeu um código de identificação, que estava relacionado ao sistema de imagem usado, à localização do sensor em relação ao monitor, ao tempo de espera e ao tipo de luminosidade do ambiente que o sensor foi *scaneado*.

Sistema de imagem usado:

DI: Digora

DE: DenOptix

Localização do sensor:

F: frente do monitor

L: lateral do monitor

Tempo de espera entre exposição e leitura

0 minuto: 0

5 minutos: 5

10 minutos: 10

15 minutos: 15

20 minutos: 20

30 minutos: 30

Tipo de ambiente para leitura

E: ambiente escuro (penumbra) com tela do monitor preta;

Ma: ambiente escuro (penumbra) com tela aberta no programa em uso-
monitor aceso;

La: ambiente claro- luz acesa

7.1.12- Análise Radiográfica:

A avaliação deste trabalho consistiu de uma análise objetiva do ruído nas imagens radiográficas digitais por meio de um pacote computacional denominado “LISIÊR”, desenvolvido em conjunto pela Disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e Centro de Engenharia Biomédica e Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, ambos da Universidade Estadual de Campinas.

7.1.13- Análise Subjetiva:

As imagens radiográficas obtidas da mandíbula humana nos diferentes sistemas com diferentes tempos de espera nas diferentes posições de colocação dos sensores em relação ao monitor do computador, foram avaliadas por 2 radiologistas simultaneamente e anteriormente treinados para tal atividade, que compararam a imagem realizada imediatamente após a exposição e em ambiente escuro com as demais imagens. Os profissionais classificavam as imagens quanto a sua nitidez, brilho e contraste e a interpretação foi direcionada de uma maneira generalizada, pois esta é uma metodologia de trabalho que os radiologistas costumam adotar para a realização de um laudo radiográfico.

Parte 2- Estudo do tempo de dessensibilização dos sensores de placa de fósforo do sistema DenOptix em relação à dose de exposição empregada e à intensidade da luz dos negatoscópios utilizados.

7.2.1-Sistema Radiográfico:

Nesta parte do nosso trabalho utilizamos o sistema radiográfico DenOptix (Gendex Dental Systems, Milan, Italy) tendo suas características descritas anteriormente.

7.2.2-Objetos:

Foram utilizados os *phantoms* metálicos de uniformidade e aquele que possuía os marcadores na placa já descrito anteriormente e visualizado na figura 4.

7.2.3- Mensuração das intensidades da luz dos negatoscópios utilizados:

Com o uso do mesmo aparelho que mediu a intensidade da luz ambiente (AUTOMETER IV F da Minolta), realizamos mensurações das intensidades de luz de quatro negatoscópios utilizados para a dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix. Tomou-se o cuidado de ligar-se os negatoscópios 5 minutos antes das medições e fazê-las na região central das superfícies, pois foi determinada esta região para a colocação dos sensores no

processo de dessensibilização, visto que diferentes regiões de um mesmo negatoscópio apresenta intensidades de luz diferentes.

7.2.4- Negatoscópios:

Foram empregados 4 negatoscópios com diferentes intensidades de luz.

Dois deles eram compostos por lâmpadas fluorescentes comuns, um da marca E.M.B. (Elétro Médica Brasileira), produzido no Brasil, com intensidade de 1700 lux e dimensões de 38 cm X 48,5 cm, com área ativa de 35,5 cm X 42,5 cm e o outro da mesma marca com intensidade de 2700 lux e dimensões de 37,5 cm X 48,5 cm e área ativa de 35,5 cm X 40,5 cm. Os outros dois eram baseados no sistema *backlight*, sendo o primeiro da marca Visual PlusTM, CE VP-4050 V, fabricado em Taiwan R.O.C., com dimensões de 27 cm X 37 cm e área ativa de 31 cm X 21,5 cm, tendo intensidade de 2200 lux e outro da marca P-Frame, modelo NO. A-5^A, produzido em Taiwan em 1996, medindo 31 cm X 23 cm e com área ativa de 24,5 cm X 19,5 cm, tendo intensidade de 2400 lux.

Neste estudo o tempo de apagamento da placa é o tempo mínimo que o sistema DenOptix precisa para não ler mais a imagem, considerando a placa como totalmente dessensibilizada.

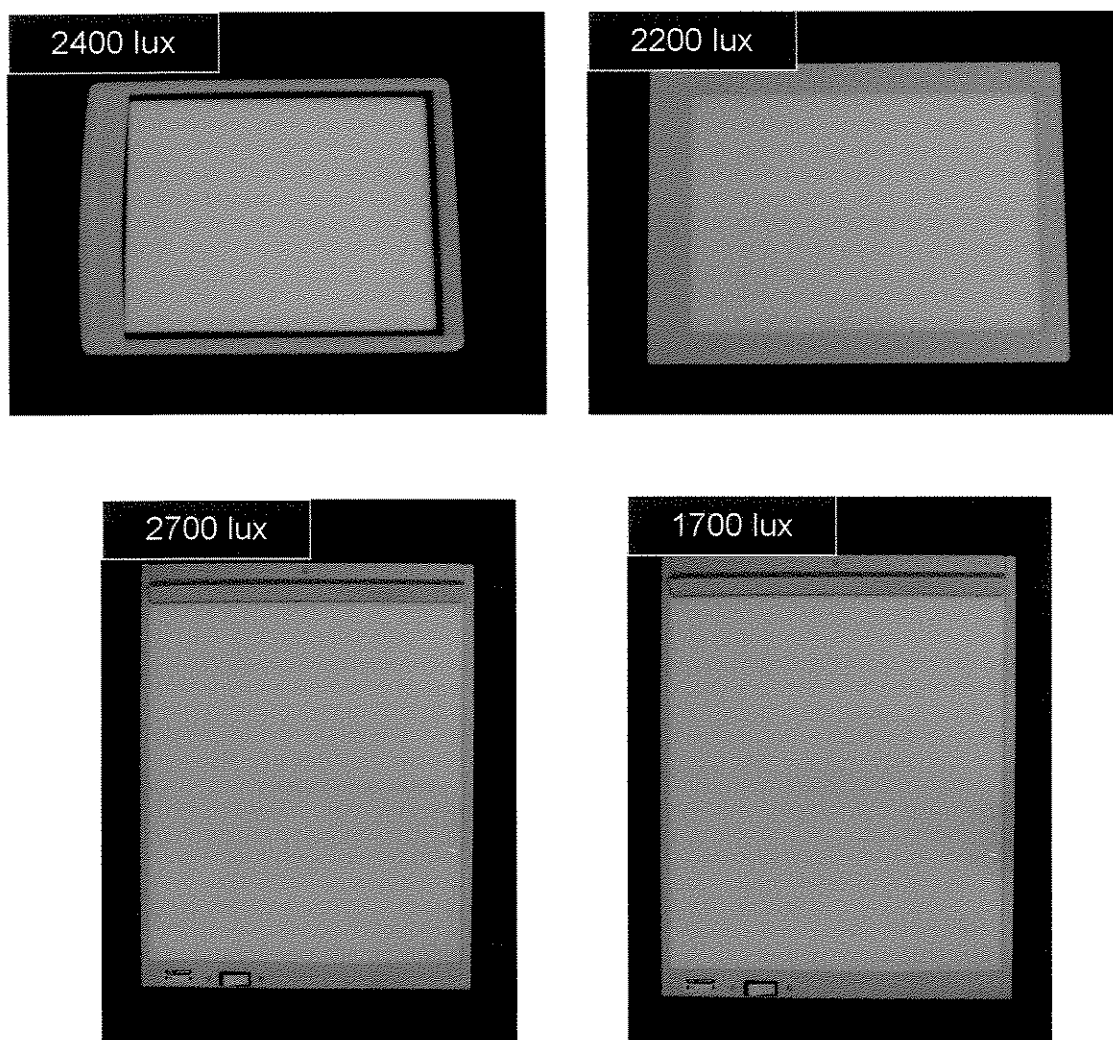


FIGURA 10: Negatoscópios utilizados nessa pesquisa. Os superiores são compostos pelo sistema *backlight* e os inferiores compostos por luz fluorescente.

7.2.5 - Tempo de exposição:

As exposições foram feitas com 60 kVp e 10 mA e 18 impulsos (0,3s) e com distância foco-filme de 40 cm o que resultou em 840 μ Gy de dose de radiação.

7.2.6- Exames Radiográficos:

Com o *phantom* de uniformidade obteve-se o tempo dessensibilização do sensor que significa o tempo mínimo que o sistema DenOptix precisa para não ler mais a imagem, não apresentando na tela a imagem do objeto.

Com o tempo de dessensibilização em mãos, utilizávamos o segundo *phantom* de cobre, que possuía os marcadores na placa e iniciava-se com tempo de dessensibilização de 0 s, indo até 5 s, posteriormente 10 s, 15 s, 30 s, 60 s e depois de 30 em 30 s até chegar no tempo de dessensibilização total, sendo que a área que possuía os marcadores continuava encoberta pelo invólucro do próprio sistema para que não sofresse interferência à exposição de luz (FIGURA 11), este procedimento garante que a calibração da escala de cinza não seja perdida.

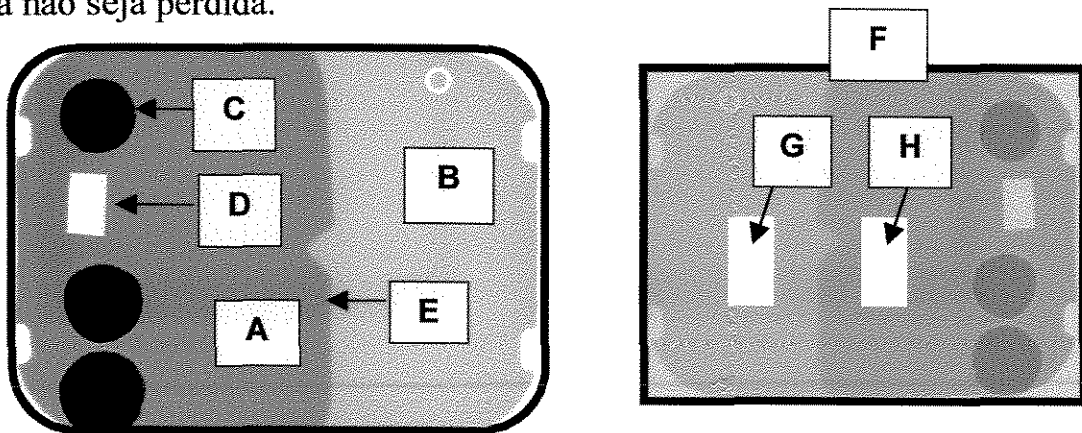


FIGURA 11: Imagem radiográfica do *phantom* após o posicionamento à luz do negatoscópio: (A) Região do *phantom* protegida contra a luz; (B) Região de dessensibilização; (C) Marcador de dose máxima; (D) Marcador de alta absorção- dose mínima; (E) Marcador de referência da ROI; (F) Segmentação da ROI implementada pelo *software*; (G) ROI selecionada na região dessensibilizada; (H) ROI selecionada com referência da dose inicial.

Posteriormente, as imagens obtidas eram gravadas em formato TIFF e transferidas para o programa “LISIÊR” que segmentava a imagem na marca da região exposta e não exposta pela luz. O programa automaticamente selecionava as regiões de interesse (ROI) em ambas as áreas (tanto na área protegida pelo invólucro como naquela exposta à luz do negatoscópio) e calculava a média (S) destas áreas. Com o fornecimento do tempo que o sensor for exposto à luz do negatoscópio, o programa também calcula a relação $S_{(t)}/S_{(t=0)}$ que significa a relação entre a média do tempo final de dessensibilização da área selecionada e a média do tempo inicial, sem qualquer dessensibilização da área.

8- RESULTADOS E DISCUSSÃO

ESTUDO COMPARATIVO ENTRE DIGORA E DENOPTIX

Neste trabalho teve-se como objetivo quantificar a influência da luz ambiente sobre dois sistemas que se utilizam de sensores de placa de fósforo e por meio da medida do ruído nos sensores, se a radiação de escape proveniente do monitor do computador, que normalmente fica localizado muito próximo ao local de leitura dos sensores, influenciava na qualidade final da imagem digital.

Após a leitura da Revisão da Literatura, pode-se definir ruído como uma flutuação indesejável do nível do sinal, que degrada a imagem conferindo-lhe uma aparência mosqueada, porque as áreas irradiadas uniformemente, aparecem como áreas de variações de níveis de intensidade (WORKMAN & BRETTLE, 1997), afetando a capacidade do sistema em reproduzir detalhes de todos os tamanhos e a capacidade do observador em detectar esses detalhes (COWEN *et al.*, 1993). A informação do sinal é contaminada por vários tipos de ruído, sendo a principal fonte o ruído quântico que é relativo às características quânticas dos fótons de raios X (WENZEL & GRÖNDAHL, 1995; WENZEL *et al.*, 1995; VERSTEEG *et al.*, 1998). São ainda fontes de ruído encontradas nos sistemas de armazenamento de fósforo, o ruído quântico secundário (características quânticas dos elétrons), ruído do sistema de leitura da imagem, falta de uniformidade da estrutura do sensor, erro de amostragem e

o ruído advindo da exibição da imagem no monitor (COWEN *et al.*, 1993). WENZEL (1991) ainda relata que o ruído pode ser originário da estruturas anatômicas do segundo plano da imagem.

A maneira mais rigorosa para se caracterizar a força e a frequência espacial de um ruído radiográfico é por meio da Densidade Espectral de Ruído (NPS- *Noise Power Spectra*), também conhecido como *Wiener spectrum*, que descreve não só a intensidade do ruído, mas também sua correlação espacial, representando a quantidade de ruído em diferentes frequências espaciais na imagem (COWEN *et al.*, 1993; BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997).

Na literatura revista, também não foi encontrado um sistema objetivo de análise automática com a abrangência do sistema aqui utilizado. A literatura descreve certos parâmetros físicos como bons representantes da qualidade da imagem entre eles o Ruído e a Densidade Espectral de Ruído (NPS) (COWEN *et al.*, 1993; BRETTLE *et al.*, 1996; HUDA *et al.*, 1997; HILDEBOLT *et al.*, 1997; WORKMAN & BRETTLE, 1997; STAMATAKIS *et al.*, 2000).

KÜNZEL & BENZ (1997) avaliando o nível de ruído em relação ao tempo de exposição nas imagens de sistemas digitais incluindo o Digora, concluíram que o compromisso de imagens com baixo ruído e baixas doses de radiação pode ser conseguido quando se usa tempo de exposição de 0,08 s com 70 kVp e 7 mA com distância foco-filme de 40 cm e que com o aumento do tempo de exposição ocorre um aumento do ruído.

Assim, analisando os resultados desta pesquisa, pôde-se notar que o sistema Digora apresentou-se com uma menor intensidade de ruído em relação

ao sistema DenOptix mas, sem uma diferença significativa quando as leituras dos sensores foram realizadas em ambiente escuro logo após a exposição dos mesmos, ou seja, sem a influência dos fatores inerentes ao monitor do computador ou da luz do ambiente. Estes resultados são semelhantes aos encontrados no trabalho de BORG *et al.* (2000) que descreve que o nível de ruído dos dois sistemas era baixo e similar. Sendo o sistema Digora menos ruidoso, concluímos que ele apresenta uma melhor qualidade das imagens dentro das condições analisadas, visto que os dois apresentam resoluções muito próximas sendo de 7,1 lp/mm para o sistema Digora e 5,8 lp/mm para o sistema DenOptix. Estes resultados das resoluções foram dados pelo pacote computacional aqui utilizado e observa-se valores muito próximos em relação ao manual de instruções dos sistemas e algum autores onde para o sistema DenOptix definem uma resolução de 6 lp/mm usando-se 300 dpi (DENOPTIX User Manual and Installation Guide, 1997; BORG *et al.*, 2000) e para o sistema Digora uma resolução de “mais de 6 pares de linha por mm” (DIGORA Instruction Manual , 1994; LUOSTARINEN *et al.*, 1995; VANDRE & WEBBER 1995; BORG & GRÖNDAHL, 1996; LIM *et al.* , 1996; BORG *et al.*, 1997; VERSTEEG *et al.*, 1997; BORG *et al.*, 1998; BORG *et al.*, 2000) ou mais precisamente 6,5 lp/mm conforme citado no trabalho de HUDA em 1997.

Embora ambos os sistemas utilizados apresentem o mesmo princípio básico de obtenção de imagem e de digitalização das informações, eles diferem na maneira com que fazem o tratamento das imagens antes da sua exibição no monitor. Ambos oferecem nesta etapa um número de propriedades técnicas que por sua vez afetam a qualidade das informações radiográficas (BORG *et al.*,

2000) como o ajuste automático da escala de cinza (VELDERS *et al.*, 1996; VERSTEEG *et al.*, 1998; OLIVEIRA, 1999; ARAKI *et al.*, 2000) e a correção automática do brilho. Estes comandos, apresentam-se de maneira padronizada desativados no sistema Digora e ativados no sistema DenOptix (BORG *et al.*, 2000; BORG *et al.*, 2000). O sistema Digora, apresenta ainda, a possibilidade de calibração do seu *scanner* pelo operador (VERSTEEG *et al.*, 1998; DIGORA Instruction Manual, 1994; HAYAKAWA *et al.*, 1998; STAMATAKIS *et al.*, 2000; ARAKI *et al.*, 2000), adaptando-o ao nível de exposição máximo empregado, o que não ocorre com o sistema DenOptix que efetua tal função automaticamente (BORG *et al.*, 2000).

Ao se efetuar as imagens desta pesquisa, respeitou-se os comandos padrões de cada sistema acima descritos, sem que se usasse nenhum outro controle inerente ao sistema ou mesmo qualquer ícone de otimização de imagem. No trabalho de BORG *et al.* (2000), os autores estudaram os mesmos sistemas digitais estudados por nós mas, no sistema DenOptix fizeram as leituras das imagens com e sem o uso da equalização do histograma, ou seja, o histograma era estendido na sua totalidade e para o sistema Digora nenhum artefato de operação foi empregado no momento da leitura da imagem, mas posteriormente, avaliações foram realizadas com e sem o emprego de equalização do histograma do sistema. Devido a este fato que poderia vir a alterar nossos resultados, o *phantom* foi construído com os marcadores que nos dão o máximo e o mínimo na escala de cinza, com o intuito de estender este histograma, de maneira que ele começasse do zero (preto absoluto) e fosse até o 255 (branco absoluto) no nível de tons de cinza para ambos os sistemas,

podendo os resultados serem interpretados nas mesmas condições (VALE *et al.*, 1995; VERSTEEG *et al.*, 1997) .

Assim sendo, observando o gráfico de número 01, as placas dos dois sistemas processadas segundo a orientação do fabricante (processamento em ambiente escuro logo após a exposição), o sistema Digora apresentou-se com menor intensidade de ruído em relação ao sistema DenOptix sob a dose de 387 μ Gy, concordando com o trabalho de BORG *et al.* (2000) que cita o ruído do sistema Digora como menor que o sistema DenOptix, visto que a linha que representa o primeiro sistema encontra-se inferiormente posicionada no gráfico. Isso significa que o sistema Digora é menos ruído, logo proporciona melhor qualidade de imagem tendo menor flutuação do nível do sinal, visto que a resolução dos dois sistemas é de 7,1 lp/mm para o sistema Digora e 5,8 lp/mm para o sistema DenOptix, respectivamente.

Em acordo com a literatura (BRETTLER *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLER, 1997), podemos notar nos gráficos dos nossos resultados que o NPS diminui com o aumento da frequência espacial, ocorrendo isto devido à influência do MTF do sistema.

Com relação à frequência espacial, as informações visíveis para o diagnóstico encontram-se compreendidas num limite máximo entre 6 a 7 ciclos/mm, onde as informações radiográficas importantes para o diagnóstico são provavelmente encontradas dentro de uma amplitude de frequência espacial de 5 ciclos/mm ou menos (KASHIMA, 1995).

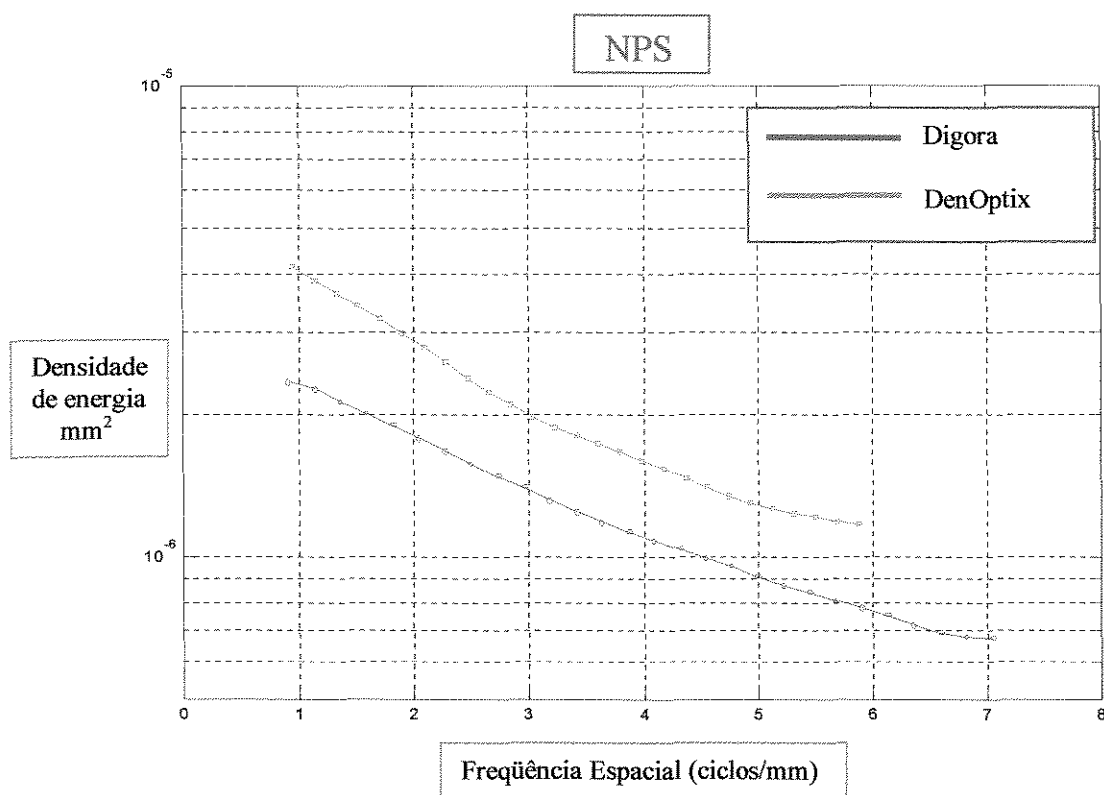


GRÁFICO 01 – Densidade Espectral de Ruído (NPS) dos sistemas DenOptix e Digora com sensores processados imediatamente após a exposição em ambiente escuro (condição recomendada).

Referente ao sistema DenOptix, podemos notar pelo gráfico 2 uma diferença nos resultados quando os sensores foram *scaneadas* em ambiente escuro e com a luz acesa, ambas imediatamente após a exposição aos raios-X. As linhas apresentam-se distintas, mas os resultados não se apresentaram com diferenças significantes, assim, fica claro que não há necessidade de um ambiente escuro ou penumbra para se realizar a leitura no sistema DenOptix, podendo apenas se ter no ambiente uma iluminação com menor intensidade, concordando com a opinião de MENIG (1999), onde

relatou que os sensores são ligeiramente sensíveis à luz visível sendo então necessário protegê-los da luz ambiente, mas que não há a necessidade de ambiente escuro, como uma câmara escura. Já no manual do fabricante (DENOPTIX User Manual, 1997), podemos encontrar que se a luz for do tipo fluorescente e o operador for manipular o sensor de fósforo em tempo menor que 60 s, a luminosidade da área de trabalho não pode exceder 20 lux e se o tempo de trabalho for mais longo que os 60 s, o ambiente tem que estar escuro. Se o tempo de manipulação for até 5 minutos, deve-se ter uma iluminação ambiente de 10 lux. O fabricante expõe também que se a luz ambiente for incandescente, esta tem metade da eficiência da fluorescente, mas a condição ideal é ter até 20 lux na sala, podendo o tempo de trabalho ser dobrado em relação ao outro tipo de iluminação e se for mais demorado o processo, recomenda-se máximo de 10 lux de intensidade do ambiente. No manual o fabricante ainda comenta a respeito da luz solar, dizendo que não se deve manipular os sensores com incidência deste tipo de iluminação porque é muito difícil se quantificar a sua intensidade.

Este fato do acréscimo do ruído quando o ambiente encontrava-se com a luz acesa, pode ser explicado devido ao procedimento de acomodação do sensor do sistema DenOptix no tambor para que a leitura seja realizada, fato que devido ao tempo despendido para esta tarefa e devido aos sensores serem removidos do invólucro protetor para somente após serem encaixados no suporte, ocorre a incidência da luz ambiente sobre esses, aumentando o fator ruído dos mesmos, mas como pudemos verificar, nada que interfira significativamente na qualidade da imagem.

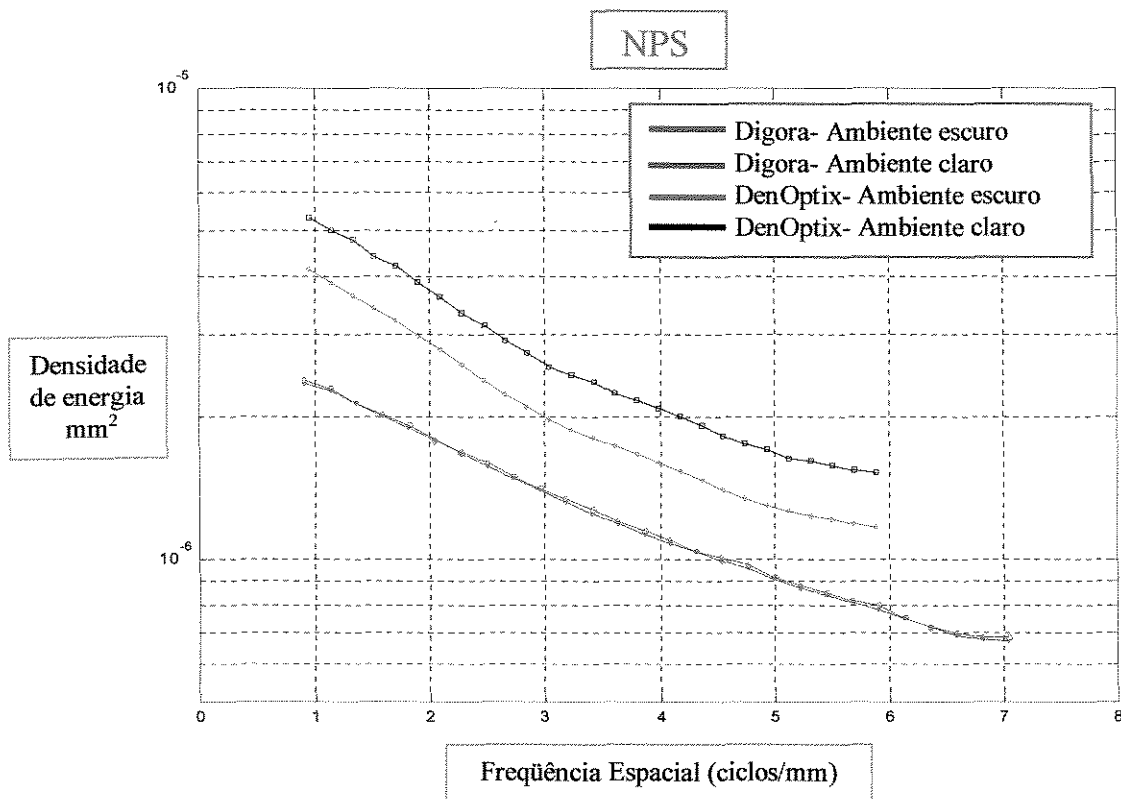


GRÁFICO 02 – Densidade Espectral de Ruído (NPS) dos sistemas DenOptix e Digora com sensores processados imediatamente após a exposição em ambiente claro e escuro.

A situação anteriormente discutida repete-se para o sistema Digora, onde podemos verificar no gráfico 2, a ausência de diferenças quando os sensores deste sistema são submetidas à luminosidades ambientais distintas durante o processo de leitura. Também é facilmente compreensível este resultado, devido ao fato de que para se proceder a leitura dos sensores do sistema Digora, os mesmos são inseridos até a entrada para o *scanner* dentro do invólucro inerente ao sistema e somente no momento em que este é inserido dentro da

unidade leitora do *scanner*, é que o sensor fica sujeita à exposição à luz ambiente.

Ainda no gráfico de número 2, podemos fazer uma comparação da quantidade de ruído dos dois sistemas e dentro de cada sistema, nas diferentes condições de luz do ambiente. Podemos observar, que o sistema Digora além de ter seus resultados coincidentes, tem sua linha representativa do ruído das imagens posicionada inferiormente ao sistema DenOptix, demonstrando menor quantidade de ruído segundo a análise empregada pelo pacote computacional “LISIER”.

O gráfico 3 representa, o comportamento do ruído do sistema Digora quando seus sensores foram posicionados centralizados em frente ao monitor do computador a uma distância de 10 cm durante intervalos de tempo de 5, 10, 15, 20 e 30 minutos e as leituras realizadas logo após em ambiente escuro. Por este gráfico, é facilmente detectável que o ruído aumenta com o decorrer do tempo que o sensor ficou posicionado à frente do monitor. Isto pode ser explicado devido à radiação de escape incidente produzida pelo monitor.

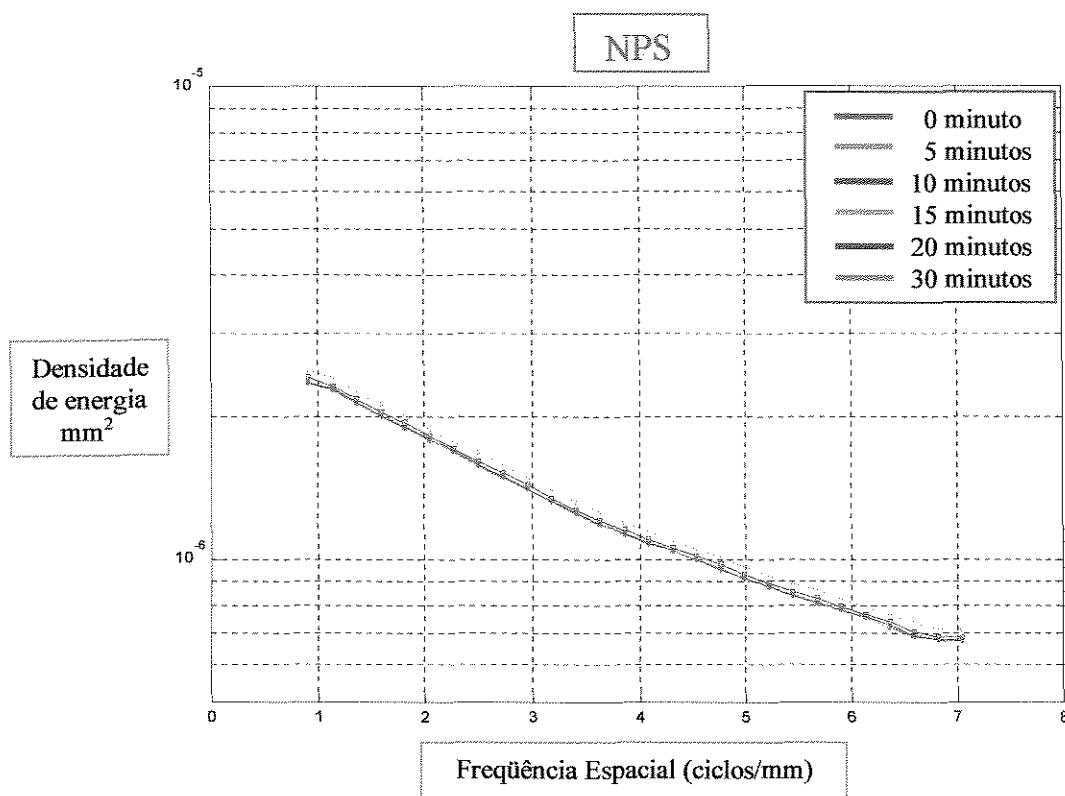


GRÁFICO 03 –Densidade Espectral de Ruído (NPS) do sistema Digora com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da frente do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos .

No gráfico 4, as mesmas condições anteriores são expostas utilizando o sistema DenOptix, podendo-se também constatar o acréscimo do ruído advindo da exposição dos sensores à tela do computador devido aos mesmos fatores anteriormente explicados.

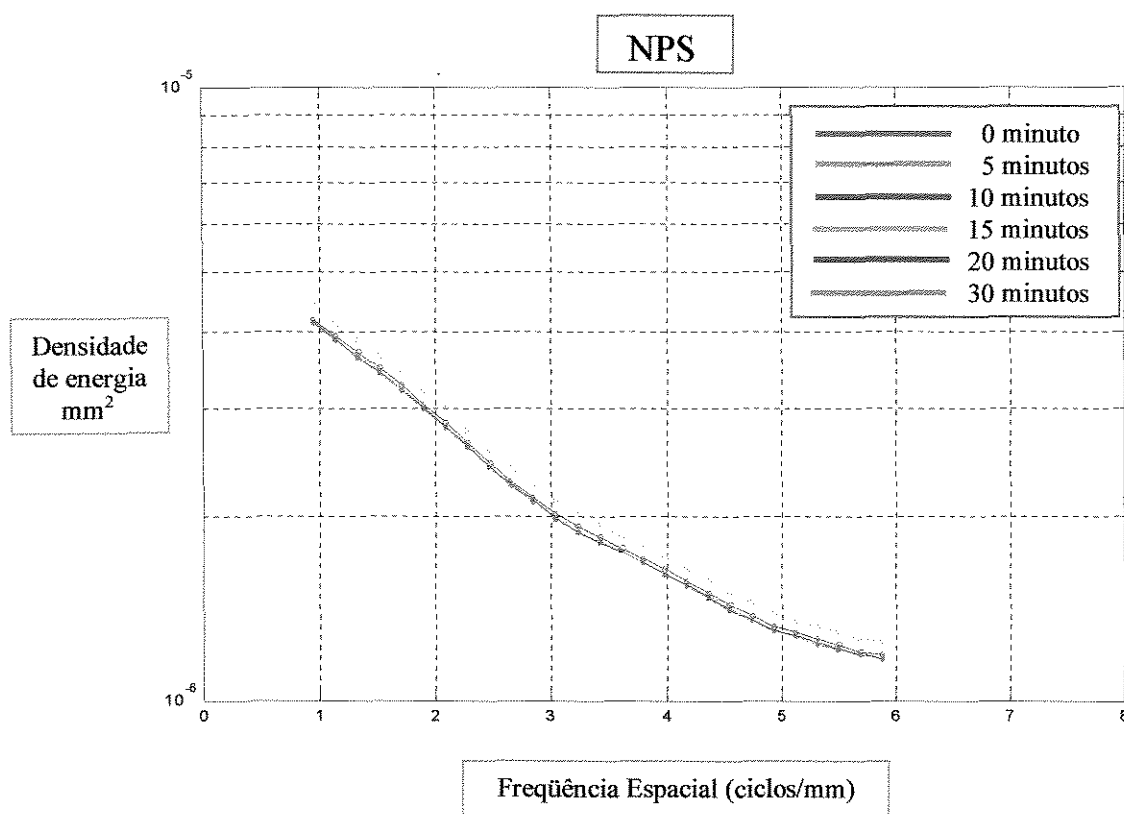


GRÁFICO 04 – Densidade Espectral de Ruído (NPS) do sistema DenOptix com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da frente do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos .

No gráfico 5, podemos constatar os resultados, em relação ao ruído, da exposição dos sensores do sistema Digora posicionados lateralmente ao monitor do computador, onde os mesmos foram fixados a uma distância de 10 cm e centralizados em relação ao aparelho. Os intervalos de tempo foram os mesmos utilizados quando os sensores eram colocados à frente do monitor do computador e as leituras também realizadas logo após em ambiente escuro. O ruído mostra-se maior com o decorrer do tempo que o sensor ficou posicionado na lateral do monitor. A explicação para este resultado é o mesmo

dado anteriormente para a exposição defronte ao monitor, ou seja, radiação de escape.

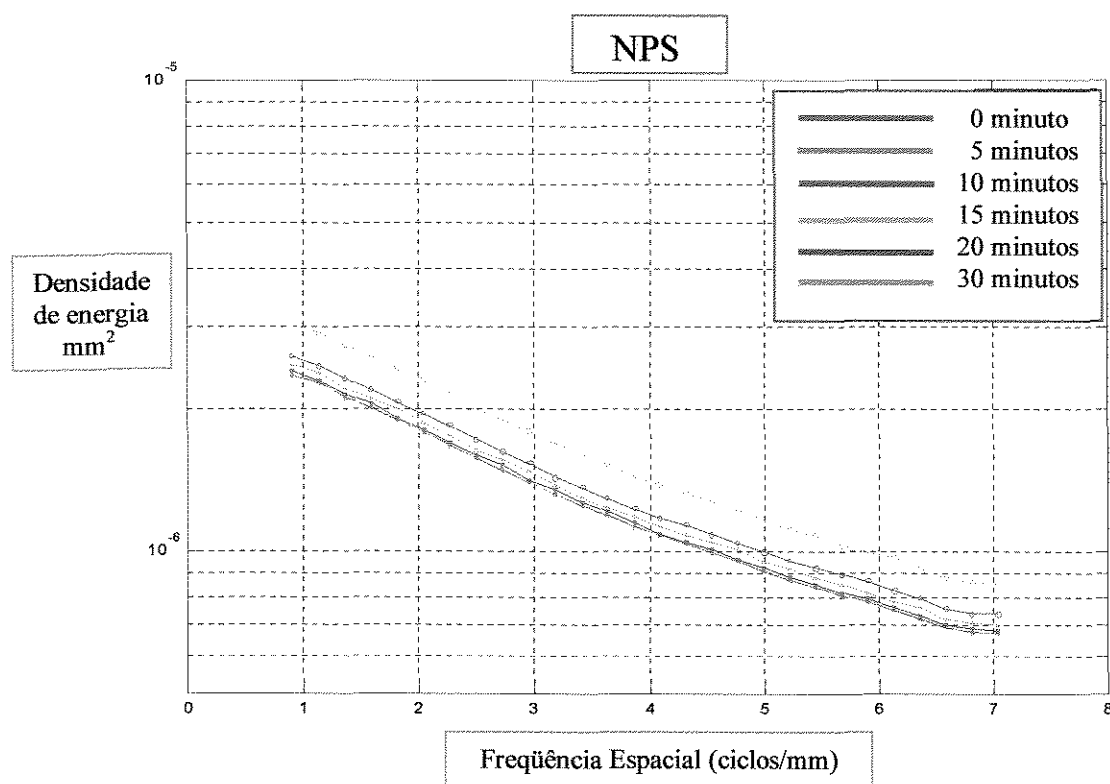


GRÁFICO 05 – Densidade Espectral de Ruído (NPS) do sistema Digora com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da lateral do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos .

Na figura 6, vemos representado também um acréscimo do ruído da imagem para o sistema DenOptix quando da posição lateral dos sensores, sendo as condições iguais às usadas para o sistema Digora.

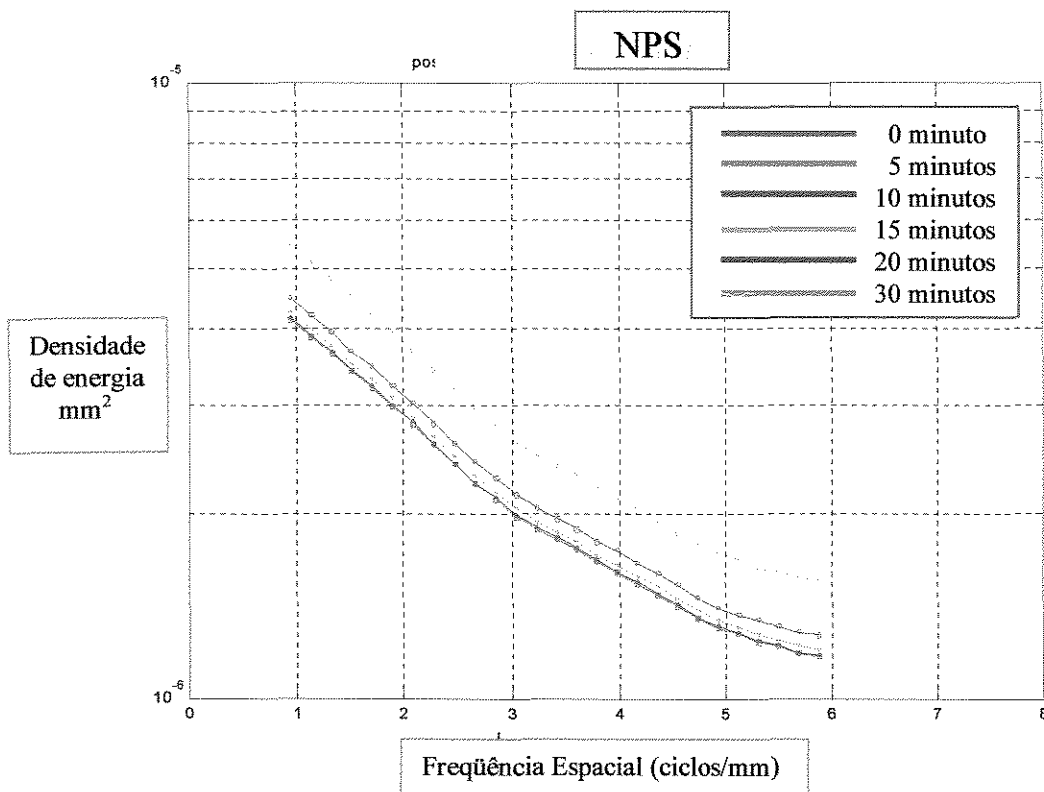


GRÁFICO 06 – Densidade Espectral de Ruído (NPS) do sistema DenOptix com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da lateral do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos .

Em relação à degradação da imagem digital proveniente da radiação do monitor do computador usado nos sistemas, pode-se observar um acréscimo do ruído com o decorrer do tempo de espera nas áreas selecionadas (frente e lateral do monitor). No entanto devemos ressaltar que este procedimento ainda não é considerado na rotina de controle de qualidade das imagens digitais, devendo-se a partir de agora, tomar as medidas cabíveis para evitar este acontecimento .

Nos gráficos 7 e 8 encontram-se os resultados do ruído da imagem para o sistema Digora e para o sistema DenOptix respectivamente, comparando os resultados quando os sensores foram posicionados na frente do monitor em relação àqueles posicionados lateralmente. Podemos observar que com o aumento do intervalo de tempo de espera nas devidas posições, os sensores posicionados lateralmente ao computador apresentavam um pequeno aumento na quantidade de ruído se comparados àqueles posicionados à frente da tela do monitor.

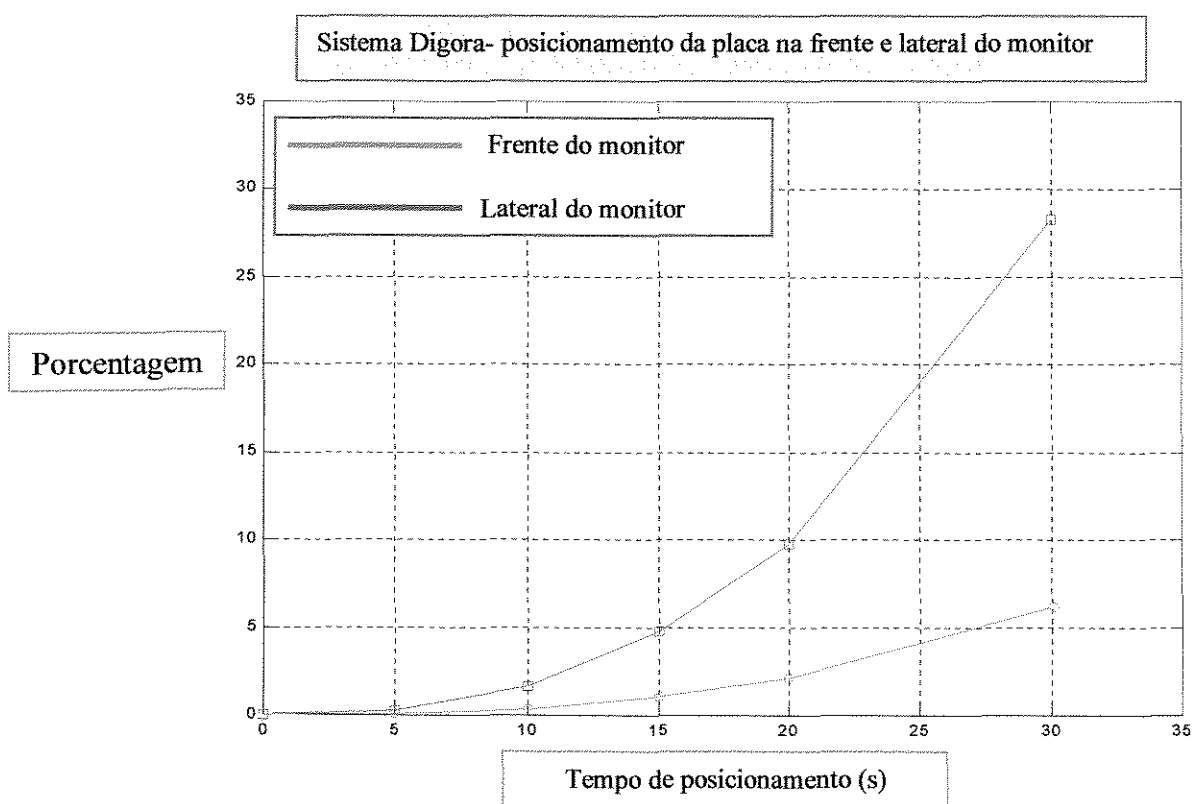


GRÁFICO 07 – Aumento percentual da Densidade Espectral de Ruído (NPS) do sistema Digora com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da frente e lateral do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos.

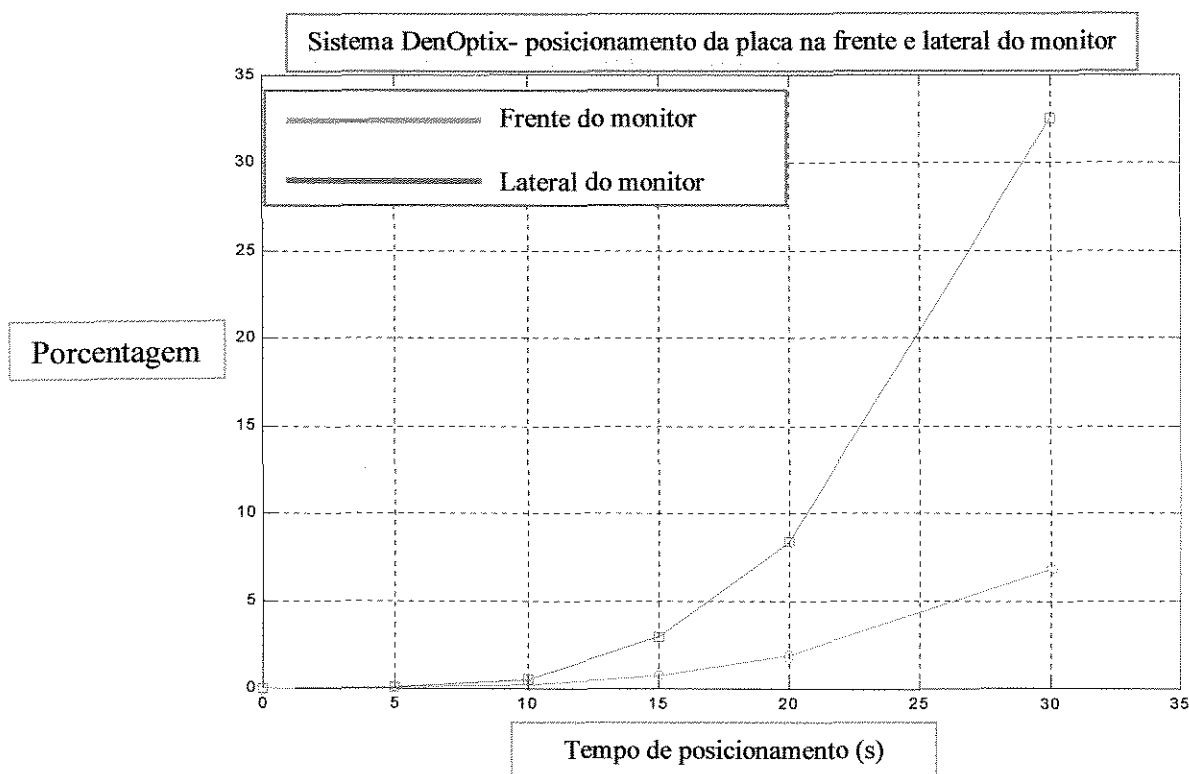


GRÁFICO 08 – Aumento percentual da Densidade Espectral de Ruído (NPS) do sistema DenOptix com sensores processados em ambiente escuro, logo após o posicionamento dos mesmos a uma distância de 10 cm da frente e lateral do monitor durante 5, 10, 15, 20 e 30 minutos.

Este resultado é intrigante, visto que dentro do mesmo tempo de espera e para o mesmo sistema há diferença de quantidade de ruído na imagem. Isso pode ser explicado pelo fato de que na frente dos monitores de vídeos modernos há uma proteção à radiação, filtrando-a, fato que não ocorre na porção lateral, sendo que a radiação de escape na frente do monitor se torna menor que a proveniente da lateral.

DESSENSIBILIZAÇÃO DOS SENSORES DO SISTEMA DENOPTIX

Com relação a esta segunda parte da nossa pesquisa, que é referente ao tempo necessário para a dessensibilização total dos sensores de placa de fósforo do sistema DenOptix e sabendo-se que o sistema possui um tambor que tem capacidade realizar a leitura de 29 sensores simultaneamente, agilizando assim, todo o processo de leitura das imagens digitais, mas perdendo pontos no apagamento das imagens que é muito demorado e pode ser considerado um fator de limitação do uso deste sistema. Com a diminuição do tempo de dessensibilização e promovendo o aumento da reutilização dos sensores, pode-se tornar o DenOptix um serviço viável e mais econômico.

Assim sendo, uma alternativa é estabelecer o menor tempo de dessensibilização dos sensores em relação à dose utilizada e à intensidade da luz do negatoscópio em uso.

Por meio dos nossos resultados, foi possível observar, que pode-se determinar um tempo alternativo de dessensibilização dos sensores, com conseqüente economia de tempo e aumento da viabilidade de se utilizar este sistemas nas clínicas de diagnóstico por imagem.

Nos gráficos 9 e 10, podemos notar que a relação entre tempo de apagamento e a intensidade da luz dos negatoscópios apresenta-se com uma característica linear e que a relação do tempo de apagamento e a potência luminosa dos negatoscópios apresenta-se com uma característica logarítmica, sendo ambas, obtidas dentro de uma dose constante de exposição empregada, que em nosso experimento foi de 840 μGy . Observa-se que quanto mais intensa

a luz proveniente do negatoscópio, menor é o tempo necessário para a dessensibilização.

MENIG em seu estudo em 1999, fez uma explanação sobre o funcionamento do sistema DenOptix, onde também é citado o procedimento de dessensibilização dos sensores de placa de fósforo. Nesse trabalho, o autor sugere a colocação do mesmo num negatoscópio por 2 minutos para que a imagem residual seja removida, sem considerar entretanto, a intensidade de luz do negatoscópio utilizado e a dose de radiação empregada.

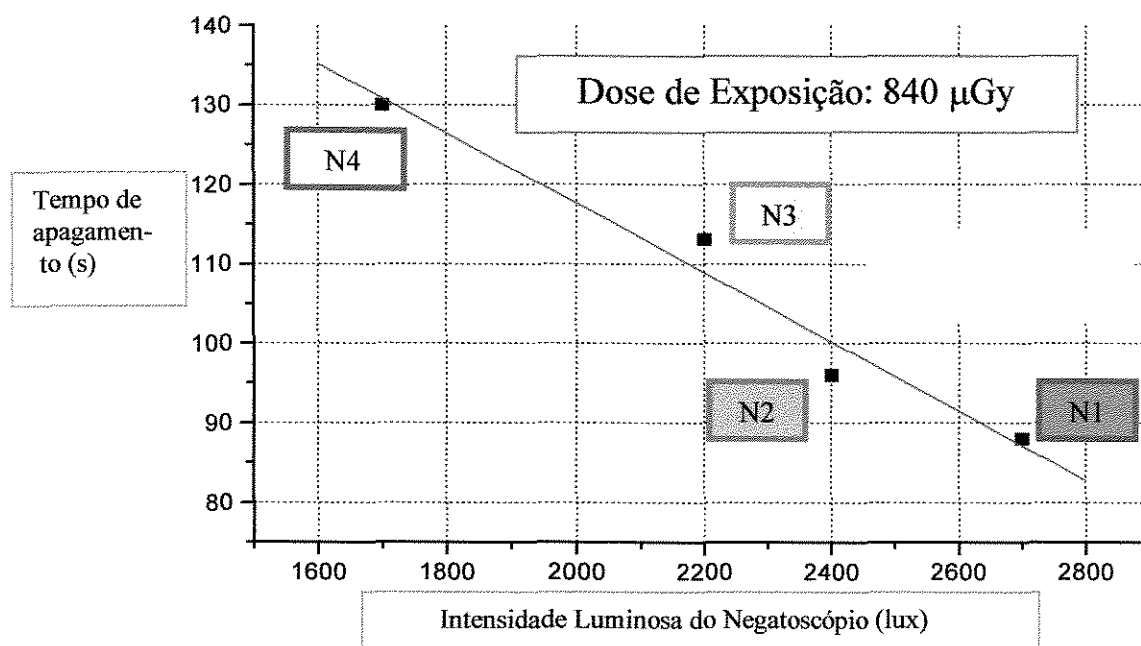


GRÁFICO 9: Relação do tempo de dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix em função da intensidade luminosa de 4 negatoscópios distintos, expostos a uma dose constante de 840 μ Gy.

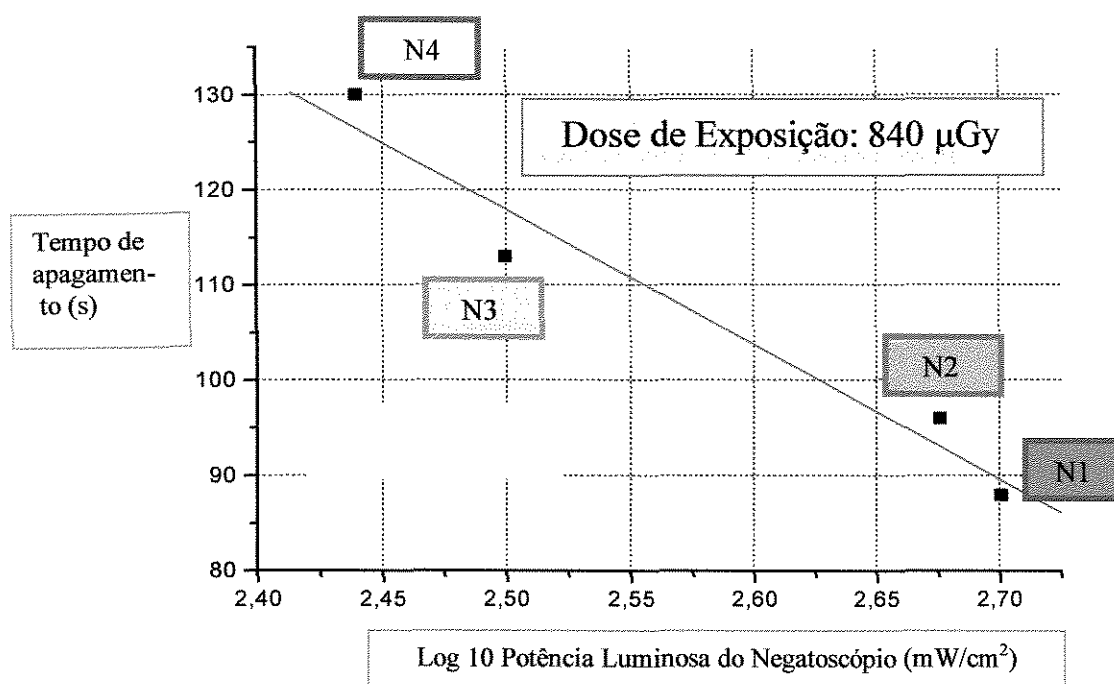


GRÁFICO 10: Relação do tempo de dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix em função do logaritmo potência luminosa de 4 negatoscópios distintos, expostos a uma dose constante de 840 μGy .

Na tabela seguinte, encontram-se as características dos negatoscópios utilizados. Notamos que o negatoscópio N1, com 2700 lux de intensidade de luz necessita de 88 segundos para a dessensibilização total da imagem e para o negatoscópio N4, com 1700 lux, são necessários 130 segundos de tempo de dessensibilização. Assim sendo, fica claro que há uma relação inversamente proporcional entre intensidade de luz e/ou potência luminosa dos negatoscópios e o respectivo tempo de dessensibilização dos sensores.

Negatoscópio	Intensidade da luz (Lux)	Potência Luminosa (mW/cm ²)	Tempo de Dessensibilização (s)
N1 (fluorescente)	2700	502	88
N2 (backlight)	2400	474	96
N3 (backlight)	2200	316	113
N4 (fluorescente)	1700	275	130

TABELA1: Características individuais dos negatoscópios utilizados nesta pesquisa.

No gráfico 11, tomando-se como exemplo o negatoscópio 3, pode-se observar o tempo de dessensibilização do sensor do sistema em estudo em relação à dose de radiação empregada sobre o mesmo e assim podemos concluir que quanto maior a dose, maior também será o tempo gasto na dessensibilização do mesmo para que este esteja apto a ser reutilizado sem que haja imagem residual.

No manual do fabricante (DENOPTIX User Manual, 1997), ainda sem considerar a dose empregada no sensor, são fornecidas algumas informações das condições para que se proceda a dessensibilização dos sensores. Primeiramente, vem descrito que deve-se medir a intensidade de luz do negatoscópio e que negatoscópios de luz fluorescente, possuem intensidade de luz compreendida entre 1000 e 5000 lux. Esses dados conferem com o nosso trabalho pois os dois negatoscópios compostos por esse tipo de luz tinham intensidade de 1700 e 2700 lux.

Segundo o fabricante, com 1000 lux, a imagem pode ser apagada em 1 minuto e com 2000 lux ou mais, 30 segundos são suficientes para este propósito. Nos nossos resultados, pudemos observar que com 30 segundos de dessensibilização em todos os negatoscópios usados, apesar de mínima, havia

ainda uma quantidade de imagem latente, sendo que a dessensibilização total das placas estão descritas na Tabela 1. Tomando-se como exemplo o negatoscópio N4, composto de luz fluorescente com intensidade de 1700 lux, tendo portanto intensidade maior que 1000 lux, o mesmo necessitou de 130 segundos para uma dessensibilização total da placa, ou seja, 2 minutos e 10 segundos para o total apagamento da imagem. O mesmo podemos observar em relação ao negatoscópio N1, também de luz fluorescente, com 2700 lux, onde o tempo resultante da dessensibilização total da placa foi de 88 segundo, sendo 1 minutos e 28 segundos. No manual do fabricante é sugerido ainda que em negatoscópios de luz fluorescente com intensidades superiores a 2000 lux, 30 segundos são suficientes para a dessensibilização. Podemos assim concluir que, com os tempos de apagamento estipulados no manual do fabricante, os operadores terão uma dessensibilização parcial da placa de fósforo com um mínimo de imagem latente, podendo este fator acarretar num acréscimo de ruído na mesma.

Com relação aos negatoscópios compostos por *backlight* usados neste trabalho, o manual do sistema DenOptix não faz qualquer citação para o emprego deste tipo de produção de intensidade de luz. Acreditamos nos que isso seja devido ao custo mais elevado desses negatoscópios, não sendo muito comum encontrá-los na prática clínica.

O manual ainda explana a respeito da luz solar, que pode exceder 70000 lux, e nesta intensidade seriam necessários 10 segundos para se apagar a imagem residual, mas o fabricante desaconselha esta conduta devido à grande variação desta fonte natural e dificuldade de se medir sua intensidade.

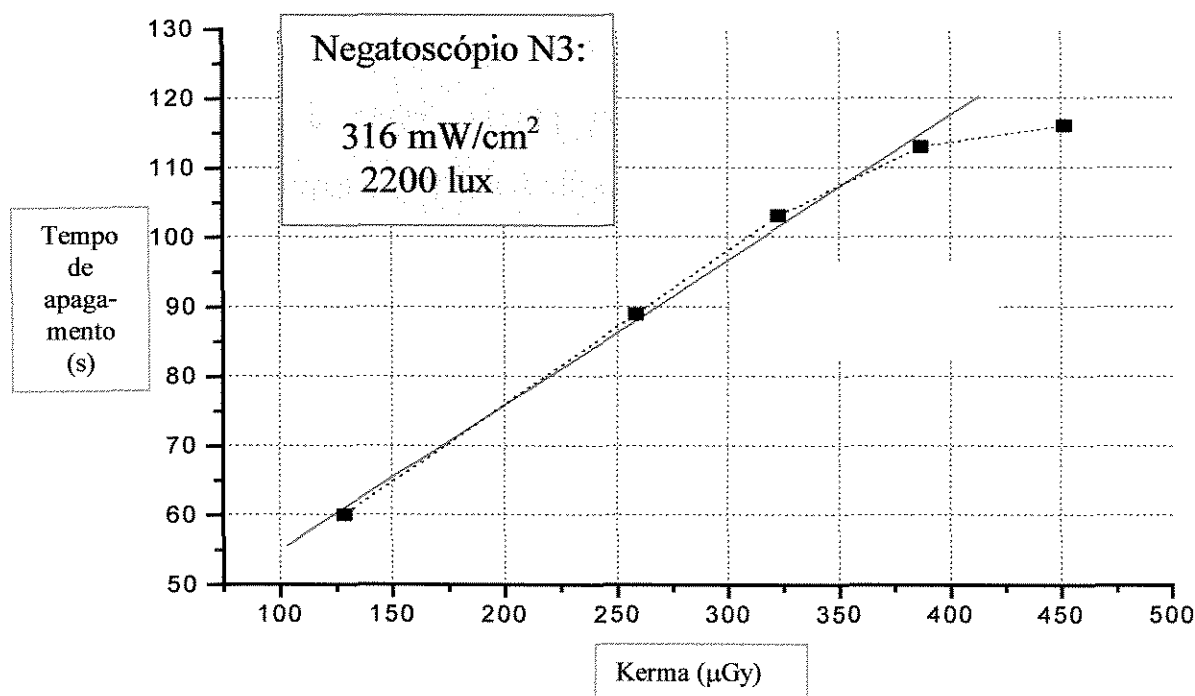


GRÁFICO 11: Relação do tempo de dessensibilização dos sensores do sistema utilizando uma intensidade de luz de 2200 lux (N3) e doses de exposição variáveis.

Os gráficos 12, 13, 14 e 15, demonstram as características da dessensibilização da imagem nos quatro negatoscópios utilizados. Podemos observar que a imagem vai desaparecendo gradativamente com um decréscimo exponencial adequado ao processo e quando a linha se torna constante, significa que a imagem já pode ser considerada quase que totalmente apagada. Nesse caso, em todos os negatoscópios estudados as imagens podem ser consideradas apagadas com 30 segundos de exposição à luz, o que confirma as informações contidas no manual do fabricante.

Na tabela 2, encontram-se os valores da intensidade do sinal com o decorrer do tempo de exposição das placas frente à luz dos quatro negatoscópios testados. Por esta tabela, podemos observar que mesmo após 30 segundos de exposição ao negatoscópio, todas as placas ainda apresentavam um mínimo de sinal ou imagem latente e que este sinal variou de acordo com a intensidade de luz do negatoscópio usado.

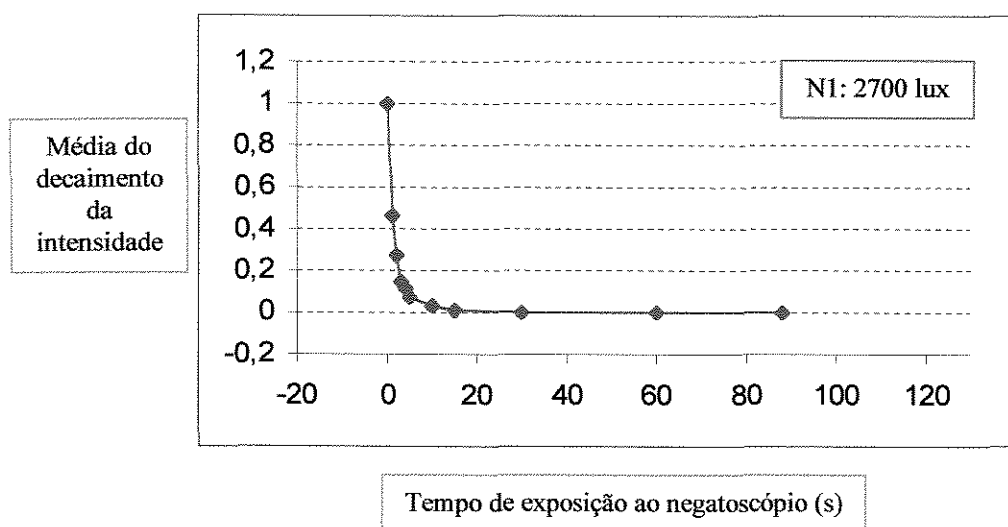


GRÁFICO 12: Característica da dessensibilização do sensor do sistema DenOptix, quando exposto ao negatoscópio N1 (2700 lux)- tempo total de dessensibilização: 88 segundos.

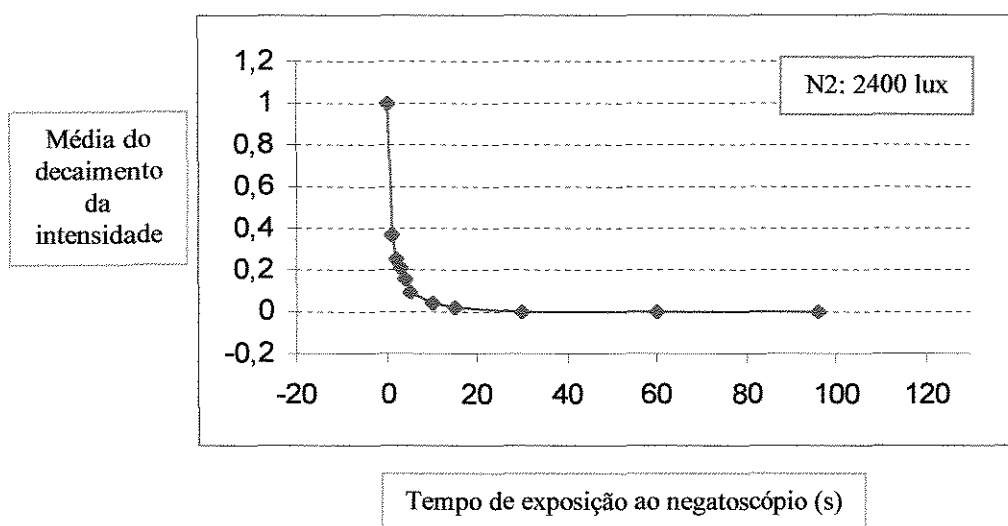


GRÁFICO 13: Característica da dessensibilização do sensor do sistema DenOptix, quando exposto ao negatoscópio N2 (2400 lux)- tempo total de dessensibilização: 96 segundos.

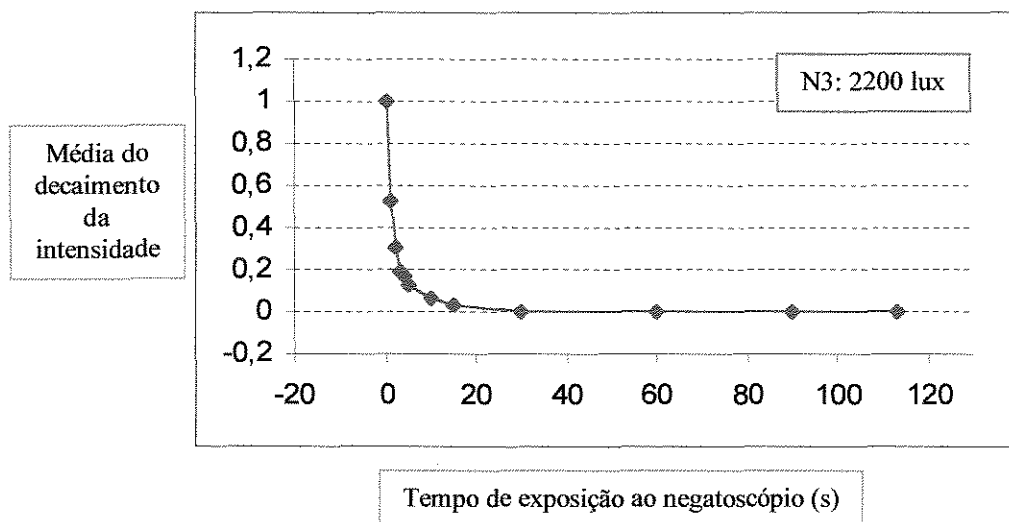


GRÁFICO 14: Característica da dessensibilização do sensor do sistema DenOptix, quando exposto ao negatoscópio N3 (2200 lux)- tempo total de dessensibilização: 113 segundos.

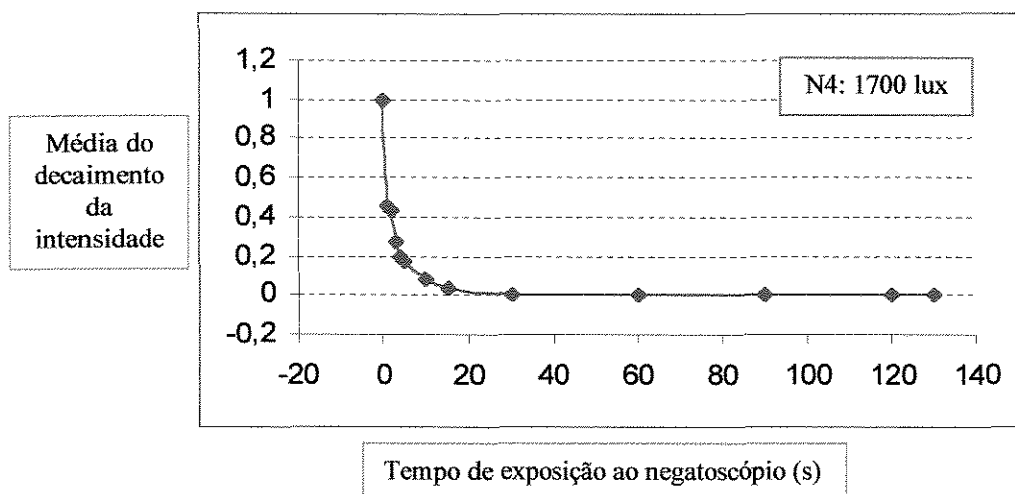


GRÁFICO 15: Característica da dessensibilização do sensor do sistema DenOptix, quando exposto ao negatoscópio N4 (1700 lux)- tempo total de dessensibilização: 130 segundos

Tempo de dessensibilização (s)	N1	N2	N3	N4
0	1	1	1	1
1	0,46106	0,37168	0,53097	0,45045
2	0,27434	0,25664	0,30973	0,43243
3	0,15044	0,21239	0,19469	0,27928
4	0,11504	0,15929	0,16814	0,1982
5	0,07735	0,0915	0,12389	0,17117
10	0,03195	0,04425	0,06195	0,08108
15	0,0092	0,01637	0,03407	0,04189
30	0,00123	0,00175	0,00212	0,00405
60			6,85E-05	9,01E-05
88	0			
96		0		
113			0	
130				0

TABELA 2: Valores dos sinais de intensidade para os quatro negatoscópios usados na dessensibilização dos sensores do sistema DenOptix.

No gráfico 16, observamos a média do processo de dessensibilização para todos os negatoscópios estudados e os mesmos apresentaram um comportamento exponencial decrescente. Neste caso, num mesmo tempo de dessensibilização, a variação da média do decaimento da intensidade vai depender da intensidade da luz do negatoscópio.

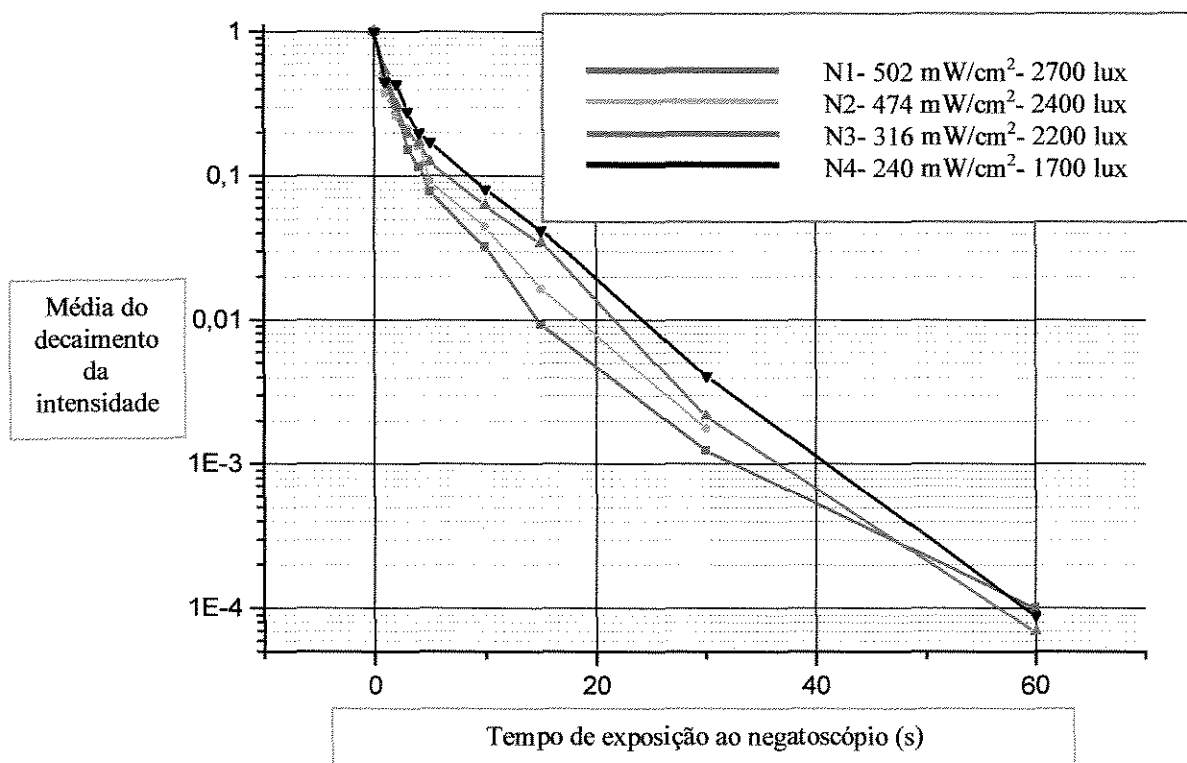


GRÁFICO 16: Análise geral da média da dessensibilização nos quatro negatoscópios. Decaimento da intensidade média de imagens uniformes no sensor em intervalos inferiores ao tempo de dessensibilização nos negatoscópios utilizados.

Assim, podemos constatar que, sabendo-se a dose que vai incidir sobre o sensor e a intensidade da luz do negatoscópio que vai ser empregado para dessensibilizar, pode-se calcular o tempo requerido para esta finalidade, diminuindo assim, o tempo oneroso dentro do procedimento de aquisição das imagens digitais por meio deste sistema. Com esses dados, podemos descartar qualquer dúvida que possa surgir sobre a dessensibilização ou não do sensor, podendo esse ser utilizado novamente com sucesso para a obtenção de imagens de alta qualidade de diagnóstico .

ANÁLISE SUBJETIVA DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS

Em 1996, BORG & GRÖNDAHL citaram que embora a análise subjetiva da qualidade da imagem não deva corresponder totalmente às necessidades clínicas do diagnóstico, ela pode ser usada como parâmetro para um estudo comparativo entre os sistemas. Isto é particularmente verdadeiro, quando os avaliadores são instruídos a observar o qualidade do diagnóstico das imagens e não a estética das mesmas. Neste presente trabalho, os profissionais analisaram as imagens e a qualidade das informações nelas contidas. Vários estudos realizaram análise subjetiva da imagem na comparação entre sistemas digitais e destes com os filmes radiográficos. BORG & GRÖNDAHL (1996) descreveram que o sistema Digora possui uma qualidade de imagem na análise subjetiva superior ao filme E-speed quando usadas altas doses de exposição, permitindo medidas endodônticas seguras mesmo quando usadas baixas doses de exposição. Em 1997, BORG *et al.* afirmaram, após análise subjetiva, que as

imagens digitais obtidas pelos sistemas Sens-A-Ray e Digora eram comparáveis com as imagens obtidas por meio de filmes radiográficos e que poderia ser usado menor tempo de exposição. BORG *et al.* em 1998, avaliando a habilidade dos observadores numa análise subjetiva para detectar reabsorções radiculares usando o sistema digital Digora e o filme E-speed Plus concluíram que os sistemas digitais têm um desempenho tão bom quanto a radiografia convencional, resultados estes também encontrados nos trabalhos de KASHIMA (1995), TOSONI (1998) e SANTOS (1999). FREDERIKSEN (1995) afirmou que o filme radiográfico e os sistemas digitais intra-buciais têm deficiências similares na eficácia das mensurações.

HOLTZMANN *et al.* (1998) comparando filmes radiográficos D-speed, E-speed e o sistema digital Digora, concluíram que o diagnóstico subjetivo de detecção de patologias periapicais eram equivalentes em todas as modalidades. Ainda dentro das análises subjetivas, MØYSTAD *et al.* (1996) estudaram e compararam a manipulação das imagens digitais com os resultados obtidos por meio de filmes radiográficos E-speed na detecção de cáries proximais, concluindo que com o sistema Digora tem-se um realce ou otimização das imagens, melhorando a detecção das cáries quando comparado com as imagens do filme radiográfico, resultados também encontrado por VERSTEEG *et al.* (1997), GOTFREDSEN *et al.* (1996) e WENZEL & GRÖNDAHL (1996).

HUYSMANS *et al.* (1997) testaram o rendimento da redução da dose de exposição para o sistema Digora em relação ao filme E-speed em relação à detecção de cáries oclusais e por meio de análise subjetiva, concluíram que o diagnóstico não era prejudicado se houvesse uma redução da dose de radiação

em relação ao filme E-speed. VERSTEEG *et al.* (1997) estudando profundidades de cáries proximais, observaram que estas eram sub-estimadas em imagens digitais obtidas por sensores de placa de fósforo quando comparadas ao filme Kodak Ektaspeed Plus. GANZERLI (2001) também estudou a detecção de cáries oclusais e proximais utilizando os sistemas Digora, DenOptix e filme convencional e concluiu que não havia diferença estatística significativa entre os três sistemas de obtenção de imagem e que os mesmos apresentaram diferença quando comparados com a microscopia óptica.

CEDERBERG *et al.* (1998), ainda fazendo a comparação entre sistema digital (Digora) e filme radiográfico (E-speed Plus) em relação à mensurações de limas endodônticas e comprimento das raízes numa análise subjetiva com quatro avaliadores, afirmaram que os resultados do sistema digital são mais confiáveis quando se fala em comprimento de limas, principalmente quando estas são delgadas e têm rendimento similares na medida do comprimento das raízes. Já SCHMAGE *et al.* (1997) concluíram em seu trabalho que os sistemas digitais têm qualidade de imagem aceitável para propósitos endodônticos, mas não mostram a mesma resolução e nitidez quando comparados com o filme convencional. HAITER *et al.* (2000) desenvolveram um trabalho com o sistema DenOptix em relação as suas diferentes resoluções (150, 300 e 600 dpi) e realizando uma análise subjetiva das imagens e concluíram que as imagens em 300 dpi são melhores para a mensuração de limas endodônticas, sendo comparáveis com as de 600 dpi, porem possuindo melhor qualidade de imagem que as de 150 dpi.

Mais recentemente, HAITER NETO *et al.*, 2000 e BORG *et al.*, 2000, comparam a qualidade das imagens dos sistemas digitais Digora e DenOptix, apresentando-se o primeiro com qualidade radiográfica geral superior ao segundo, resultados que contrariam os de KITAGAWA *et al.*(2000) que encontraram no conjunto DenOptix /BAS 300 melhor qualidade de imagem. No presente trabalho, segundo a análise subjetiva, a qualidade radiográfica geral das imagens dos sistemas Digora e DenOptix foi considerada equivalente para ambos os sistemas. Esses resultados são semelhantes aos encontrados por FLORES (2001) e OLIVEIRA (2001) que observaram que sistemas com o mesmo princípio de fóton-detector, têm uma forte tendência de similaridade de comportamento tanto ao nível de análise subjetiva como objetiva.

A prancha 1 representa as imagens obtidas pelo sistema DenOptix, em ambiente escuro, com o monitor ligado e com a luz ambiente acesa respectivamente.

A prancha 2 representa as imagens obtidas pelo sistema DenOptix com os sensores colocados à frente do monitor nos tempos de espera de 5 a 30 minutos e a prancha 3 estão os resultados quando os sensores foram colocados lateralmente ao monitor com os respectivos tempos de espera.

Na prancha 4, podemos observar as imagens obtidas pelo sistema Digora, nas três condições de luz ambiente citadas anteriormente (ambiente escuro, com o monitor ligado e com a luz ambiente acesa respectivamente).

Na prancha 5, estão as imagens obtidas pelo sistema Digora com os sensores colocados à frente do monitor nos tempos de espera de 5 a 30 minutos e as imagens obtidas quando os sensores foram colocados lateralmente ao

monitor com os respectivos tempos de espera para o mesmo sistema, podem ser vistas na prancha 6.

Na análise subjetiva das imagens digitais desta pesquisa, os avaliadores não encontraram qualquer diferença entre as imagens nas diferentes condições utilizadas e todas as interpretações foram realizadas com a luz ambiente apagada mesmo de posse do trabalho de CEDERBERG *et al.* (1998) onde os autores realizaram a detecção de lesões proximais em imagens do sistema Digora e filmes D-speed e E-speed com a luz do ambiente acesa e apagada e não encontraram nenhuma diferença significativa em relação à iluminação ambiente. Ainda CEDERBERG *et al.* (1999), desenvolveram um estudo sobre a influência do monitor do computador no desempenho dos avaliadores quando analisavam imagens do sistema Digora, concluindo que não houve diferença estatisticamente significativa entre os vários tipos de monitores. Em nossa pesquisa, os avaliadores interpretaram todas as imagens no mesmo monitor e não usou-se compressão das mesmas, sendo estas armazenadas em formato TIFF. Isso se deve ao fato que, segundo JANHOM *et al.* (1999) a compressão acima do nível 27, poderia deteriorar a imagem. No entanto JANHOM *et al.* (2000) estudando a relação entre o ruído e a compressão das imagens, descreveram que a compressão JPEG 27 e 53 podem reduzir alguns dos efeitos adversos do ruído pela remoção das altas frequências espaciais, mas que a compressão maior pode afetar a habilidade em se detectar pequenos detalhes. Ainda VERSTEEG *et al.* (1997), afirmaram que a redução do tamanho das imagens pode causar a perda de informações importantes para o diagnóstico, mas se for por uma boa causa, como a transmissão ou arquivamento das

imagens, pode-se usar a compressão até o momento que a qualidade da imagem não seja prejudicada.

9- PRANCHAS CLÍNICAS

PRANCHA 1 : IMAGENS DO SISTEMA DENOPTIX



Imagem do sistema DenOptix.
Leitura realizada em ambiente escuro.



Imagem do sistema DenOptix.
Leitura realizada em ambiente com o monitor do computador ligado.



Imagem do sistema DenOptix.
Leitura realizada em ambiente com a luz ambiente acesa.

PRANCHA 2 : IMAGENS DO SISTEMA DENOPTIX -FRENTE DO MONITOR



Imagem exposta à frente
do monitor com 5 minutos de
intervalo de espera.

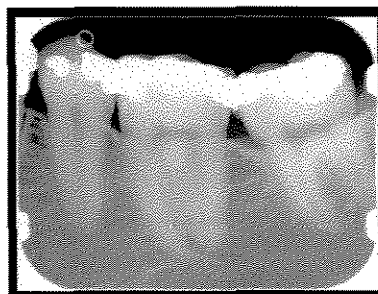


Imagem exposta à frente
do monitor com 10 minutos de
intervalo de espera.

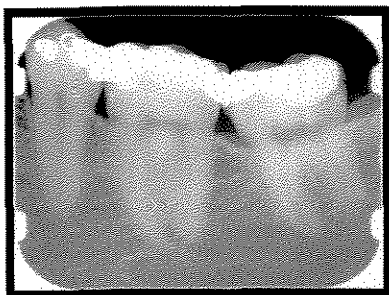


Imagem exposta à frente
do monitor com 15 minutos de
intervalo de espera.

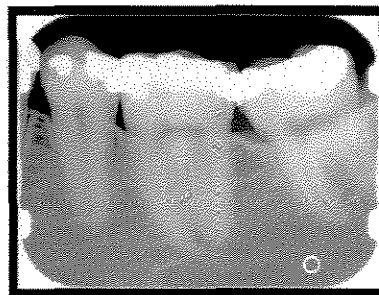


Imagem exposta à frente
do monitor com 20 minutos de
intervalo de espera.

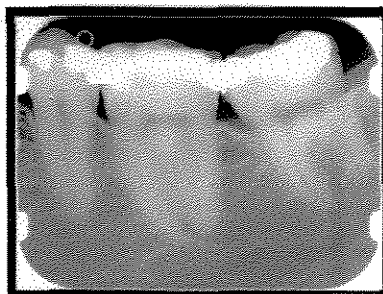


Imagem exposta à frente
do monitor com 30 minutos de
intervalo de espera.

PRANCHA 3 : IMAGENS DO SISTEMA DENOPTIX -LATERAL DO MONITOR

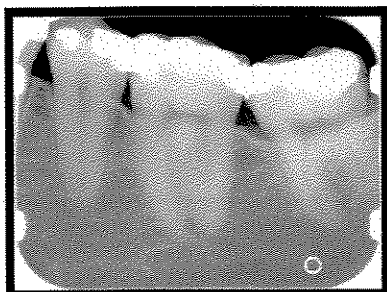


Imagem exposta à lateral do monitor com 5 minutos de intervalo de espera.

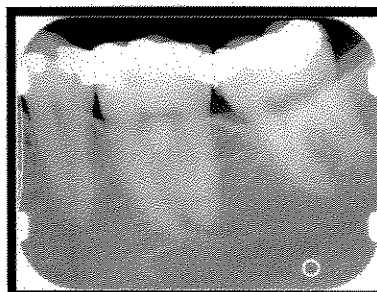


Imagem exposta à lateral do monitor com 10 minutos de intervalo de espera.



Imagem exposta à lateral do monitor com 15 minutos de intervalo de espera.

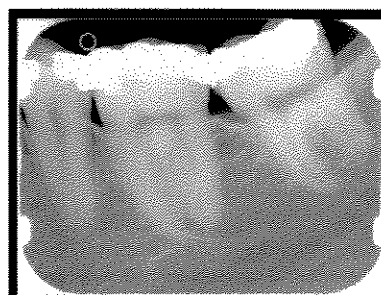


Imagem exposta à lateral do monitor com 20 minutos de intervalo de espera.



Imagem exposta à lateral do monitor com 30 minutos de intervalo de espera.

PRANCHA 4 : IMAGENS DO SISTEMA DIGORA



Imagem do sistema Digora.
Leitura realizada em ambiente escuro.



Imagem do sistema Digora
Leitura realizada em ambiente com o monitor do computador ligado.

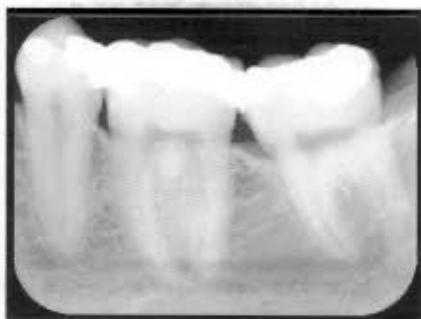


Imagem do sistema Digora.
Leitura realizada em ambiente com a luz ambiente acesa.

PRANCHA 5 : IMAGENS DO SISTEMA DIGORA -FRENTE DO MONITOR



Imagem exposta à frente
do monitor com 5 minutos de
intervalo de espera.



Imagem exposta à frente
do monitor com 10 minutos de
intervalo de espera.



Imagem exposta à frente
do monitor com 15 minutos de
intervalo de espera.



Imagem exposta à frente
do monitor com 20 minutos de
intervalo de espera.



Imagem exposta à frente
do monitor com 30 minutos de
intervalo de espera.

PRANCHA 6 : IMAGENS DO SISTEMA DIGORA-LATERAL DO MONITOR

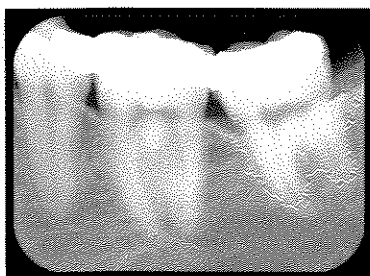


Imagem exposta à lateral
do monitor com 5 minutos de
intervalo de espera.

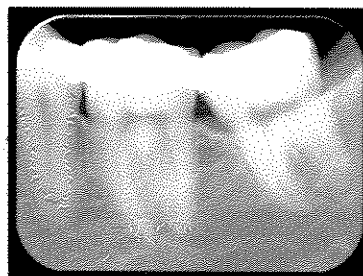


Imagem exposta à lateral
do monitor com 10 minutos de
intervalo de espera.

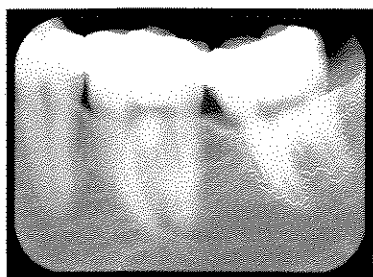


Imagem exposta à lateral
do monitor com 15 minutos de
intervalo de espera.

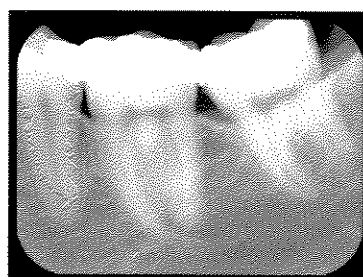


Imagem exposta à lateral
do monitor com 20 minutos de
intervalo de espera.

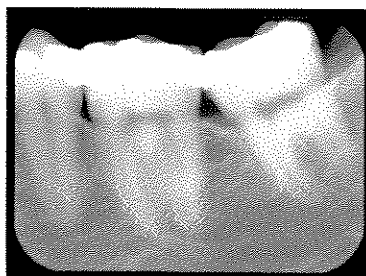


Imagem exposta à lateral
do monitor com 30 minutos de
intervalo de espera.

10 - CONCLUSÕES

A análise dos resultados obtidos no presente trabalho e com base na metodologia empregada permitiu-nos concluir que:

- O sistema Digora apresentou-se com menor intensidade de ruído em relação ao sistema DenOptix;
- O sistema Digora não sofreu influência do ruído na imagem quando seu sensor foi processado em ambiente com diferentes intensidades de luz; já o sistema DenOptix apresentou um acréscimo no ruído da imagem quando seus sensores foram processados em ambiente com a luz acesa;
- Quanto ao posicionamento dos sensores na frente e lateral do monitor do computador, ambos os sistemas apresentaram um acréscimo do ruído na imagem e este ruído aumentou com o decorrer do tempo de espera na determinada posição, sendo que o posicionamento na lateral do monitor proporcionou um acréscimo maior do ruído na imagem;
- Em relação ao tempo de dessensibilização das placas do sistema DenOptix, ficou claro que este fator depende de dois outros, que são a dose de radiação empregada sobre a placa e a intensidade da luz do negatoscópio;

- Em imagens da peça macerada, ficou evidente que o ruído adicional que as placas foram submetidas neste trabalho, não alterou a qualidade clínica das mesmas, não influenciando na interpretação.

11- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1- ALVARES, A. L.G., L.C., TAVANO, O., FREITAS, J. A.S. Estudo comparativo entre alguns materiais como substitutos para o tecido mole, no que se concerne à absorção de raios X e emissão de radiação secundária. **Estomat Cult**, Bauru, v. 3, n. 2, p. 153-166, jul/dez. 1969.
- 2- ARAKI, K., ENDO, A., OKANO, T. An objective comparison of four intra-oral radiographic systems: sensitometric properties and resolution. **Dentomaxillofac Radiol.**, Goteborg, v.29, n. 2, p.76-80, Mar. 2000.
- 3- BORG, E., GRÖNDAHL, H-G. 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.**, Goteborg, v.25, n.2, p.82-88, Apr. 1996.
- 4- BORG, E., GRÖNDAHL, H-G. Endodontic measurements in digital radiographs acquired by a photostimulable, storage phosphor system. **Endod Dent traumatol**, Copenhagen, v.12, n. 1, p.20-24, Feb. 1996.
- 5- BORG, E., GRÖNDAHL, K., GRÖNDAHL, H-G. Marginal bone level buccal to mandibular molars in digital radiographs from charge-coupled device and storage phosphor systems. **J Clin Periodontol**, Copenhagen, v.24, n. 5, p.306-312, May 1997.
- 6- BORG, E. *et al.* Film and digital radiography for detection of simulated root resorption cavities. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.86, n. 1, p.110-114, July 1998.
- 7- BORG, E., ATTAELMANAN, A., GRÖNDAHL, H-G. Image plate systems differ in physical performance. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.89, n.1, p.118-124, Jan.

* De acordo com a NBR 6023, de agosto de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o Medline.

2000.

- 8- BORG, E., ATTAELMANAN, A., GRÖNDAHL, H-G. Subjective image Quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for intra-oral radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteberg, v.29, n.2, p.70-75, Mar. 2000.
- 9- BRETTLE, D.S. *et al.* The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography. **Br J Radiol**, London, v.69, n. 819, p.256-261, Mar. 1996.
- 10- CEDERBERG, R. A. *et al.* Effect of different background lighting conditions on diagnostic performance of digital and film images. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.27, n. 5, p.293-297, Sep. 1998.
- 11- CEDERBERG, R. A. *et al.* Endodontic working length assessment. . **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.85, n. 3, p.325-328, Mar. 1998.
- 12- CEDERBERG, R. A. *et al.* Influence of the digital image display monitor on observer performance. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.28, n.4, p.203-207, July 1999.
- 13- COWEN, A . R., WORKMAN, A ., PRICE, J. S. Physical aspects of photostimulable phosphor computed radiography. **Br J Radiol**, London, v. 66, n. 784, p. 332-345, April 1993.
- 14- DENOPTIX **User Manual And Installation Guide**. Gendex Dental Systems, Milan, Italy, 1997.
- 15- DIGORA **Instruction Manual**, Soredex, Finlândia, 1994.
- 16- FLORES, M. E. . **Avaliação de radiopacidade de resinas compostas em quatro sistemas digitais e em filme convencional**. Piracicaba, 2001. Dissertação (Doutorado)- Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

- 17- FREDERIKSEN, N. L. Diagnostic imaging in dental implantology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n. 5, p.540-554, Nov. 1995.
- 18- GANZERLI, A. S. R. **Avaliação interexaminadores no diagnóstico radiográfico de cáries proximais e oclusais, utilizando imagens convencionais e digitais**. Piracicaba, 2001. Dissertação (Mestrado)-Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 19- GOTFREDSEN, E., WENZEL, A., GRÖNDAHL, H-G. Observers' use of image enhancement in assessing caries in radiographs taken by four intra-oral digital systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteberg, v.25, n.1, p.34-38, Jan. 1996.
- 20- HAITER, C. *et al.* Can diferents resolution affect the digital radiographic image quality? **J Dent Res.- The IADR 78^o General Session & Exhibition**, Washington, v. 79, Special Issue, p. 455, Apr. 2000.
- 21- HAITER NETO, F. *et al.* Estudo comparativo de dois sistemas radiográficos digitais de armazenamento de fósforo. **Pesquisa Odontológica Brasileira- 17^o Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica-SBPqO**, Águas de Lindóia, v.14, p. 130, Suplemento 2000.
- 22- HAYAKAWA, Y. *et al.* Intraoral radiographic storage phosphor image mean pixel values and sinal-to-noise ratio. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.86, n.5, p. 601-605, Nov. 1998.
- 23- HILDEBOLT, C.F. *et al.* A comparison of the response of storage phosphor and film radiography to small variations in X-ray exposure. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteberg, v.26, n. 3 p.147-151, Jan. 1997.
- 24- HOLTZMANN, D. J. *et al.* Storage-phosphor computed radiography

- versus film radiography in the detection of pathologic periradicular bone loss in cadavers. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.86, n. 1, p.90-97, July 1998.
- 25- HUDA, W. *et al.* Comparison of a photostimulable phosphor system with film for dental radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.83, n. 6, p.725-731, June 1997.
- 26- HUYSMANS, M.C.D.N.J.M., HINTZE, H., WENZEL, A. Effect of exposure time on in vitro diagnosis using the Digora system. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.105, n. 1, p.15-20, Feb. 1997.
- 27- JANHOM, A. *et al.* Effect of noise on the compressibility and diagnostic accuracy for caries detection of digital bitewing radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteberg, v.28, n. 1 p.6-12, Jan.1999.
- 28- JANHOM, A, VAN DER STELT, P. F., VAN GINKEL, F. C. Interaction between noise and file compression and its effect on the recognition of caries in digital imaging. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteberg, v.29, n. 1, p.20-27, Jan. 2000.
- 29- KASHIMA, I. Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.80, n. 5, p.577-598, Nov. 1995.
- 30- KITAGAWA, H. *et al.* Comparison of three intra-oral storage phosphor Systems using subjective image quality. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteberg, v.29, n. 5, p.272-276, Sept. 2000.
- 31- KÜNZEL A., BENZ C. Noise in digital dental radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteberg, v.26, n. 5, p.279-280, Sept.1997.
- 32- LIM, K.F., LOH, E.E-M., HONG,Y.H. Intra-oral computed radiography an in vitro evaluation. **J Dent**, Oxford, v.24, n.5, p.359-364, Sep.1996.

- 33- LUOSTARINEN, T. *et al.* Comparison of intra-oral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.24, n. 2, p.92-93, May 1995.
- 34- MENIG, J. J. The DenOptix digital radiographic system. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 37, n. 7, p. 407-410, July 1999.
- 35- MØYSTAD, A. *et al.* Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.4, p.202-206, Sep.1996.
- 36- OLIVEIRA, A. E. F. **Avaliação da qualidade da imagem, sensibilidade e escala dinâmica de cinco sistemas radiográficos intrabucais: Sens-A-Ray, CDR, Digora, Filme-Base e Filme Digitalizado.** Piracicaba, 1999. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 37- OLIVEIRA, A. E. F. **Estudo comparativo das análises subjetiva e objetiva de quatro sistemas radiográficos digitais intrabucais.** Piracicaba, 2001. Dissertação (Doutorado)- Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 38- SANTOS, J.C.B. **Avaliação de três métodos radiográficos (periapical, panorâmico e sistema digital) no diagnóstico de lesões periapicais produzidas artificialmente.** Piracicaba, 1999. 129p. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 39- SCHMAGE, P. *et al.* Diagnostic accuracy of in vitro digital radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n. 5, p.274-275, Sept. 1997.
- 40- STAMATAKIS, H. C., WELANDER, U., McDAVID, W.D. Physical properties of a photostimulable phosphor system for intra-oral radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.29, n. 1, p.28-34,

Jan. 2000.

- 41- SEWELL, C. M. D., PEREIRA, M. F., VAROLI, O. J. Princípios de produção de imagem digitalizada. **RPG**, São Paulo, v. 4, n. 1, p. 55-58, 1997.
- 42- TOSONI, G. M. **Qualidade diagnóstica das imagens radiográficas convencional e digitais da cárie dentária**. Bauru, 1998. 175p. Tese (Doutorado)-Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 43- VALE, I.S. *et al.* Radiovisiografia: um novo sistema de imagem digital. **Rev Faculdade Odontol Lins**, Lins, v.8, n.2, p. 19-23, jul./dez. 1995.
- 44- VANDRE, R.H., WEBBER, R. L. Future trends in dental radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n.4, p.471-478, Oct. 1995.
- 45- VELDERS, X. L. *et al.* Dose reduction of two digital sensor systems measuring file lengths. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.81, n.5, p.607-612, May 1996.
- 46- VERSTEEG, C. H. *et al.* Impact of scale standardization on images of digital radiography systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg. v.26, n. 6, p.337-343, Nov. 1997.
- 47- VERSTEEG, C. H., SANDERINK, G. C. H., VAN DER STELT, P. F. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. **J Dent**, Oxford, v. 25, n. 3-4, p. 215-224, May-Jul. 1997.
- 48- VERSTEEG, K. H. *et al.* In vivo study of approximal caries depth on storage phosphor plate images compared with dental x-ray film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.84, n.2, p.210-213, Aug. 1997.
- 49- VERSTEEG, C. H. *et al.* Effects of calibration and automatic grayscale

- adjustment on detectability of simulated bone lesions using a storage phosphor system. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.27, n. 4, p.240-244, Jul. 1998.
- 50- WENZEL, A. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. **Tandlaegebladet**, Kobenhavn, v.95, n. 12, p.527-559, Sep.1991.
- 51- WENZEL, A., GRÖNDAHL, H.G. Direct digital radiography in the dental office. **Int Dent J**, London, v.45, n.1, p.27-34, Feb. 1995.
- 52- WENZEL, A. *et al.* Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and storage phosphor systems: an in vitro study. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteberg, v.24, n.4, p. 250-254, Nov. 1995.
- 53- WENZEL, A. *et al.* 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**, Saint Louis, v.81, n. 3, p.351-355, Mar. 1996.
- 54- WORKMAN, A., BRETTLE, D.S. Physical performance measures of radiographic imaging systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n. 3, p. 139-146, May 1997.