

MAURO GUILHERME DE BARROS QUIRINO MARTINS



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

PIRACICABA

2003

MAURO GUILHERME DE BARROS QUIRINO MARTINS

**ANÁLISE DE IMAGENS OBTIDAS POR PLACAS DE FÓSFORO DIGITAIS
SUBMETIDAS A DIFERENTES TEMPOS E CONDIÇÕES DE
ARMAZENAMENTO**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCEG 036/03
(PG. 07/07/2003)
Assinada do Orientador

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

Orientador: Prof. Dr. Francisco Haiter Neto

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Francisco Haiter Neto

Prof. Dr. Gilberto Aparecido Coclete

Profa. Dra. Solange Maria de Almeida

PIRACICABA

2003

UNIDADE	Be
Nº CHAMADA	UNICAMP
	M366a
V	EX
TOMBO BCI	54128
PROC.	124108
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	04/06/03
Nº CPD	

CM00185478-B

BIB ID 293048

Ficha Catalográfica

M366a

Martins, Mauro Guilherme de Barros Quirino.

Análise de imagens obtidas por placas de fósforo digitais submetidas a diferentes tempos e condições de armazenamento. / Mauro Guilherme de Barros Quirino Martins. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.

xii, 85f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Francisco Haiter Neto.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Radiografia dentária. 2. Sistemas digitais. 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.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 25 de Fevereiro de 2003, considerou o candidato MAURO GUILHERME DE BARROS QUIRINO MARTINS aprovado.

1. Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO

2. Prof. Dr. GILBERTO APARECIDO COCLETE

3. Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

200319350

Dedico este trabalho...

... A meus Pais, Pedro e Marilene, meus irmãos Pedro, Paulo, Marilene, Socorro, Miguel e Januário, por todo amor, carinho e pela presença constante em todos os momentos da minha vida.

Meu eterno amor

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, pelo seu profissionalismo, competência e pela participação ativa e direta neste passo importante a caminho do meu engrandecimento profissional, ensinando acima de tudo o compromisso necessário com a vida acadêmica, fatores primordiais na realização de um trabalho científico,

Meu eterno agradecimento.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, onde tive a oportunidade de dar um importante rumo ao crescimento científico e profissional.

Ao Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo, responsável pela Disciplina de Radiologia, durante o período de desenvolvimento deste trabalho de pesquisa, que sempre nos estimulou e colocou os recursos da Disciplina de Radiologia à nossa disposição.

À Profa. Dra. Solange Maria de Almeida, por estar sempre a nossa disposição e nos apoiar em nossas decisões acadêmicas.

Ao Prof. Dr. Agenor Montebello Filho, por todos os seus esclarecimentos acadêmicos durante nossa estada na FOP/UNICAMP.

Aos Profs. João Batista Sobrinho do Nascimento Neto, Luciane Farias de Araújo e Eric Whaites, pela amizade e incentivo a mim dispensados no momento da decisão do meu futuro profissional,

Meu eterno agradecimento.

Àqueles que, juntamente comigo, em horas de alegria ou de tristeza, souberam
amparar meu riso ou minha lágrima...

Maria Luiza Pontual, Raphael Aquilino, Karina Devito, Janaína Dantas e
Zenaide Gutierrez...

A amizade é uma das maiores riquezas.
O que realmente vale é saber que não estamos sós e sempre haverá alguém
para apertar a mão, aquecer nosso coração com sua presença.
Seja qual for o nível da amizade, desde que seja capaz de enriquecer a nossa
vida.
É precioso para mim nossa amizade.
Agradeço por sua amizade e espero da mesma forma, ser para vocês um ombro
amigo, sempre lado a lado.

**“Se um cair o outro levanta o seu companheiro. Mas ai do que estiver só,
pois caindo não haverá quem o levante”.**

Ec 4:10

Andréa Domingos, Ana Isabel Ortega e Deborah Freitas, que nas horas de necessidade não me faltaram com ajuda ou palavras de estímulo.

Aos meus colegas de mestrado André Costa, Flávio Viero, Laura Piseli, Márcia Spinelli, Nilson Pena, Patrícia Vizioli, Rosana Tanaka e Sérgio Lopes, pelos momentos saudáveis que compartilhamos durante o curso.

Aos funcionários da Disciplina de Radiologia Antônio, Bruna, Giselda, Raquel e Waldeck, pela amizade e disponibilidade em todos os momentos durante minha estada na Disciplina.

Ao Yázigi Internexus, pela acolhida como professor e participação ativa na luta em busca do meu ideal.

Aos meus primeiros amigos piracicabanos, Addah Freire, Anna Sílvia Rocha, Carolina Aires, Élcio Carneiro Júnior, Fabrício Tuji, Ricardo Matheus, Rívea Ferreira, Melissa Damian e José Osmar Filho, pela amizade constante.

A Profa. Dra. Gláucia Maria Ambrosano, as Bibliotecárias Marilene Girello e Heloísa Ceccotti, pela atenção e auxílio na elaboração deste trabalho.

Aos amigos, Wilson Vila Bela e Maria Roseli Galvani, por todo apoio e
compreensão fundamentais nos momentos de reflexão.

E, finalmente...

A DEUS, presença constante na minha vida.

Por me proporcionar momentos únicos e enriquecedores em todos os aspectos,
sempre mostrando o caminho certo a ser seguido e, em simples situações,
mostrar que a vida realmente vale a pena.

"Nenhuma grande vitória é possível sem
que tenha sido precedida de pequenas vitórias sobre nós mesmos".

L.M. Leonov

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	1
LISTA DE FIGURAS.....	3
LISTA DE GRÁFICOS	5
LISTA DE TABELAS.....	6
RESUMO.....	8
ABSTRACT	10
1. INTRODUÇÃO.....	11
2. REVISÃO DA LITERATURA	13
3. PROPOSIÇÃO.....	35
4. MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1. Sistemas digitais.....	36
4.2. Objetos radiografados	39
4.3. Aquisição das imagens.....	40
4.4. Tempos de armazenamento	42
4.5. Condições de armazenamento	42
4.6. Número de exposições	44

4.7. Escaneamento das imagens	45
4.8. Identificação das imagens	45
4.9. Análises das imagens após armazenamento	47
4.10. Análise estatística.....	50
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	51
6. CONCLUSÕES.....	78
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
ANEXO	85

LISTA DE ABREVIATURAS

PSP	- <i>Phosphor storage plates</i>
CCD	- <i>Charged-coupled device</i>
DICOM	- <i>Digital image communication in medicine</i>
PACS	- <i>Picture archiving and communication systems</i>
BITS	- <i>Binary digits</i>
CPU	- <i>Central processing unit</i>
RAM	- <i>Random access memory</i>
PIXELS	- <i>Picture elements</i>
pl	- Pares de linha
mm	- Milímetro
s	- Segundo
min	- Minuto
kVp	- Quilovoltagem pico
mA	- Miliamperagem
cm	- Centímetro
ms	- Milésimo de segundo
dpi	- <i>Dotes per inch</i>
µm	- Micrômetro

TIFF - Targa Interlaced File Format

kB - Kilobyte

mhz - Megahertz

mB - Megabyte

°C - Celsius

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Placas de fósforo dos sistemas digitais Digora e DenOptix e seus respectivos invólucros.....	38
FIGURA 2 -	<i>Scanner</i> DenOptix.....	38
FIGURA 3 -	<i>Scanner</i> Digora	38
FIGURA 4 -	Escala de densidade	39
FIGURA 5 -	Mandíbula macerada.....	39
FIGURA 6 -	Escala de densidade posicionada para exposição.....	41
FIGURA 7 -	Mandíbula macerada posicionada para exposição	41
FIGURA 8 -	Placas de fósforo armazenadas nas diferentes condições.....	43
FIGURA 9 -	Aparelho utilizado para aferir a temperatura e umidade.....	43
FIGURA 10 -	<i>Scanner</i> do Sistema Digora e <i>scanner</i> do Sistema DenOptix no momento do escaneamento	44
FIGURA 11 -	Tela do monitor do computador exibindo o valor do pixel do Sistema DenOptix.....	48
FIGURA 12 -	Tela do monitor do computador exibindo o valor do pixel do Sistema Digora	48
FIGURA 13 -	Imagem 0 hora do Sistema DenOptix.....	66
FIGURA 14 -	Imagens do Sistema DenOptix, condição temperatura ambiente no decorrer dos tempos de armazenamento	66
FIGURA 15 -	Imagens do Sistema DenOptix, condição refrigeração no decorrer dos tempos de armazenamento.....	67
FIGURA 16 -	Imagens do Sistema DenOptix, condição isolamento da umidade no decorrer dos tempos de armazenamento	67

FIGURA 17 - Imagem 0 hora do Sistema Digora.....	76
FIGURA 18 - Imagens do Sistema Digora, condição temperatura ambiente no decorrer dos tempos de armazenamento.....	76
FIGURA 19 - Imagens do Sistema Digora, condição refrigeração no decorrer dos tempos de armazenamento.....	77
FIGURA 20 - Imagens do Sistema Digora, condição isolamento da umidade no decorrer dos tempos de armazenamento	77

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - Médias dos valores de densidade (valor do pixel) na análise objetiva do Sistema DenOptix	54
GRÁFICO 2 - Médias dos valores de densidade (valor do pixel) na análise objetiva do Sistema Digora.....	58
GRÁFICO 3 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição temperatura ambiente, Sistema DenOptix	62
GRÁFICO 4 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição refrigeração, Sistema DenOptix	63
GRÁFICO 5 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição sílica, Sistema DenOptix	64
GRÁFICO 6 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição temperatura ambiente, Sistema Digora.....	69
GRÁFICO 7 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição refrigeração, Sistema Digora.....	71
GRÁFICO 8 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição sílica, Sistema Digora.....	73

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Médias da densidade (valor do pixel) na análise objetiva do Sistema DenOptix	54
TABELA 2 - Diferenças (%) entre as densidades das imagens obtidas nos diferentes tempos e condições de armazenamento quando comparados com o tempo zero hora para o Sistema DenOptix	55
TABELA 3 - Médias da densidade (valor do pixel) na análise objetiva do Sistema Digora.....	58
TABELA 4 - Diferenças (%) entre as densidades das imagens obtidas nos diferentes tempos e condições de armazenamento quando comparados com o tempo zero hora para o Sistema Digora.....	59
TABELA 5 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição temperatura ambiente, para as imagens do Sistema DenOptix	62
TABELA 6 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição refrigeração, para as imagens do Sistema DenOptix	63
TABELA 7 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição sílica, para as imagens do Sistema DenOptix	64

TABELA 8 -	Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição temperatura ambiente, para as imagens do Sistema Digora.....	69
TABELA 9 -	Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição refrigeração, para as imagens do Sistema Digora.....	71
TABELA 10	Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição sílica, para as imagens do Sistema Digora.....	73

RESUMO

O alto custo dos sistemas digitais de placas de fósforo pode ser compensado pelo fato de um único *scanner* ser dividido por vários profissionais. No entanto, isto pode trazer como conseqüência, a necessidade do armazenamento destas placas por um determinado período de tempo, para posterior escaneamento. Desconhecendo-se as implicações deste armazenamento na imagem final, realizaram-se estudos objetivo e subjetivo da qualidade de imagens obtidas pelos sistemas Digora e DenOptix, em função de diferentes tempos e condições de armazenamento. Para a realização das análises objetiva e subjetiva, foram radiografadas uma escala de densidade e uma mandíbula macerada, respectivamente. Imediatamente após as exposições, 12 placas foram escaneadas, caracterizando assim o grupo zero hora. As placas dos demais grupos foram escaneadas após 6, 12, 18, 24, 48 e 72 horas de armazenamento, em três diferentes condições: temperatura ambiente, refrigeração e isolamento da umidade. A análise objetiva foi realizada pelo valor do pixel e os dados analisados estatisticamente pelos testes de Tukey e Dunnet. A análise subjetiva foi realizada por 3 radiologistas e submetida ao teste de Mann Whitney. Concluiu-se que não houve influência do tempo e da condição de armazenamento nas imagens radiográficas digitais obtidas pelo sistema DenOptix, havendo concordância entre as análises objetiva e subjetiva. No entanto, as imagens obtidas na análise objetiva do sistema Digora, apresentaram perdas de densidade a partir de 6 horas em todas as condições estudadas. Ainda para este sistema, na análise subjetiva,

a perda na qualidade da imagem foi observada a partir de 6 horas de armazenamento na condição refrigeração e 24 horas para as demais condições estudadas.

ABSTRACT

The high cost of the digital systems of phosphor storage plates can be compensated by the fact of only one scanner to be divided by some professionals. However, this can bring as consequence, the necessity of the storage of these plates for a determined period of time, for posterior scanning. Being unaware of the implacations of this storage in the final image, it was assessed, both objectively and subjectively, the effects on digital images captured using Digora and DenOptix's phosphor storage plates subjected to different storage conditions and varying delays in reading. For the accomplishment of the analysis, standardised images were obtained of test objects consisting of an aluminium step wedge and dry mandible. 12 plates were exposed and immediately scanned to produce the baseline gold standard. The plates were re-exposed, stored under three different conditions – ambient temperature, low humidity and refrigeration and then scanned after 6, 12, 18, 24, 48 or 72 hours after initial exposure. The objective analysis was carried out by pixel density measurements and the data analysed statistically using Tukey and Dunnet tests. The subjective analysis was carried by 3 radiologists and their results subjected to Mann Whitney test. For the DenOptix system there were no differences either objectively or subjectively in all the obtained images. For the Digora, objective analysis showed loss of pixel density after 6 hours in all the different storage conditions. Subjectively this loss of density was also evident after 6 hours on plates stored in the refrigerator conditions, but only after 24 hours for plates stored under the other conditions.

1. INTRODUÇÃO

A descoberta dos raios X em 1895 criou nova perspectiva no campo do diagnóstico. Esse novo método descoberto por Röntgen, determinou, por conseguinte, o aprimoramento da terapêutica. Os anos que se seguiram a esta descoberta foram marcados por intensa aplicação, com o desenvolvimento de vários experimentos utilizando a nova descoberta (FERREIRA, 1996).

Baseando-se nas evidências dos efeitos biológicos das radiações ionizantes, nas décadas de 50 e 60 surgiram novas linhas de pesquisa que obedeciam uma consciência de proteção às radiações, evidenciando o uso de filtros e colimadores nos aparelhos de raios X, filmes ultra sensíveis, protetores para o paciente e, acima de tudo, o conceito de se expor o paciente a mínima dose possível, sem prejudicar a qualidade da imagem (GIBBS, 1996).

Com o rápido desenvolvimento da tecnologia, a informática passou a ser utilizada como auxílio a novos métodos de diagnóstico por imagem. Na década de 80, surge a radiografia digital representando um campo de constantes avanços e pesquisas na Odontologia, indo de encontro à redução da dose de radiação ao paciente (WENZEL & GRÖNDAHL, 1995).

Para a obtenção da imagem digital, podem ser utilizados os métodos indireto, semi-direto e direto. O método indireto utiliza o filme convencional como receptor da radiação que atravessa o paciente. A imagem analógica, contida na radiografia, é registrada por meio de câmeras de vídeo ou *scanners*, transformada

em números binários, tornando-se uma imagem digital. Já no método semi-direto, a imagem é obtida através da exposição de placas de armazenamento de fósforo (PSP – *phosphor storage plates*), sendo posteriormente lidas por *scanner* apropriado. O método direto utiliza um dispositivo de carga acoplada (CCD – *charge-coupled device*), que quando exposto aos raios X, gera uma imagem que é visualizada quase que instantaneamente na tela do computador.

Devido o alto custo dos equipamentos digitais e a possibilidade de aquisição das placas de fósforo separadamente ao *scanner*, em algumas condições, faz-se necessário armazená-las por um determinado período de tempo para posterior leitura. Tal situação é bastante comum nos trabalhos de pesquisa desenvolvidos nas universidades, onde muitas vezes a amostra radiográfica é coletada em lugares diferentes, como também, em uma situação clínica, com possibilidade de um único *scanner* ser utilizado por vários dentistas em momentos diferentes (FRIEDLAND, 1999; HAITER NETO *et al.*, 2000a).

Sabe-se que o incorreto armazenamento dos filmes radiográficos convencionais, no que diz respeito às condições de temperatura ambiente, refrigeração e umidade, está diretamente relacionado com a qualidade final da imagem. Assim, objetivamos neste trabalho, verificar objetiva e subjetivamente a qualidade das imagens obtidas por placas de fósforo em função de diferentes tempos e condições de armazenamento, uma vez que nada foi encontrado na literatura atual referente a este assunto.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Radiografia Digital

A Imageologia sempre foi utilizada nas diversas práticas das áreas médica e odontológica em todo o mundo, não importando a natureza da imagem. Com a evolução da Eletrônica e da Ciência da Computação, a Imageologia conquistou seu lugar definitivo na área das Ciências da Saúde e vem, a cada dia, ampliando suas aplicações. As imagens digitais utilizadas na área médico-odontológica constituem uma classe especial dessas imagens eletrônicas, tendo início com a digitalização de imagens radiográficas convencionais obtidas por filmes radiográficos (WATANABE *et al.*, 1999).

Segundo FERREIRA (1996), a radiologia convencional começou a sofrer um processo de modernização diante do desenvolvimento da informática, que possibilitou o surgimento da radiografia digital. Neste processo, a produção da imagem ainda continua a mesma, em que é necessário expor o paciente à radiação. Entretanto, o que muda é a formação e retenção da informação (imagem), que se dá através de um sensor e de um computador.

A Empresa Trophy Radiology Inc. – França, introduziu, pioneiramente, no mercado internacional o sistema de imagens radiográficas digitais (Radiovisiographic), que se baseava na utilização de um detector ligado por um

cabo (dispositivo de carga acoplado) para captar a imagem radiográfica após sua exposição aos raios X (SILVA & TAVANO, 1996; SANDERINK & MILES, 2000).

A imagem digital em Odontologia veio para ficar, com definitivas vantagens, como a racionalização dos procedimentos radiográficos rotineiros, eliminando a película e o processamento químico-úmido, o que conseqüentemente colabora com a preservação do meio ambiente. Mas a principal vantagem ainda é atribuída à grande redução da dose de exposição no paciente sem perda de qualidade de imagem. Podemos citar ainda a capacidade de manipular a imagem após a sua aquisição (WATANABE *et al.*, 1999).

Estudos sucederam-se no sentido de avaliar a qualidade destas imagens comparativamente às do filme radiográfico, citando-se a superioridade dos sistemas digitais sobre o filme convencional (OLIVEIRA, 1999; WENZEL, 2000).

HAITER NETO *et al.* em 2000a, por meio de uma revisão de literatura, afirmaram que, além da boa qualidade de imagem da radiografia digital, diversas outras vantagens podem ser citadas, ressaltando-se: maior sensibilidade das placas, com uma redução do tempo de exposição de aproximadamente 50 a 80 % em relação ao filme convencional; aquisição rápida da imagem, com conseqüente redução do tempo de trabalho; magnificação com que a imagem é fornecida na tela do computador; eliminação do processamento químico, dispensando câmara escura, processadoras automáticas e ainda o uso de soluções reveladoras e

fixadoras, reduzindo assim as repetições das radiografias, pelo grande número de erros que ocorrem nesta fase; possibilidade de manipular a imagem por meio de recursos digitais ajustando-a a uma tarefa específica de diagnóstico; rápida aquisição de uma ficha clínica do paciente com suas respectivas imagens; facilidade de consulta instantânea com especialistas pela possibilidade de envio da imagem via *internet*; importante no trabalho educativo do paciente, facilitando o seu entendimento pela exibição das imagens na tela do monitor; maior escala dinâmica oferecida pelos sistemas de armazenamento de fósforo, com menor risco de sub ou superexposições; possibilidade de rapidamente ser feita cópia das imagens sem a necessidade de realizar uma nova exposição do paciente.

Já como desvantagens dos sistemas digitais, os mesmos autores citaram: o alto custo dos equipamentos e de sua manutenção quando necessária; o reduzido tamanho da face ativa dos sensores CCD; o volume externo acentuado dos sensores CCD; a rigidez dos sensores em comparação ao filme convencional, exceção feita à placa de fósforo do sistema DenOptix por se constituir num fóton detector de extrema flexibilidade; o fator legal das imagens digitais e por último a dificuldade de se conseguir na impressão a mesma qualidade daquela exibida na tela do monitor.

Ainda em 2000a, OLIVEIRA *et al.*, considerando os *softwares* dos sistemas digitais em seu estudo, referindo-se aos aspectos de relevante importância na seleção de um sistema radiográfico digital, elucidaram que, de uma maneira geral, todos os *softwares* dos sistemas digitais apresentam ferramentas

básicas como manipulação do brilho e contraste, régua digital, pseudocolorização, inversão, relevo (3D) e zoom. Além de todas essas, alguns *softwares* apresentam ferramentas de mensurações angulares e verificação dos valores de densidade da imagem (valor do *pixel*).

Recentes avanços provêm da introdução da radiologia digital na telemedicina, atualmente denominada telerradiologia, através da transmissão de imagens por compartilhamento de redes de computadores ou linhas telefônicas. Os sistemas de imagem odontológica digital são plenamente compatíveis com o protocolo de comunicações digitais em medicina (DICOM – *digital image communication in medicine*), portanto, facilmente interfaceados em sistemas integrados de arquivamento e comunicação de imagens (PACS – *picture archiving and communication systems*) existentes ou em implantação (ANALOUÏ & BUCKWALTER, 2000; HILDEBOLT *et al.*, 2000).

CAMPOS *et al.* (1998), afirmaram que, na Odontologia, o computador extrapola os limites da pesquisa, na qual suas possibilidades continuam a ser exploradas, invade o ensino como poderosa ferramenta didático-pedagógica e passa a fazer parte das atividades clínico-profissionais como símbolo de eficiência e qualidade. Associado a métodos de exames invasivos (como o uso da radiação ionizante), tem contribuído para elevar a qualidade e precisão da imagem, possibilitando maior acurácia no diagnóstico e plano de tratamento, com a conseqüente promoção de saúde dos pacientes.

Obtenção da Imagem Digital

Conceitualmente, computadores desempenham algumas funções básicas: provêm entrada e saída de informações; possuem um mecanismo de performance de instruções que compõe um programa com a finalidade de produzir efeitos nas informações e executam essas informações num curto espaço de tempo. Um computador pode executar, aproximadamente, dez milhões de instruções por segundo e é esta velocidade que o torna tão utilizável. O computador utiliza uma linguagem análoga à nossa, sendo que enquanto nosso alfabeto é composto por 26 caracteres (A ao Z) para representar informações na forma de palavras, apenas dois (0 ou 1), chamados *bits* (*Binary digITS*), são por ele utilizados para representar a informação. Enquanto palavras são formadas por qualquer número de caracteres de nosso alfabeto, as informações são gerenciadas nos computadores em unidades específicas também chamadas palavras, em forma de 8, 16 ou 32 *bits*, determinados pelo tipo de sistema do computador. O *byte* é a unidade mais comum desta linguagem e representa uma palavra com 8 *bits*. Como *bits* são números binários, um sistema de 3 *bits* terá oito possibilidades de representação, sendo do 0 ao 7. Já um sistema de 8 *bits* representa 256 possibilidades, portanto pode representar 256 tons de cinza, em valores, do 0 ao 255 (WATANABE *et al.*, 1999; ANALOUI & BUCKWALTER, 2000; SANDERINK & MILES, 2000; VAN DER STELT, 2000).

Alguns componentes são requeridos por qualquer computador. Dispositivos de captação de informações do mundo exterior, podendo ser um

teclado ou um sistema de detecção eletrônica. Memória, tanto para armazenar instruções quanto para processá-las. Uma unidade central de processamento (CPU – *central processing unit*) é necessária para executar os programas. Ainda, devido à memória do computador, geralmente chamada memória de acesso randômico (RAM – *random access memory*), ser volátil e se perder quando desligado da energia elétrica, o computador apresenta arquivamento de longo-termo. Já o armazenamento pode ser feito através de discos magnéticos, ou discos rígidos, ou, mais atualmente, discos ópticos. Outros dispositivos, como monitor de vídeo ou impressoras, são utilizados para apresentar as informações em uma forma que possa ser interpretada pelos sentidos humanos (ANALOUÏ & BUCKWALTER, 2000; MILES & RAZZANO, 2000).

Uma radiografia é composta de tons de cinza, variando do branco ao preto, que, por haver uma continuidade entre os variados tons, sem interrupções, é denominada analógica. No processo de digitalização, a imagem é cortada em pequenos pedaços de informações individuais, representados por números ou dígitos. O corte é denominado digitalização e os pedaços individuais de informação são chamados *pixels* (*picture elements*). Unidades estas que representam a menor parte de uma imagem digital. O tamanho de cada *pixel* e o número de *pixels* da imagem caracterizam a matriz digital, com influência na resolução espacial da imagem, cuja variação destes fatores interferem no tempo de trabalho, na magnificação da imagem, assim como no tamanho do seu arquivo. Já o contraste da imagem digital é determinado pelo valor que esses *pixels*

assumem. Os sistemas digitais apresentam de 6 a 20 pares de linha por milímetro (pl/mm) e são compostos de 8 bits, variando de 0 a 255 tons de cinza, porém é importante salientar que o olho humano é capaz de discernir no máximo 6 pl/mm e 100 tons de cinza diferentes (MILES, 1993; VAN DER STELT, 2000; MAURIELLO & PLATIN, 2001).

A imagem digital pode ser obtida através dos seguintes métodos: indireto, semi-direto e direto.

O método indireto utiliza o filme convencional como receptor da radiação que atravessa o paciente. A imagem analógica contida na radiografia é registrada por meio de câmaras de vídeo, *scanners* adaptados com leitores de transparências, *scanner* de tambor ou a laser, transformada em números binários através de uma placa de circuito anexa ao computador e, finalmente, poderá ser analisada ou modificada por um programa adequado (ATTAELMANAN *et al.*, 2000).

Os sistemas baseados em *scanner* têm melhor desempenho que os baseados em câmeras por não requererem aproximação ou ajuste de posicionamento. *Scanners* a tambor e a laser são os que apresentam melhor qualidade na digitalização de radiografias, mas possuem custo elevado. *Scanners* planos com adaptações de leitores de transparências podem ser utilizados, mas deve-se padronizar cuidadosamente as condições de operação, pois a reprodução pode ser significativamente afetada. A utilização de *scanners* tipo tambor supera

algumas das desvantagens apresentadas pelo plano, embora sua resolução limitada possa não ser suficiente para finalidades de diagnóstico. FUJITA *et al.* (1988) concluíram que, para fins de diagnóstico, a digitalização de radiografias periapicais só é necessária em casos de radiografias de baixo contraste onde há a presença de condições patológicas.

O método de obtenção semi-direto não utiliza o filme radiográfico convencional. A imagem é obtida através da exposição de uma placa de armazenamento de fósforo (PSP) aos raios X que atravessam o paciente. O sistema de armazenamento de fósforo foi lançado pela Fuji em 1981 e os seus princípios descritos na literatura radiológica em 1983, mas só recentemente foi introduzido na Odontologia. O sensor deste sistema se traduz numa placa óptica de sais de fósforo, que se caracteriza por não possuir fio acoplado e apresentar dimensões similares às do filme. Quando exposto à radiação, uma certa quantidade de energia é armazenada na sua superfície, criando uma imagem latente nos *pixels* da sua face ativa. O processamento da imagem periapical é realizado posteriormente em um *scanner* apropriado que leva de 25 segundos (s) a 2 minutos (m) e 30 s dependendo do tamanho da placa escaneada e do tipo do sistema. A imagem é então calibrada para uma produção 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. Em alguns sistemas, após a leitura, se existir ainda alguma energia residual na placa, esta é

descarregada através do brilho intenso de uma luz halogenada, podendo-se, então, reutilizá-lo inúmeras vezes. As placas do sistema semi-direto apresentam ainda como características ampla escala dinâmica, face ativa de tamanho semelhante aos filmes convencionais e possuem uma certa flexibilidade (SVANAES., *et al.*, 1996; HILDEBOLT *et al.*, 2000; OLIVEIRA *et al.*, 2000b).

Já o método direto, que faz uso de um dispositivo de carga acoplado (CCD), foi introduzido na Odontologia em 1987. Os sensores do tipo CCD são formados por uma grade de silicone cristalino, onde seus átomos encontram-se unidos por ligações covalentes. Eles podem ser sensibilizados por luz emitida por placa de terras raras radioestimuladas, e conduzida por dispositivos ópticos ao CCD ou pela sensibilidade direta à radiação, rompendo as ligações e liberando elétrons, que são captados por uma placa eletricamente positiva, localizada abaixo da superfície de silicone. Os impulsos elétricos são conduzidos através de cabo, amplificados e após sua leitura são convertidos em um sinal de vídeo que é então digitalizado. A imagem digitalizada é convertida em sinal analógico de imagem e mostrada em um monitor, em 2 a 5 s. Adicionalmente, são caracterizados por possuírem escala dinâmica curta, face ativa menor que a do filme convencional, maior volume externo e rigidez (MILES, 1993; OLIVEIRA *et al.*, 2000a; SANDERIK & MILES, 2000).

Sistemas de Armazenamento de Fósforo

Em 1981 a Fuji Corporation (Tokyo, Japão) lançou comercialmente a tecnologia de sistema de armazenamento de fósforo (PSP) sendo seus princípios físicos descritos na literatura pela primeira vez em 1983. As placas de fósforo são constituídas de bário-fluorohalogenados dopados com európio (BORG *et al.*, 2000a; HILDEBOLT *et al.*, 2000)

Durante a exposição aos raios X, a transferência de energia dos fótons para elétrons da dopagem de európio promove sua excitação para a banda de condução. Estes elétrons, por sua vez, produzem uma ionização secundária no európio, resultando em um significativo número de pares de elétrons por colunas. A concentração de pares armazenados é proporcional à exposição local, e desta forma a distribuição de elétrons forma uma imagem radiográfica latente. A formação desta imagem é eficiente porque o fósforo é mais facilmente sensibilizado pela radiação do que o filme convencional. Aproximadamente 25 a 50 % do sinal latente armazenado é perdido na primeira hora após a exposição. O restante da imagem latente pode persistir por dias. Entretanto, a recombinação estimulada dos pares elétron/lacunas remanescentes é utilizada para recuperar a imagem. Esta estimulação é feita em um *scanner* a laser que possui comprimento de onda na faixa do vermelho, sendo altamente colimado. A luminosidade estimulada é conduzida via fibra ótica, onde a luz vermelha (luz de estimulação) é removida por filtros ópticos e a luz verde (luz estimulada) é conduzida a um tubo fotomultiplicador. Assim, um campo elétrico acelera elétrons liberados pelos fótons

incidentes que colidem com uma série de eletrodos, gerando nova emissão de elétrons em cascata. O sinal resultante é digitalizado por um conversor analógico digital sendo enviado ao computador para exibição e armazenamento da imagem (HILDEBOLT *et al.*, 2000).

Antes da reutilização das placas de armazenamento de fósforo, se faz necessário estimular a recombinação de cargas ainda remanescentes após a última leitura. Este processo é chamado de dessensibilização, sendo realizado pelo brilho intenso de uma luz halogênea ou mesmo pela luz de um negatoscópio (PAGANINI, 2001).

O sistema Digora foi lançado em 1994 pela SOREDEX, Helsink, Finlândia. As placas são montadas a partir do substrato de bário-fluorhalogenado dopados com európio. Esse substrato é depositado sobre uma placa de metal ferromagnético e revestido com um encapsulamento plástico rígido (DIGORA Instruction Manual, 1994).

O sistema DenOptix foi lançado em 1997 pela Gendex Dental Systems, Milan, Italy. Estas placas também são montadas a partir do substrato de bário-fluorhalogenado dopados com eupório sendo depositado sobre uma película plástica flexível (DENOPTIX User Manual, 1997).

Com o objetivo de comparar os desempenhos físicos dos sistemas digitais de placa de fósforo Digora e DenOptix, BORG *et al*, em 2000a, radiografaram três objetos: 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. As placas foram expostas com 50 kVp (quilovoltagem pico) e 8 mA (miliamperagem) com distância foco-placa de 30 cm e tempos de exposição que variaram de 10 a 3200 ms. Foram realizadas medidas da larga área de função de transferência, variações da escala de cinza, percepção, resolução do contraste, extensão da exposição e função da transferência de modulação. Os resultados demonstraram que o sistema DenOptix tem maior sensibilidade, um alto contraste e uma alta função de transferência de modulação quando comparado com o sistema Digora. Entretanto, o sistema DenOptix tem um ruído maior que o Digora em baixas exposições.

Ainda em 2000b, os mesmos autores publicaram um outro trabalho com o objetivo de comparar subjetivamente a qualidade de imagens digitais dos sistemas Visualix 1 e 2, CDR, CDR-APS, Digora e DenOtix. Foram obtidas 600 imagens de cinco mandíbulas contendo dentes molares, pré-molares e incisivos. As imagens foram transferidas para um computador, distribuídas aleatoriamente e avaliadas por oito profissionais que atribuíram notas por meio de uma escala de cinco pontos, indo de estruturas não visualizadas (0) até estruturas importantes claramente visualizadas (4). Os resultados mostraram que os sistemas digitais de placas de fósforo apresentaram uma qualidade de imagem clinicamente aceitável, tendo os sistemas uma ampla escala dinâmica; os sistemas CDR apresentaram as melhores qualidades de imagem, mas apresentaram escala dinâmica curta; os

sistemas Visualix 1 e 2 apresentaram a pior qualidade de imagem. Os autores ainda constataram que a equalização nem sempre melhora a qualidade da imagem digital.

HAITER NETO et al. em 2000b, realizaram um estudo comparativo de sensibilidade dos sistemas digitais de placas de fósforo Digora e DenOptix, avaliando a qualidade da imagem, escala dinâmica e tempo gasto na aquisição da imagem. Quatro objetos foram radiografados em oito tempos de exposição, totalizando 64 imagens que foram avaliadas 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.

Ainda em 2000, KITAGAWA et al., comparam a qualidade das imagens de três sistemas digitais intrabucais de armazenamento de fósforo por meio de análises subjetivas. Foram estudados os sistemas Digora, DigiDent e DenOptix, sendo que para este último utilizaram-se as placas BAS 300 e HR 300. Uma maxila macerada foi radiografada com diferentes tempos de exposição e usando 70 kVp, 10 mA e distância foco-placa de 38 cm. Cinco profissionais examinaram

as imagens detectando cáries proximais, tecidos gengivais, osso cortical, canal radicular, ápice radicular, espaço do ligamento periodontal e um instrumento endodôntico. Os resultados mostraram que as imagens obtidas pelo conjunto sistema DenOptix e placa BAS 300 apresentaram-se de maneira geral, com melhor qualidade. Já a combinação DenOptix /HR 300 e o sistema Digora apresentaram-se muito semelhantes, colocando-se em segundo lugar. O sistema DigiDent obteve os piores resultados. Ainda, o sistema Digora foi considerado como o melhor para a visualização de tecido gengival e a combinação DenOptix/HR 300, mostrou-se melhor para visualização do instrumento endodôntico.

OLIVEIRA *et al.* (2000b) avaliaram a qualidade da imagem e escala dinâmica dos sistemas Digora e DenOptix, utilizando quatro objetos em oito tempos de exposição diferentes, totalizando sessenta e quatro imagens que foram examinadas por cinco avaliadores. Os resultados foram submetidos a uma análise de variância e mostraram diferenças estatísticas entre as médias atribuídas aos sistemas. O sistema Digora apresentou maior escala dinâmica e, em geral, melhor qualidade de imagem. Já o sistema DenOptix, apresenta-se com placas de menores dimensões externas por serem desprovidas de bordas; sendo mais flexíveis e de menor espessura, logo, mais aceitas pelos pacientes do que o sistema Digora.

A detecção de cáries interproximais em 56 pré-molares, comparando os filmes convencionais Ektaspeed Plus e Dentus M2 Comfort, os sistemas CCD

Sidexis e Visualix e os sistemas de placas de fósforo Digora e DenOptix., foi estudada por SYRIOPOULOS *et al.*(2000). As imagens foram avaliadas por oito observadores que eram quatro radiologistas e quatro dentistas clínicos, sendo os resultados comparados com os exames histológicos. Diferenças significativas não foram encontradas na precisão de diagnóstico entre os dois filmes convencionais (Ektaspeed Plus e Dentus M2 Comfort), o sistema digital Sidexis (CCD) e o sistema digital de placa de fósforo Digora. Os radiologistas tiveram um melhor desempenho quando comparados com os dentistas clínicos, independente do sistema utilizado. Os autores concluíram que a habilidade do diagnóstico de cárie é que mais contribui para o diagnóstico e não a modalidade de imagem.

GANZERLI (2001) comparou os sistemas Digora e DenOptix com filmes radiográficos E-speed Plus, verificando a concordância inter-examinadores na detecção de cáries proximais e oclusais, comparando os resultados com microscopia óptica. Foram utilizados 48 dentes humanos extraídos, 13 alunos de graduação e 1 radiologista interpretaram as imagens e classificaram quanto à superfície hígida, cárie de esmalte, cárie na junção amelo-dentinária e cárie em dentina, conferindo escores de 0 a 3. A autora concluiu que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas digitais e o filme convencional no diagnóstico de cáries oclusais e proximais. Já, quando comparados os sistemas com a microscopia óptica, não houve diferença somente para o sistema Digora na avaliação das superfícies proximais feitas pelo radiologista.

No mesmo ano, OLIVEIRA desenvolveu um estudo com o objetivo de realizar análise objetiva e subjetiva das imagens dos sistemas digitais intrabucais Digora, DenOptix, CDR e Sem-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 alumínio analisadas por seis radiologistas. Para a análise objetiva, foi utilizado 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 fósforo se apresentaram com um melhor desempenho. O sistema Digora apresentou-se como o de melhor performance física e o sistema Sens-A-Ray como o de mais baixo desempenho.

PAGANINI em 2001, realizou um estudo com objetivo de avaliar as imagens dos sistemas Digora e DenOptix em diferentes graus de luminosidade do ambiente. Foi estudado também o tempo total de dessensibilização das placas de fósforo do sistema DenOptix, expondo-as a negatoscópios de diferentes intensidades de luz. A análise subjetiva foi realizada por dois radiologistas simultaneamente e anteriormente treinados para tal atividade, onde não foi possível perceber nenhuma influência da iluminação ou da radiação emitida pelo monitor do computador nos dois sistemas de placas de fósforo. Já em relação a dessensibilização da placa do sistema DenOptix, a autora conclui que este fator

está diretamente relacionado com a dose de radiação aplicada a placa de fósforo e com a intensidade da luz do negatoscópio.

Armazenamento dos Filmes Convencionais

Com relação à influência do tempo e da condição de armazenamento na qualidade final da imagem, a literatura somente mostra trabalhos que utilizam filmes convencionais. Para situarmos o leitor sobre o assunto, descreveremos alguns trabalhos que estudaram a influência do tempo e do ambiente na qualidade da imagem radiográfica convencional.

PETERSON *et al.* em 1987, compararam os filmes D e E da Kodak em relação ao velamento sob diferentes condições de armazenamento de 21°C em quarto escuro e 8°C em refrigerador, no período de um ano. O processamento dos filmes foi padronizado e o velamento foi medido densitometricamente a cada mês. O velamento dos filmes aumentou insignificamente com o tempo para os dois tipos de filme, principalmente os filmes armazenados no quarto escuro. Já o filme Ektaspeed armazenado no refrigerador tornou-se sem condições de uso depois de quatro meses de armazenamento.

Ainda no mesmo ano, SERMAN *et al.* compararam o nível de velamento dos filmes D e E da Kodak. Ambos os filmes foram armazenados sob as mesmas condições de temperatura (variando de 28°C a 35°C) e intervalos de

tempo (4 a 6 dias), sendo processados padronizadamente. Foi realizada a leitura densitométrica de todos os filmes e os autores concluíram que o nível de velamento do filme E foi bastante alto, tanto no grupo controle quanto nos grupos experimentais, quando comparado ao filme D. Os autores recomendaram a instituição de rígidos métodos de armazenamento, principalmente em relação ao filme do grupo E.

TAMBURÚS & CARVALHO em 1988, estudaram o possível efeito da temperatura de 40°C sobre o contraste e a densidade radiográfica dos filmes periapicais convencionais do grupo E da Kodak. Os filmes foram divididos em cinco grupos de trinta filmes, submetidos a esta temperatura por tempo variando entre sete, quatorze, vinte e um e vinte e oito dias. Foi utilizada uma escala de alumínio de nove degraus e os filmes foram expostos a 60 kVp , 10 mA e distância foco filme de 40 cm. Após a exposição, foi realizada a leitura densitométrica dos filmes e foram comparados com um grupo mantido em ambiente refrigerado. Os autores concluíram que a densidade tende a diminuir com o aumento do tempo de duração da ação da alta temperatura e que o contraste não foi alterado, mantendo-se as relações entre as diferentes espessuras estudadas.

WATANABE *et al.* em 1989, pesquisaram os efeitos das condições tempo (filmes vencidos e não vencidos) e temperatura ambiental de armazenagem (refrigerador e 36°C) sobre a densidade e contraste radiográficos, em filmes do grupo E da Kodak. Os filmes foram divididos em 4 grupos de vinte e cinco filmes e

que, após serem expostos à radiação X, utilizando-se uma escala de alumínio em condições padronizadas, foram processados ao mesmo tempo em condições padronizadas. Foi realizada a leitura sensitométrica dos filmes em um fotodensitômetro e os resultados indicaram que tanto a temperatura ambiente de armazenagem como o fato de estarem ou não vencidos produziam alterações na densidade óptica e no contraste radiográfico dos filmes convencionais.

Em 1999, PLATIN *et al.* verificaram a influência das condições de armazenamento nos filmes D e E da Kodak. Os autores armazenaram os filmes por um período de 26 meses em cinco diferentes condições. A cada mês, seis filmes eram retirados das caixas nas diferentes condições, expostos aos raios X utilizando-se uma escala de densidade e processados de forma padronizada. Os autores concluíram que ambos os filmes comportaram-se de maneira similar em todas as condições estudadas e recomendaram a utilização do filme E, pelo fato de ser mais sensível que o filme D.

Estudos Realizados Utilizando a Ferramenta Valor do *Pixel*

Em 1996, com o objetivo de comparar a sensibilidade de três sistemas digitais, sendo dois CCD (CDR e Sens-A-Ray), um sistema digital de armazenamento de fósforo Digora e o filme Ektaspeed Plus (Kodak), em relação à radiopacidade de seis tipos diferentes de resinas, FARMAN *et al.* realizaram um estudo. Foram confeccionadas escalas de densidade de 1 a 5 mm com as resinas

estudadas sendo as mesmas radiografadas em quatro diferentes tempos de exposição. Foi realizada a leitura densitométrica dos filmes e verificados os valores dos *pixels* das imagens dos sistemas digitais. Os autores concluíram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as resinas. Entretanto, entre os métodos de aquisição de imagem, o CDR foi o mais sensível, seguido por Digora, Sens-A-Ray e o filme Ektaspeed Plus.

No ano de 1998, WENZEL *et al.* compararam *in vivo*, a possibilidade de distinção entre as radiopacidades de diversos materiais dentários – resina auto e fotopolimerizável, amálgama, ionômero de vidro auto e fotopolimerizável, e ionômero de vidro reforçado, em molares e caninos, utilizando-se os sistemas digitais CCD (Siderix), Digora e filmes periapicais Ektaspeed Plus (Kodak). A radiopacidade nos filmes foi mensurada por meio da leitura densitométrica e a dos sistemas digitais, por meio da leitura do valor do *pixel*. Os autores concluíram que os sistemas digitais se mostram menos precisos para a identificação do tipo de material restaurador em relação ao filme convencional.

Ainda em 1998, GÜRDAL & AKDENIZ, realizaram um estudo com o objetivo de comparar a radiopacidade de nove diferentes tipos de resinas compostas por meio de dois sistemas: densitometria digital de transmissão e análise do valor do *pixel* das imagens digitalizadas. Um disco de amálgama e os nove tipos diferentes de resinas foram radiografados juntamente com um dente humano cariado e um escala de alumínio. Os resultados se mostraram semelhantes em ambos os métodos, obtendo-se a mesma distribuição de

radiopacidade para as resinas. Os autores concluíram que a análise da imagem digital pode vir a ser uma alternativa para avaliação da radiopacidade dos materiais restauradores.

Já em 1999, MURCHISON *et al.* avaliaram a radiopacidade de oito tipos de resinas compostas condensáveis, em relação ao esmalte, dentina, uma escala de alumínio e uma resina amplamente utilizada na restauração de dentes anteriores e posteriores. Depois de expostas aos raios X, as amostras foram avaliadas por meio da leitura densitométrica. Já as amostras digitalizadas foram avaliadas pelo valor do *pixel* em *software* apropriado. Os resultados mostraram não haver diferença entre os métodos e que em ambos os métodos, três materiais apresentaram radiopacidade igual ou superior ao equivalente em esmalte. Já outros cinco materiais, obtiveram radiopacidade semelhante à dentina, o que poderia vir a comprometer a determinação de cáries recorrentes.

Em 2001, FLORES comparou a radiopacidade de oito tipos de resinas compostas indicadas para restaurações de classe II. Foram confeccionados corpos-de-prova de 2mm de espessura e 4mm de largura, que foram comparados com esmalte, dentina e alumínio, utilizando-se quatro sistemas digitais, sendo dois semi-diretos por placas de fósforo fotoestimuladas – Digora e DenOptix, dois CCD – Sens-A-Ray e CDR, e o filme convencional Kodak Insight. As radiografias foram escaneadas, obtendo-se imagem digital indireta e juntamente com as imagens digitais diretas e semi-diretas, suas densidades radiográficas avaliadas em *softwares* específicos. Os valores da escala de alumínio foram submetidos a uma

regressão linear, de onde pode-se obter o equivalente em milímetros para o esmalte, dentina e resinas. Todas as resinas, em todos os sistemas de avaliação, mostraram radiopacidade igual ou superior ao esmalte. Houve correlação estatística entre os sistemas CDR e Sens-A-Ray e entre o Digora e DenOptix, sendo que o Sens-A-Ray apresentou correlação também com o filme radiográfico.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como proposição avaliar, objetiva e subjetivamente, as imagens radiográficas digitais, obtidas por placas de armazenamento de fósforo dos sistemas digitais DenOptix e Digora, levando-se em consideração:

1. A influência do tempo de armazenamento das placas após a exposição;
2. A influência de diferentes condições de armazenamento das placas, também após a exposição.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Sistemas digitais

Sistema DenOptix (Gendex Dental Systems, Milan, Italy)

A placa de fósforo do Sistema DenOptix (Figs. 1A e 1B) utilizada na presente pesquisa foi a de nº 2 que possui dimensões 41,1 x 31,2 x 1,0 mm, na qual tem-se uma área ativa de detecção de 41,0 x 31,0 mm, o que a torna equivalente a um filme intrabucal nº 2. Este sistema é capaz de operar nas resoluções de 150, 300 e 600 dpi (*dots per inch*). No presente estudo, operamos na resolução de 300 dpi, onde o tamanho do *pixel* é estimado em 85 x 85 micrômetro (μm), disponibilizando matrizes de 485 x 367 *pixels* com 8 *bits* para quantização de níveis de cinza, com resolução espacial por volta de 6 pl/mm nesta condição. Cada imagem, exportada em formato TIFF (*Targa Interlaced File Format*), ocupa 175,0 kilobyte (kB).

O DenOptix *scanner* (Fig. 2) compõe-se de um tambor onde são acopladas as placas periapicais para leitura, realizada com o tempo de 1 min e 22 s para cada placa, podendo serem escaneadas 29 placas de uma só vez com o tempo de 2 min e 34 s, aparecendo em seguida, a imagem na tela do computador. O sistema possui invólucros específicos (Fig. 1B) que protegem a placa da contaminação pelo meio bucal, possuindo em sua extremidade uma abertura e uma fita adesiva para que, após a colocação da placa, a borda seja vedada.

Sistema Digora (Soredex, Helsink, Finlândia)

A placa do Sistema Digora (Figs. 1A e 1B) utilizada na presente pesquisa foi também a de nº 2 que possui dimensões 45,0 x 35,0 x 1,7 mm, na qual tem-se uma área ativa de detecção de 40,0 x 30,0 mm, o que a torna equivalente a um filme intrabucal nº 2. Operando na resolução de 360 dpi, o tamanho do *pixel* é estimado em 70 x 70 µm, disponibilizando matrizes de 416 x 560 *pixels* com 8 *bits* para quantização de níveis de cinza, com resolução espacial por volta de 6 pl/mm nesta condição. Cada imagem, exportada em formato TIFF, ocupa 228,0 kB.

O Digora *Scanner* (Fig. 3) é composto de uma janela onde se introduz a placa para leitura. Primeiramente é realizada uma pré-leitura por volta de 5 s e logo após é realizada a leitura final que dura em média de 20 s, para o aparecimento da imagem no monitor do computador. O Digora *scanner* possui uma seladora dos invólucros plásticos (Fig. 1B) que protegem a placa da contaminação pelo meio bucal e uma guilhotina para cortar o invólucro após a exposição aos raios X e posterior colocação no *scanner*.

O computador utilizado na presente pesquisa foi um Pentium 600 megahertz (mhz), 64 megabyte (mB) de memória RAM, acoplado a um monitor SVGA, tela plana de 17 polegadas com configuração de tela 1024 x 768 *pixels* de resolução e placa de vídeo de 2 mB.

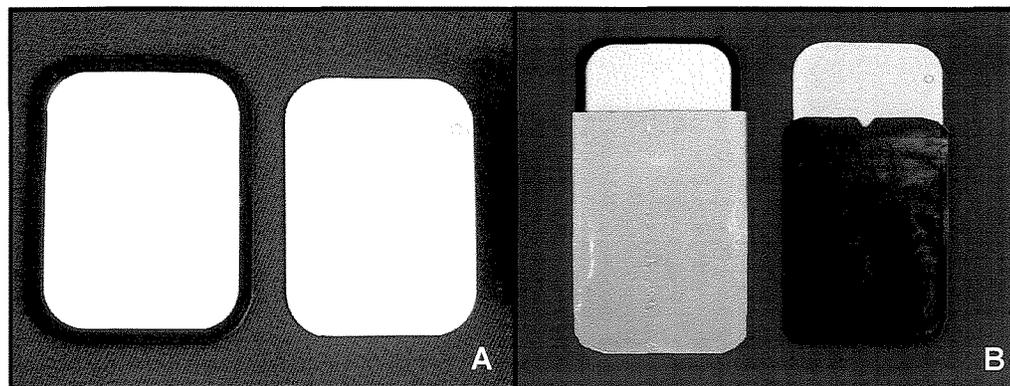


FIGURA 1 – Placas de fósforo dos sistemas digitais Digora e DenOptix (A e B) e seus respectivos invólucros (B).

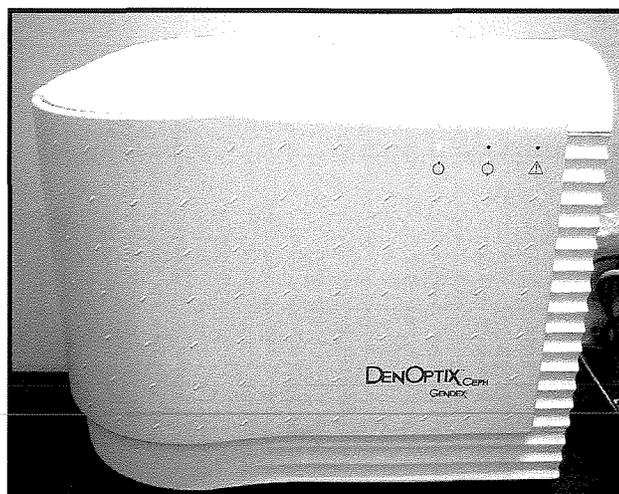


FIGURA 2 – Scanner DenOptix.

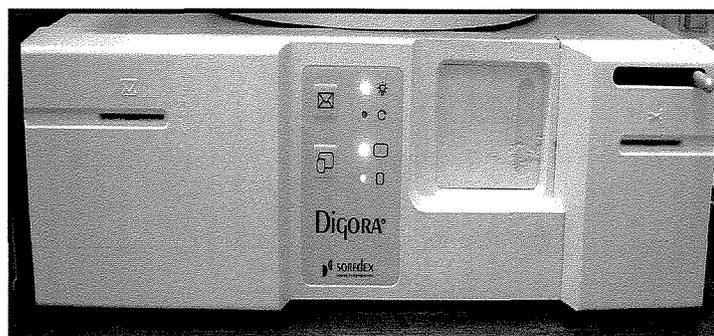


FIGURA 3 - Scanner Digora.

4.2. Objetos radiografados

Para a análise objetiva, foi utilizada uma escala de densidade confeccionada em alumínio, com 8 degraus que variam de 2 a 16 mm de espessura, com incrementos de 2 mm (Fig. 4). Para a análise subjetiva, foi utilizada mandíbula macerada (Fig. 5), recoberta por resina acrílica para simulação de tecido mole e apresentava características anatômicas e patológicas suficientes para que suas imagens radiográficas pudessem ser avaliadas.

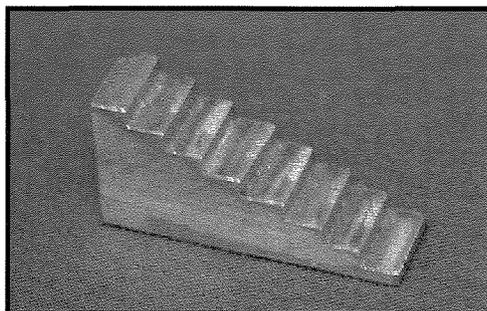


FIGURA 4 – Escala de densidade.

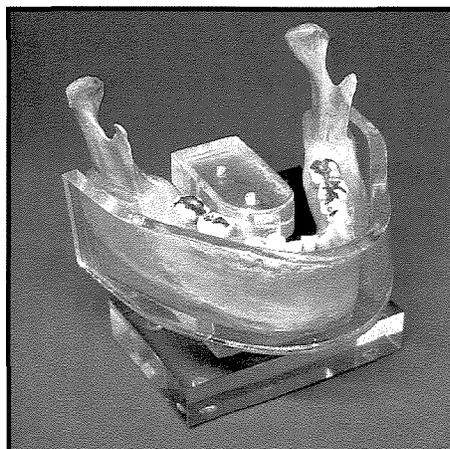


FIGURA 5 – Mandíbula macerada.

4.3. Aquisição das imagens

O aparelho utilizado para aquisição das imagens foi o GE 1000 (General Electric Company, Milwaukee, WI, USA). Para a análise objetiva, os fatores de exposição foram ajustados em 70 kVp, 10 mA e tempo e exposição de 0,4 s. Para a análise subjetiva, utilizou-se 60 kVp, 10 mA e tempo de exposição de 0,2 s.

Para a aquisição das imagens utilizadas na análise objetiva, foi utilizado um suporte para cabeçotes de raios X (Fig. 6), confeccionado em acrílico, adaptado ao cilindro localizador do aparelho de raios X, que permitia manter a distância foco-placa em 40 cm e o direcionamento do feixe de raios X perpendicular à placa durante todas as exposições radiográficas, proporcionando uma padronização das imagens obtidas.

Para a aquisição das imagens utilizadas na análise subjetiva, a própria mandíbula macerada facilitava o posicionamento das placas de fósforo (Fig. 7), por ser envolta de acrílico e possuir um simulador de língua que facilitava o posicionamento e permitia que o objeto, a placa e o cilindro do aparelho ficassem sempre na mesma posição, mantendo-se constante uma distância foco-placa de 32 cm.



FIGURA 6 – Escala de densidade posicionada para exposição.

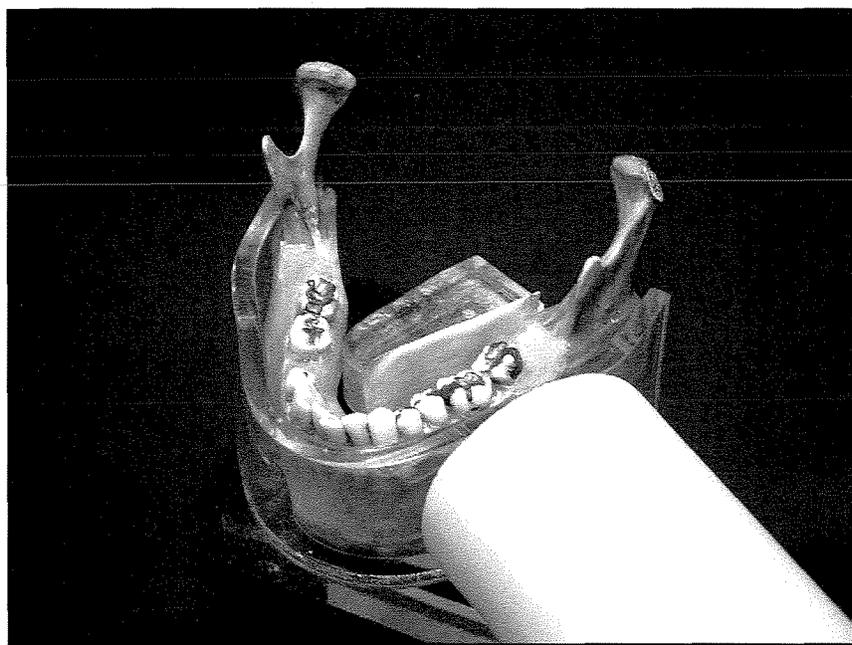


FIGURA 7 – Mandíbula macerada posicionada para exposição.

4.4. Tempos de armazenamento

Após as exposições, as placas foram submetidas à diferentes tempos e condições de armazenamento, da seguinte forma: um grupo de imagens foi obtido imediatamente após as exposições, caracterizando o tempo 0 (zero hora); os outros grupos de imagens foram obtidos 6, 12, 24, 36, 48 e 72 horas após a exposição das placas, para cada condição de armazenamento. Cada grupo era constituído por doze imagens, sendo três utilizadas para a análise objetiva e nove para a análise subjetiva para cada um dos sistemas.

4.5. Condições de armazenamento

Para o armazenamento, as placas foram acondicionadas em potes plásticos em 3 condições diferentes (Fig. 8), juntamente com um aparelho que media a temperatura e a umidade (Fig. 9). O experimento foi assim dividido:

- Temperatura ambiente (ambiente): as placas foram posicionadas em uma gaveta simulando um gabinete odontológico;
- Refrigeração: as placas foram posicionadas na porção inferior de um refrigerador;
- Isolamento da umidade (sílica): as placas foram posicionadas no interior de um dispositivo de plástico fechado, contendo no seu interior sílica.

Todas as placas, em todos os tempos e condições de armazenamento, foram armazenadas em seus invólucros específicos.



FIGURA 8 – Placas de fósforo armazenadas nas condições: temperatura ambiente (A), refrigeração (B) e isolamento da umidade (C).

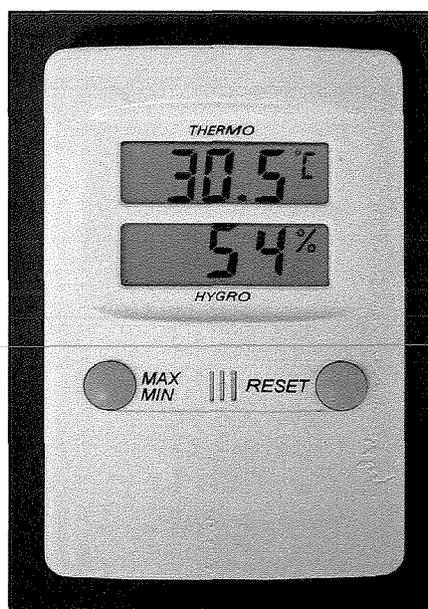


FIGURA 9 – Aparelho utilizado para aferir a temperatura e umidade.

4.6. Número de exposições

Para a análise objetiva, foram realizadas 57 exposições da escala de densidade (três placas para cada um dos três armazenamentos diferentes, em seis tempos de armazenamento diferentes, mais três imagens 0 hora). Essas exposições foram realizadas para os dois sistemas digitais DenOptix e Digora, o que totalizou 114 imagens.

Para a análise subjetiva, foram realizadas 171 exposições da mandíbula macerada (nove placas para cada um dos três armazenamentos diferentes, em seis tempos de armazenamento diferentes, mais nove imagens 0 hora), para cada sistema digital, totalizando 342 imagens

4.7. Escaneamento das imagens

As leituras das imagens, nos *scanners* específicos (Fig. 10) para cada sistema, foram realizadas respeitando as instruções do fabricante. Esta operação foi realizada obedecendo as datas pré-estabelecidas de leituras.

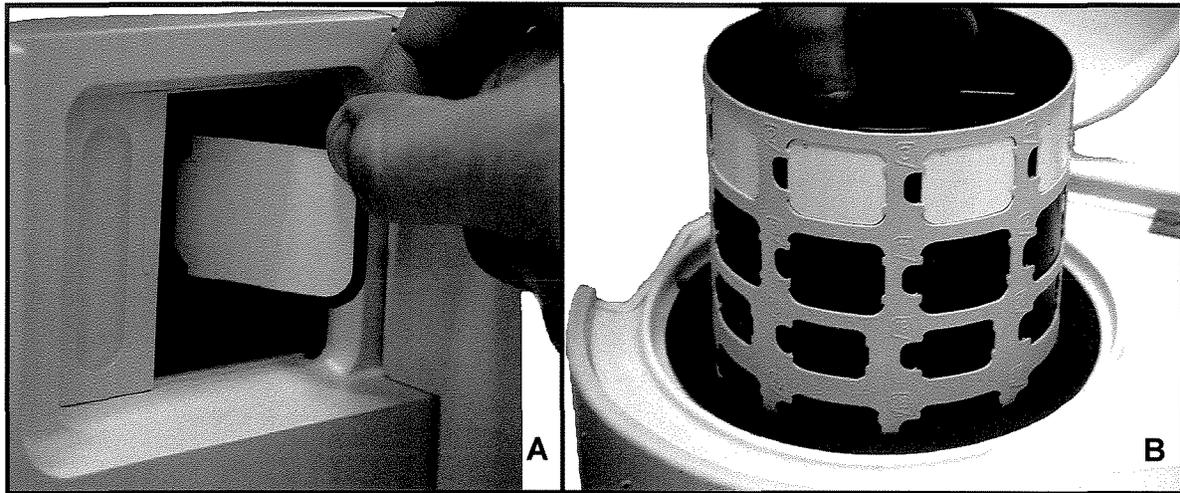


FIGURA 10 – *Scanner* do Sistema Digora (A) e *scanner* do Sistema DenOptix (B) no momento do escaneamento.

4.8. Identificação das imagens

Após serem escaneadas, cada imagem recebeu um código de identificação que estava relacionado com o tempo e a condição de armazenamento, número de repetição e sistema digital.

Para as condições de armazenamento, as imagens obtidas na condição temperatura ambiente foram identificadas pela letra A. Já a condição refrigeração

foi identificada pela letra G. A condição isolamento da umidade foi identificada pela letra S. Quanto aos tempos de armazenamento, as imagens foram identificadas por 0 para o tempo zero hora, 6 para o tempo 6 horas e assim sucessivamente até o tempo 72 horas.

Foram 3 repetições para cada grupo da análise objetiva e nove repetições para cada grupo da análise subjetiva, sendo as mesmas identificadas numericamente.

Os sistemas digitais foram identificados por DEN para o Sistema DenOptix e DIG para o Sistema Digora.

Exemplificando: A61DEN. Imagem obtida na condição temperatura ambiente, no tempo seis horas, repetição número um do Sistema DenOptix.

Após serem identificadas, as imagens foram armazenadas em arquivo TIFF.

4.9. Análises das imagens após armazenamento

Análise objetiva

Foi utilizada para este fim, a ferramenta que mede a densidade (valor do pixel) disponível nos *softwares* correspondentes.

As imagens obtidas pelo Sistema DenOptix foram avaliadas pelo seu *software* (VixWin 2000 – Gendex Dental System). Para utilizar o *software* (Fig. 11), na barra de ferramentas do programa foi utilizado o histograma, onde marcamos dois pontos entre a área do primeiro ao último degrau da escala de densidade, obtendo-se a média da densidade para aquela imagem clicando-se no lado direito do *mouse* no quadro “tons cinzentos”.

As imagens obtidas pelo Sistema Digora foram avaliadas pelo seu *software* (Digora for Windows 1.51). Neste (Fig. 12) foi utilizada a ferramenta *Density measurement*, onde após delimitarmos a área do primeiro ao último degrau da escala de densidade, foi obtida a média da densidade para aquela imagem.

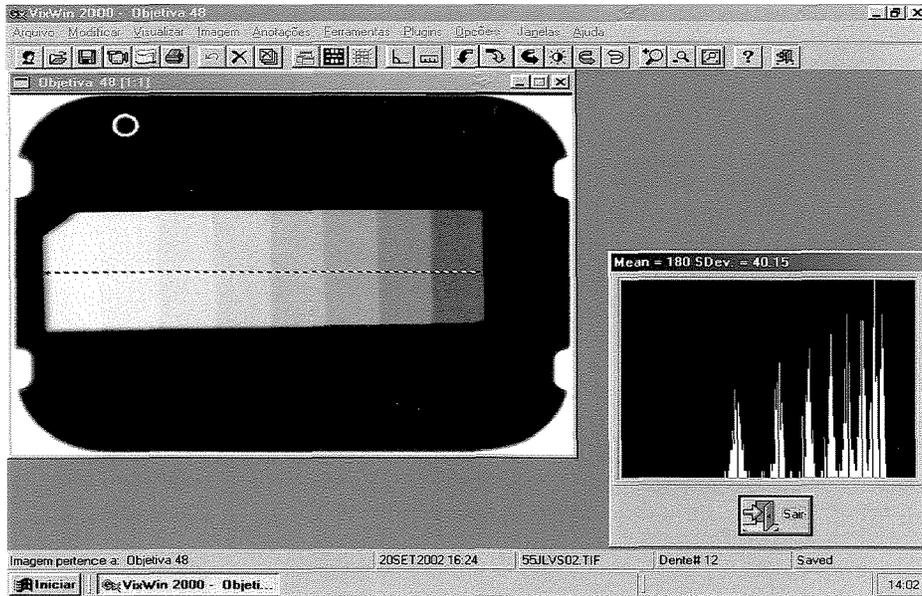


FIGURA 11– Tela do monitor do computador exibindo o valor do pixel do Sistema DenOptix.

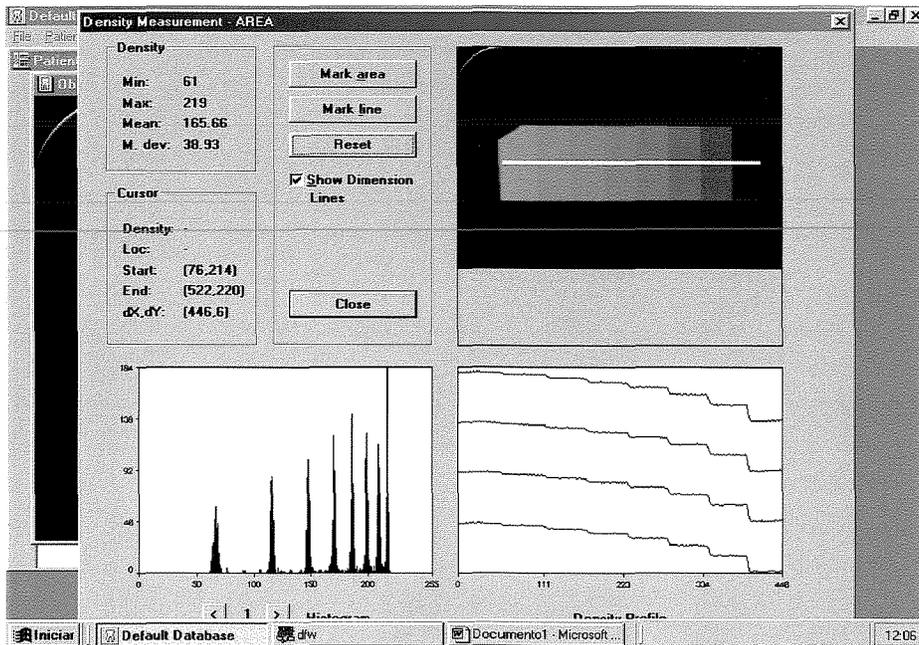


FIGURA 12– Tela do monitor do computador exibindo o valor do pixel do Sistema Digora.

Análise subjetiva

As 342 imagens (171 para cada sistema digital) obtidas nos diferentes tempos e condições de armazenamento, foram aleatoriamente distribuídas e avaliadas por três radiologistas. Previamente à realização da análise destas imagens, os avaliadores foram orientados quanto aos sistemas utilizados e como deveriam proceder na avaliação. Foram utilizados os *softwares* correspondentes a cada sistema digital, sendo que os avaliadores podiam fazer uso das ferramentas disponíveis em cada um deles, verificando a qualidade da imagem nas principais regiões anatômicas (esmalte, dentina, polpa, espaço do ligamento periodontal, lâmina dura etc). As avaliações foram realizadas seguindo a ordem de uma tabela confeccionada para tal, em 12 grupos de 28 imagens e utilizando os seguintes escores apresentados na tabela abaixo.

IMAGEM COM POUCA QUALIDADE	0
IMAGEM COM REGULAR QUALIDADE	1
IMAGEM COM BOA QUALIDADE	2
IMAGEM COM EXCELENTE QUALIDADE	3

QUADRO 1 – Conceitos utilizados pelos avaliadores

4.10. Análise estatística

Após o término das análises, os valores foram tabulados e submetidos à análise estatística.

Os valores da análise objetiva foram submetidos à análise estatística por meio do teste de Tukey e Dunnet. Para os valores da análise subjetiva, foi aplicado o teste de Mann Whitney.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

O presente trabalho teve como finalidade avaliar objetiva e subjetivamente o comportamento das placas de fósforo digitais intrabucais diante de diferentes tempos e condições de armazenamento depois de expostas aos raios X. Devemos aqui destacar que, após a revisão de literatura, foi possível verificar a influência do tempo e do ambiente de armazenamento na qualidade da imagem dos filmes convencionais (PETERSON *et al.* em 1987; SERMAN *et al.* em 1987; TAMBURÚS & CARVALHO em 1988; WATANABE *et al.* em 1989 e PLATIN *et al.* em 1999), mas nenhum trabalho foi encontrado referente às placas de fósforo, sendo apenas citado por HILDEBOLT *et al.* (2000) que, aproximadamente 25 a 50 % do sinal latente armazenado nas placas de fósforo é perdido na primeira hora após a exposição, podendo o restante da imagem latente persistir por dias. Tal informação é de grande importância, pois, sabemos que o custo de implantação de um sistema digital é, nos dias de hoje, o que mais pesa na decisão do profissional em adquirir tal sistema e que as variáveis estudadas podem estar presentes nas clínicas odontológicas.

As temperaturas médias obtidas nesta pesquisa para as condições temperatura ambiente, refrigeração e isolamento da umidade foram 23,3°, 8,2° e 24,5°C respectivamente. Já as taxas de umidade médias foram 56,5% para a condição temperatura ambiente, 43% para a condição refrigeração e 25% para condição isolamento da umidade.

Os dados obtidos na presente pesquisa, depois de tabulados, foram submetidos aos testes estatísticos. Os dados resultantes da análise objetiva de ambos os sistemas foram submetidos à análise de variância em esquema fatorial 3 x 6 (condição x tempo) com um tratamento adicional. A comparação entre os níveis dos fatores condição x tempo foi realizada pelo teste de Tukey, sendo o teste de Dunnett utilizado para comparar todos os tempos e condições diferentes com o tempo zero hora, sempre utilizando o nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$). Já os dados obtidos pela análise subjetiva foram submetidos ao teste de Mann Whitney, que comparou todos os tempos obtidos nas diferentes condições com o tempo zero hora.

É importante salientar que, na análise objetiva de ambos os sistemas, não houve interação estatisticamente significativa entre o fator tempo e o fator condição de armazenamento.

ANÁLISE OBJETIVA

Para a obtenção dos dados utilizados na análise objetiva, foi utilizada a ferramenta disponível no *software* do sistema que determina o valor da densidade (valor do *pixel*) da área delimitada. Essa ferramenta foi utilizada em outros estudos realizados por FARMAN *et al.* em 1996, GÜRDAL & AKDENIZ em 1998, WENZEL *et al.* em 1998, MURCHINSON *et al.* em 1999 e FLORES em 2001.

Na tabela 1, estão os valores médios das densidades para os seis tempos nas três condições estudadas. Por essa tabela, verifica-se que pelo Teste de Dunnett ($p > 0,05$), todas as médias obtidas nos diferentes tempos e condições de armazenamento para o sistema DenOptix, não apresentaram diferenças estatísticas significativas quando comparadas com a média do tempo 0 hora.

Observando ainda a tabela 1, quando todas as médias foram comparadas entre si pelo teste de Tukey, verifica-se que os valores são estatisticamente semelhantes, quando observamos as letras maiúsculas na horizontal, em relação à condição de armazenamento e as letras minúsculas na vertical, em relação ao tempo de armazenamento. Tais resultados podem ser facilmente compreendidos quando se observa o gráfico 1, onde todos valores obtidos estão próximos da densidade 180, que foi a encontrada para o tempo zero hora.

TABELA 1

Médias da densidade (valor do *pixel*) na análise objetiva do Sistema DenOptix

Tempo	Método			
	Ambiente	Refrigeração	Sílica	Tukey
	Média da densidade	Média da densidade	Média da densidade	
6	180,67	180,33	180,00	a
12	177,33	179,33	180,33	a
18	179,00	179,00	181,00	a
24	178,67	179,67	179,67	a
48	182,00	178,33	181,00	a
72	181,67	181,00	180,00	a
	A	A	A	

Média do tempo zero hora = 180.00 Coeficiente de variação = 0.98 %

Médias não diferem do tempo zero pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

Letras maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical, não diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$)

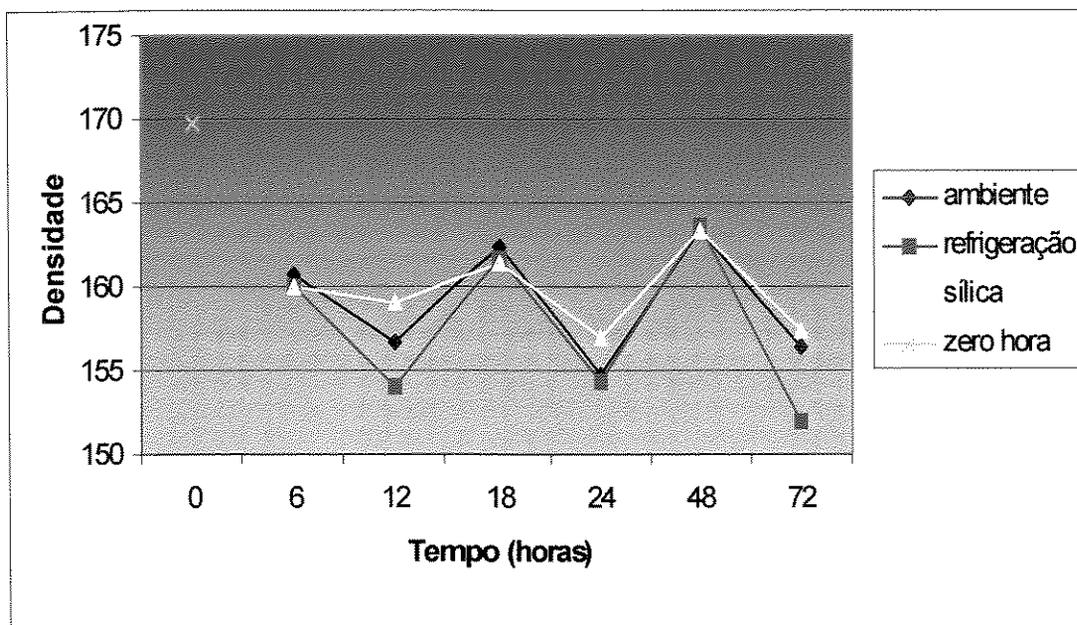


Gráfico 1 - Médias dos valores de densidade (valor do *pixel*) na análise objetiva do Sistema DenOptix

Ainda na análise objetiva dos dados obtidos pelo sistema DenOptix, podemos observar na tabela 2, que as diferenças encontradas entre todos os tempos e condições de armazenamento quando comparadas com o tempo zero variam entre -1.5 % e 1 %, comprovando-se mais uma vez que estes valores são semelhantes, como já observado na tabela 1 e no gráfico 1. Isto nos leva a concluir que objetivamente não houve perda dos valores de densidade nos tempos e condições estudados para análise objetiva do sistema DenOptix.

TABELA 2

Diferenças (%) entre as densidades das imagens obtidas nos diferentes tempos e condições de armazenamento quando comparados com o tempo zero hora para o Sistema DenOptix

Tempo	Método		
	Ambiente	Refrigeração	Sílica
6	0,4	0,2	0,0
12	-1,5	-0,4	0,2
18	-0,6	-0,6	0,6
24	-0,7	-0,2	-0,2
48	1,1	-0,9	0,6
72	0,9	0,6	0,0

A análise objetiva do sistema Digora foi realizada por meio da mesma ferramenta utilizada para o sistema DenOptix, porém usando o *software* do sistema Digora. Para análise dos dados, o mesmo teste estatístico foi aplicado.

Observando-se a tabela 3, verifica-se que todas as médias obtidas nos diferentes tempos e condições de armazenamento para o sistema Digora, são estatisticamente diferentes quando comparadas com a média do tempo 0 hora pelo Teste de Dunnett ($p > 0,05$).

Na mesma tabela, quando todas as médias dos grupos experimentais foram comparadas pelo teste de Tukey, pode-se verificar que os valores obtidos em relação à condição de armazenamento são estatisticamente semelhantes entre si, pois as letras maiúsculas na horizontal não diferem. Entretanto, as médias dos valores absolutos nos tempos 12, 24 e 72 horas na condição refrigeração, apesar de serem estatisticamente semelhantes, foram os que apresentaram médias mais baixas quando comparados com o tempo zero hora (-9,2, -9,0 e -10,4 respectivamente) como pode ser visto na tabela 4.

Ainda na tabela 3, observando-se as letras minúsculas na vertical, podemos verificar que, em relação ao tempo de armazenamento, existe uma variação nos valores, sendo estatisticamente diferentes, quando comparados ao tempo subsequente. No entanto, quando comparamos os tempos com um intervalo entre si, verificamos que tais valores são estatisticamente semelhantes, ou seja, os tempos 6, 18 e 48 horas são semelhantes entre si como também os

tempos 12, 24 e 72 horas. Tais resultados podem ser facilmente visualizados quando se observa o gráfico 2. Deve-se salientar que, embora os sistemas utilizados apresentem o mesmo princípio de obtenção de imagem e digitalização, 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, como ajuste automático da escala de cinza e a correção do brilho (BORG *et al.*, 2000a). Estes comandos, apresentam-se, de maneira padronizada, desativados no sistema Digora, pois o mesmo explora a sua escala dinâmica ao máximo possível, e ativados no sistema DenOptix, que possui uma escala dinâmica menor em relação ao sistema Digora (HAITER NETO *et al.*, 2000b e OLIVEIRA, *et al.*, 2000b). Tais comandos estão diretamente relacionados com o momento do escaneamento. Ainda, se observarmos as médias da análise objetiva do sistema Digora, verificamos que tais valores não variam mais que 11 tons de cinza entre os tempos e condições utilizados no presente estudo.

TABELA 3

Médias da densidade (valor do *pixel*) na análise objetiva do Sistema Digora

Tempo	Método			
	Ambiente	Refrigeração	Sílica	Tukey
	Média da Densidade	Média da Densidade	Média da Densidade	
6	160,67*	160,00*	160,00*	a
12	156,67*	154,00*	159,00*	c
18	162,33*	161,67*	161,33*	ab
24	154,67*	154,33*	157,00*	c
48	163,33*	163,67*	163,33*	a
72	156,33*	152,00*	157,33*	c
	A	A	A	

Média do tempo zero hora = 169,67 Coeficiente de variação = 1.14%

* Diferem do ambiente tempo zero pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

Letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical, diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$)

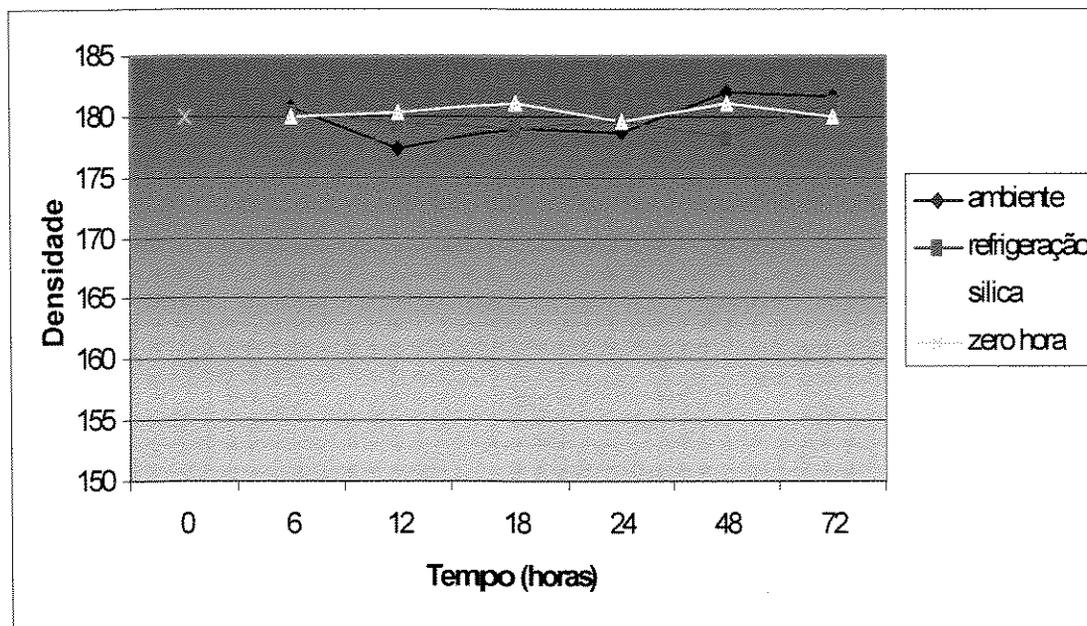


Gráfico 2 - Médias dos valores de densidade (valor do *pixel*) na análise objetiva do Sistema Digora

A tabela 4 mostra que houve uma grande variação das densidades quando comparadas com o tempo zero hora. Essas diferenças variam de - 3,5 % a -10,4 %, comprovando-se mais uma vez que estes valores são estatisticamente diferentes quando comparados ao tempo zero hora, como já observado na tabela 3 e no gráfico 2. Isto nos leva a concluir que houve perda dos valores de densidade nos tempos e condições estudados para análise objetiva do sistema Digora.

TABELA 4

Diferenças (%) entre as densidades de todos os tempos e condições de armazenamento quando comparados com o tempo zero hora para o Sistema Digora

Tempo	Método		
	Ambiente	Refrigeração	Sílica
6	-5,3	-5,7	-5,7
12	-7,7	-9,2	-6,3
18	-4,3	-4,7	-4,9
24	-8,8	-9,0	-7,5
48	-3,7	-3,5	-3,7
72	-7,9	-10,4	-7,3

ANÁLISE SUBJETIVA

Foram encontrados na literatura estudos recentes que utilizaram a análise subjetiva para avaliação dos sistemas digitais. Em 2000b, HAITER NETO *et al.* compararam a qualidade das imagens dos mesmos sistemas utilizados neste estudo e concluíram que o sistema Digora apresentou, de modo geral, imagens com qualidade superior ao DenOptix. O mesmo resultado foi encontrado por BORG *et al.*, (2000b), porém o contrário foi visto por KITAGAWA *et al.*, 2000, onde o sistema DenOptix apresentou melhor qualidade de imagem. PAGANINI e OLIVEIRA, ambos em 2001, consideraram equivalente a qualidade da imagem de ambos os sistemas. Para o diagnóstico de cárie, SYRIOPOULOS *et al.* (2000) não encontraram diferenças entre os dois sistemas, enquanto que GANZERLI (2001) verificou um melhor desempenho para o sistema Digora, quando na avaliação das superfícies proximais feitas por um radiologista. Vale salientar que este estudo não teve como objetivo comparar a qualidade da imagem entre os sistemas Digora e DenOptix, mas se observarmos as frequências das medianas dos dois sistemas, verificaremos que, de uma maneira geral, houve uma equivalência em ambos os sistemas.

Os dados da análise subjetiva foram obtidos a partir da avaliação de 3 radiologistas, que utilizaram os seguintes escores: 0, 1, 2 e 3 que significam desde pouca qualidade de diagnóstico até excelente qualidade. As imagens obtidas estão apresentadas nas Figuras 13,14,15,16,17,18,19 e 20.

Observando-se as tabelas 5, 6 e 7, pelo Teste de Mann Whitney, podemos verificar que quando comparados os diferentes tempos de armazenamento com o tempo zero hora nas três condições diferentes, ou seja, na condição ambiente, refrigeração e sílica, o sistema DenOptix apresentou valores de $p > 0.05$, podendo-se concluir que os avaliadores não detectaram perda na qualidade das imagens nos diferentes tempos e condições de armazenamento estudados. Os gráficos 3, 4 e 5 mostram claramente estes resultados.

Comparando os resultados da análise subjetiva com os encontrados na análise objetiva, notamos que houve uma grande semelhança entre elas. Isto nos leva a concluir que, tanto objetivamente quanto subjetivamente, as imagens obtidas pelo sistema DenOptix neste estudo não perderam sua qualidade para diagnóstico.

TABELA 5

Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição temperatura ambiente, para as imagens do Sistema DenOptix

Tempo	Razoável	Boa	Excelente	p*
0	0	5	4	
6	0	5	4	1.0000
12	1	6	2	0.3099
18	0	6	3	0.6911
24	0	7	2	0.4268
48	0	6	0	0.6911
72	0	2	7	0.2332
Total Global	1	37	25	

Teste de Mann Whitney comparando os diferentes tempos de armazenamento com o tempo zero hora, na condição temperatura ambiente, Sistema DenOptix

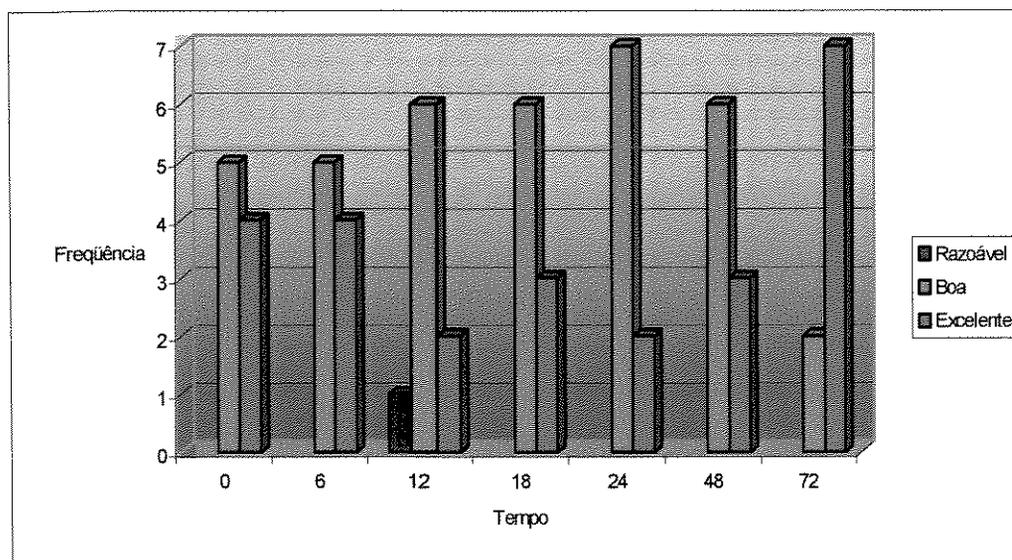


Gráfico 3 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição temperatura ambiente, Sistema DenOptix

TABELA 6

Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição refrigeração, para as imagens do Sistema DenOptix

Tempo	Razoável	Boa	Excelente	p*
0	0	5	4	
6	0	5	4	1.0000
12	0	2	7	0.2332
18	0	2	7	0.2332
24	0	1	8	0.1120
48	0	2	7	0.2332
72	0	2	7	0.2332
Total Global	0	19	44	

Teste de Mann Whitney comparando os diferentes tempos de armazenamento com o tempo zero hora, na condição refrigeração, Sistema DenOptix

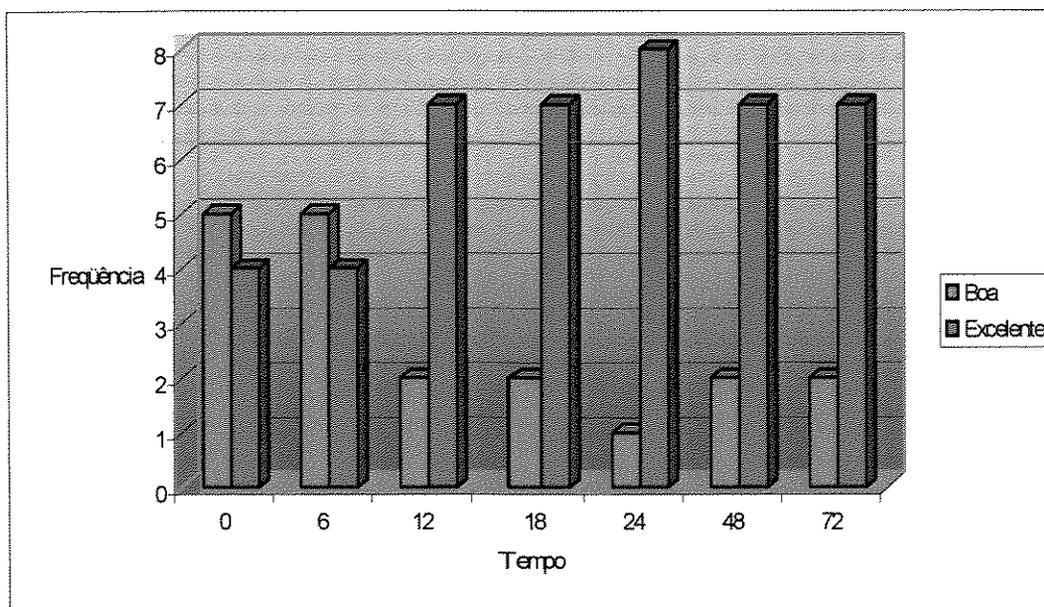


Gráfico 4 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição refrigeração, Sistema DenOptix

TABELA 7

Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição sílica, para as imagens do Sistema DenOptix

Tempo	Razoável	Boa	Excelente	p*
0	0	5	4	
6	0	8	1	0.2332
12	0	4	5	0.6911
18	0	7	2	0.4268
24	1	7	1	0.1577
48	0	4	5	0.6911
72	0	4	5	0.6911
Total Global	1	39	23	

Teste de Mann Whitney comparando os diferentes tempos de armazenamento com o tempo zero hora, na condição sílica, Sistema DenOptix

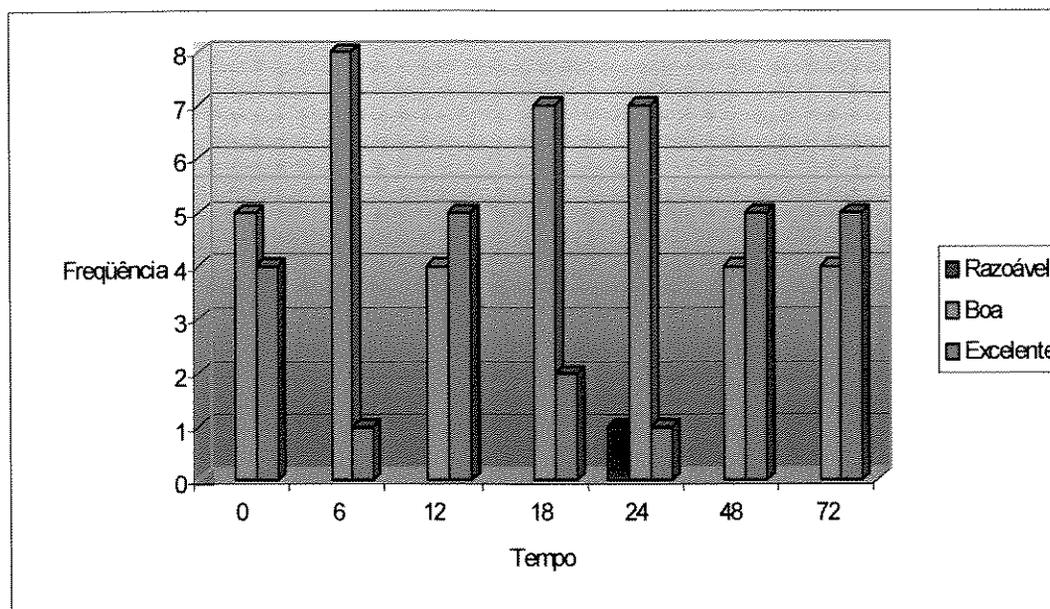


Gráfico 5 - Frequência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição sílica, Sistema DenOptix

Verificando o valor clínico dos resultados desse trabalho, as imagens obtidas pelas placas do sistema DenOptix, se devidamente armazenadas em seus invólucros específicos e não expostas ao sol ou diretamente à luz de um negatoscópio, podem permanecer latentes por um período de até 72 horas sem sofrer perda de qualidade para diagnóstico. Isto permite que um grupo de dentistas que possuam o sistema em questão, não precisam se preocupar com o fato de passar até um final de semana com a imagem latente na sua placa sem perder a qualidade da imagem. Em casos de pesquisa, amostras coletadas em cidades diferentes podem ser lidas no seu respectivo *scanner* até o mesmo período de tempo, salientando-se, entretanto, as condições de armazenamento mencionadas anteriormente.

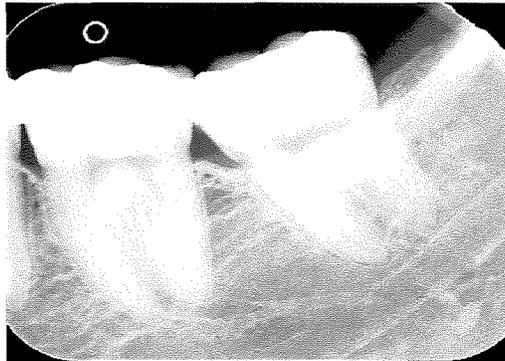


FIGURA 13 – Imagem 0 hora do Sistema DenOptix

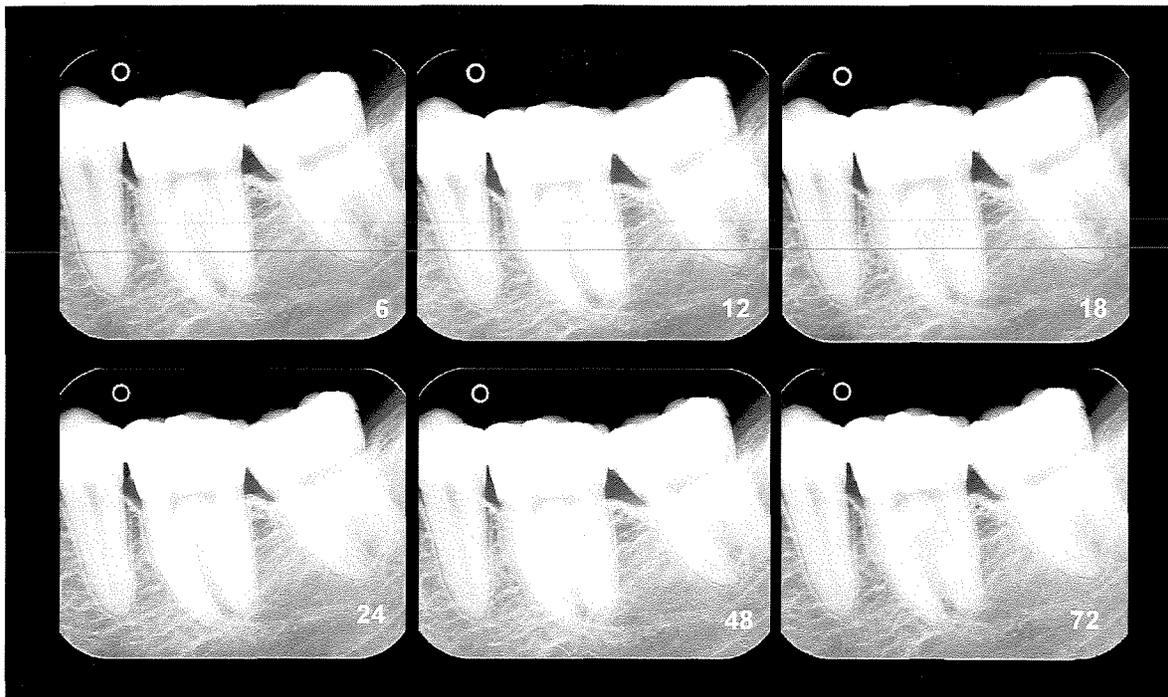


FIGURA 14 – Imagens do Sistema DenOptix, condição temperatura ambiente no decorrer dos tempos de armazenamento

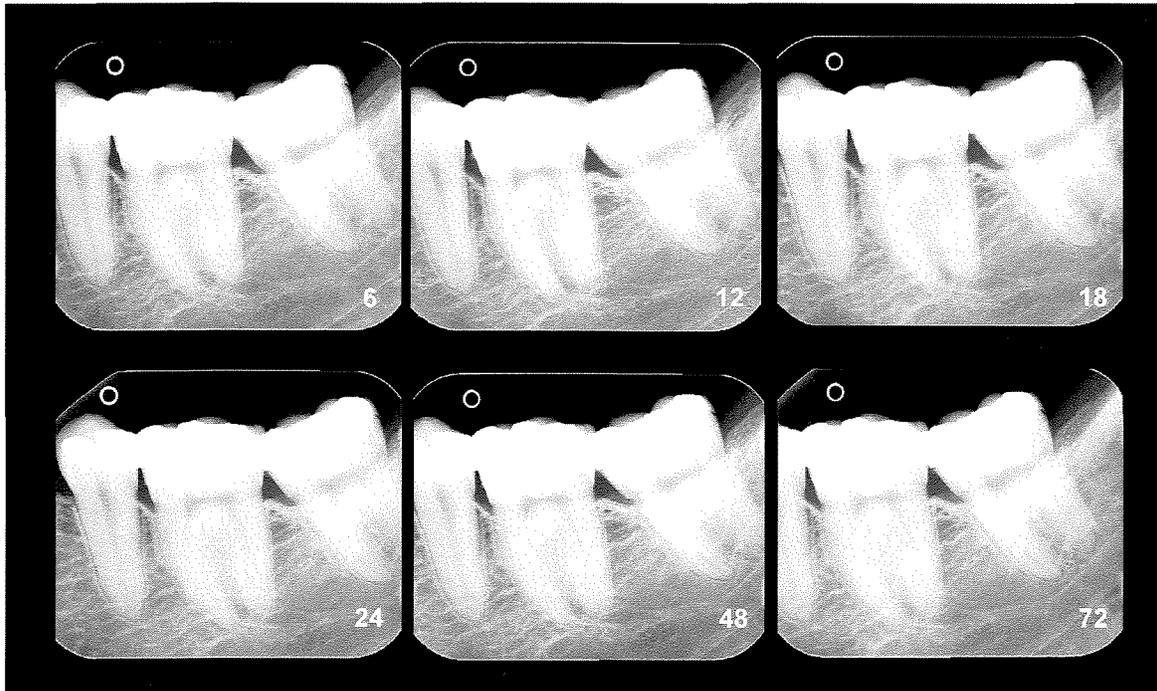


FIGURA 15 – Imagens do Sistema DenOptix, condição refrigeração no decorrer dos tempos de armazenamento

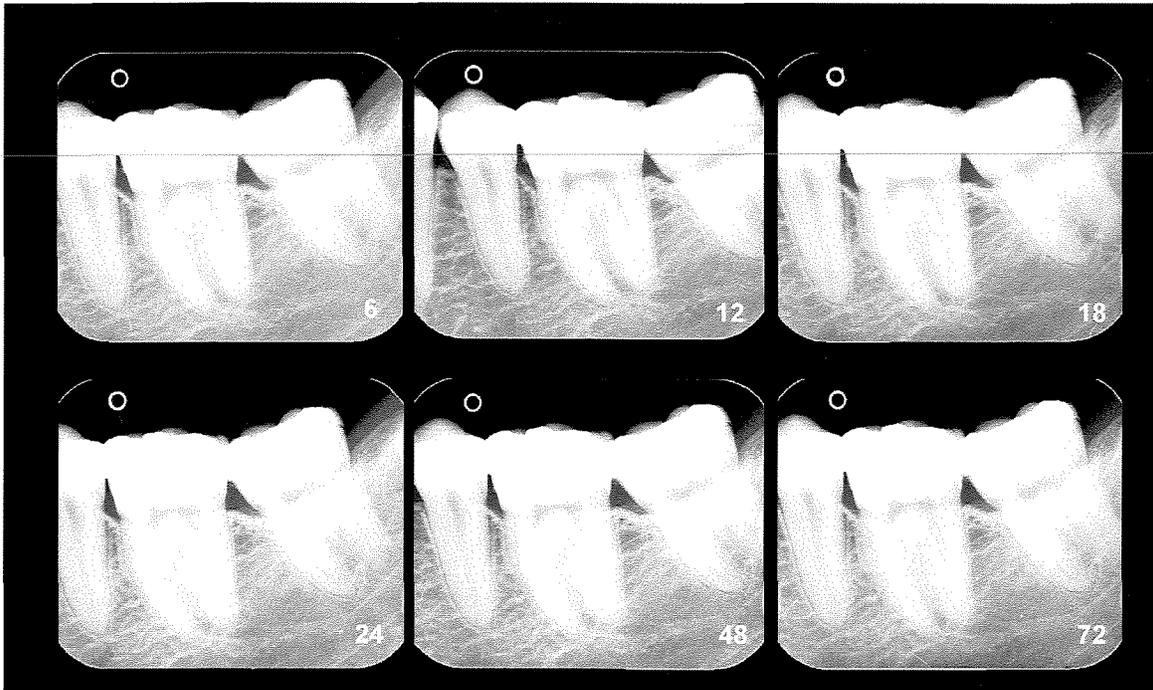


FIGURA 16 – Imagens do sistema DenOptix, condição isolamento da umidade no decorrer dos tempos de armazenamento

Passaremos agora a apresentar os resultados obtidos da análise subjetiva para o sistema Digora. Estes resultados foram obtidos a partir da avaliação dos mesmos 3 radiologistas que realizaram a avaliação do sistema DenOptix, utilizando os mesmos escores.

Observando-se a tabela 8, pelo Teste de Mann Whitney, podemos verificar que, quando comparados os tempos 6, 12 e 18 horas na condição ambiente com o tempo zero hora, os valores são estatisticamente semelhantes ($p > 0.05$), podendo-se concluir que nestes três tempos os avaliadores não detectaram perda na qualidade das imagens obtidas. Entretanto, a partir do tempo 24 horas, os mesmos passaram a detectar as diferenças também encontradas na análise objetiva, como podemos observar nos valores de $p < 0.05$ quando comparados os tempos 24, 48 e 72 horas com o tempo zero hora. Estes resultados podem também ser observados no gráfico 6. Isto nos leva a concluir que as imagens obtidas pelo sistema Digora na condição ambiente, perderam sua qualidade para diagnóstico a partir de 24 horas entre o tempo de exposição e o tempo de escaneamento, mas ainda sendo consideradas como boas para diagnóstico.

TABELA 8

Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição temperatura ambiente, para as imagens do Sistema Digora

Tempo	Razoável	Boa	Excelente	p*
0	0	1	8	
6	1	3	5	0.2164
12	0	3	6	0.4268
18	0	4	5	0.2332
24	0	6	3	0.0469*
48	0	9	0	0.0015*
72	0	6	3	0.0469*
Total Global	1	32	30	

Teste de Mann Whitney comparando os diferentes tempos de armazenamento com o tempo zero hora, na condição temperatura ambiente, Sistema Digora

* valor significativo ($p < 0,05$)

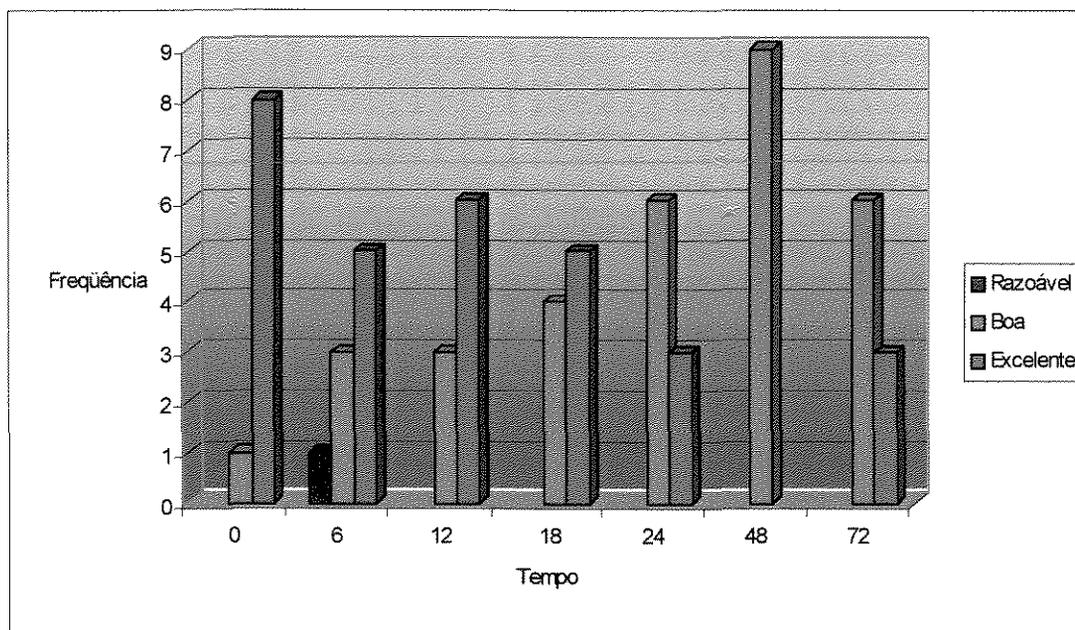


Gráfico 6 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição temperatura ambiente, Sistema Digora

Observando-se a tabela 9, pelo Teste de Mann Whitney, podemos verificar que, quando comparados o tempo 6 na condição refrigeração com o tempo zero hora, os valores são estatisticamente semelhantes ($p > 0.05$), podendo-se concluir que neste tempo os avaliadores não detectaram perda na qualidade das imagens obtidas. Entretanto, a partir do tempo 12 horas, os mesmos passaram a detectar as diferenças também encontradas na análise objetiva, como podemos observar os valores de $p < 0.05$ quando comparados os tempos 12, 18, 24, 48 e 72 horas com o tempo zero hora. Estes resultados também podem ser observados no gráfico 7 o que nos leva a concluir que as imagens obtidas pelo sistema Digora na condição refrigeração obtidas neste estudo, perderam sua qualidade para diagnóstico a partir de 12 horas, mas ainda sendo consideradas como boas para diagnóstico.

TABELA 9

Frequência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição refrigeração, para as imagens do Sistema Digora

Tempo	Razoável	Boa	Excelente	p*
0	0	1	8	
6	0	3	6	0.4268
12	0	6	3	0.0469*
18	0	6	3	0.0469*
24	0	7	2	0.0171*
48	1	8	0	0.0013*
72	0	7	2	0.0171*
Total Global	1	38	24	

Teste de Mann Whitney comparando os diferentes tempos de armazenamento com o tempo zero hora, na condição refrigeração, Sistema Digora

* valor significativo ($p < 0,05$)

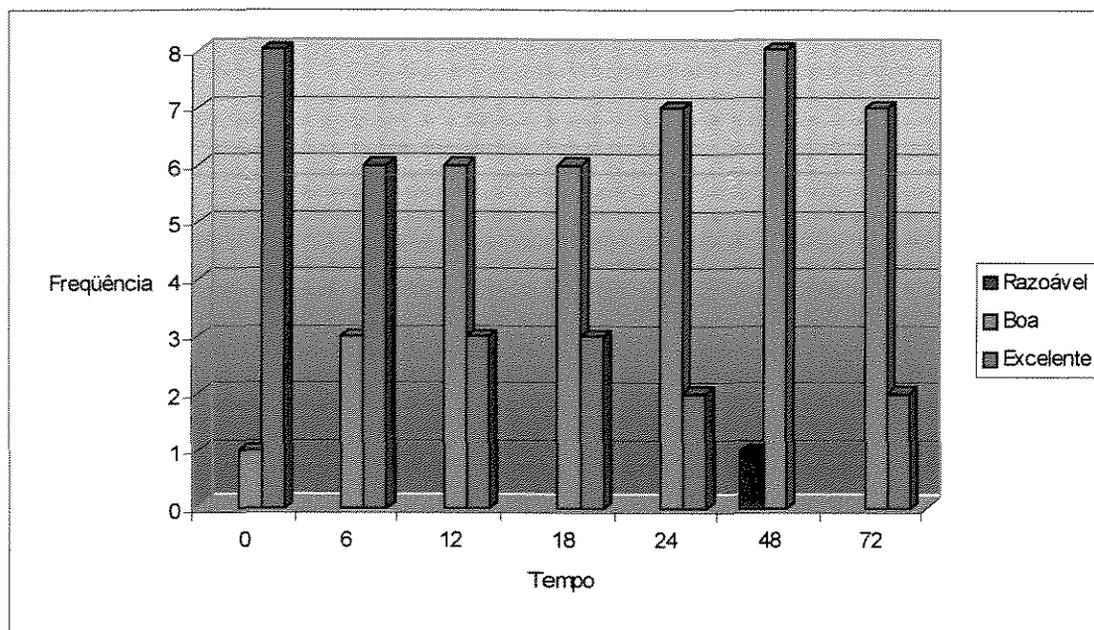


Gráfico 7 - Frequência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição refrigeração, Sistema Digora

Observando-se a tabela 10, pelo Teste de Mann Whitney, podemos verificar que, como aconteceu na condição ambiente, quando comparados os tempos 6, 12 e 18 horas na condição sílica com o tempo zero hora, os valores são estatisticamente semelhantes ($p > 0.05$), podendo-se concluir que nestes três tempos os avaliadores não detectaram perda na qualidade das imagens obtidas. Entretanto, a partir do tempo 24 horas, os mesmos passaram a detectar as diferenças também encontradas na análise objetiva, como podemos observar os valores de $p < 0.05$ quando comparados os tempos 24, 48 e 72 horas com o tempo zero hora. Estes resultados podem também ser observados no gráfico 8. Isto nos leva a concluir que as imagens obtidas pelo sistema Digora na condição sílica, ou seja, baixa umidade, perderam sua qualidade para diagnóstico a partir de 24 horas, mas ainda assim foram consideradas como boas para diagnóstico.

TABELA 10

Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição sílica, para as imagens do Sistema Digora

Tempo	Razoável	Boa	Excelente	p*
0	0	1	8	
6	1	5	3	0.0750
12	0	3	6	0.6911
18	0	4	5	0.2332
24	0	6	3	0.0469*
48	1	8	0	0.0013*
72	0	6	3	0.0469*
Total Global	2	33	28	

Teste de Mann Whitney comparando os diferentes tempos de armazenamento com o tempo zero hora, na condição sílica, Sistema Digora

* valor significativo ($p < 0,05$)

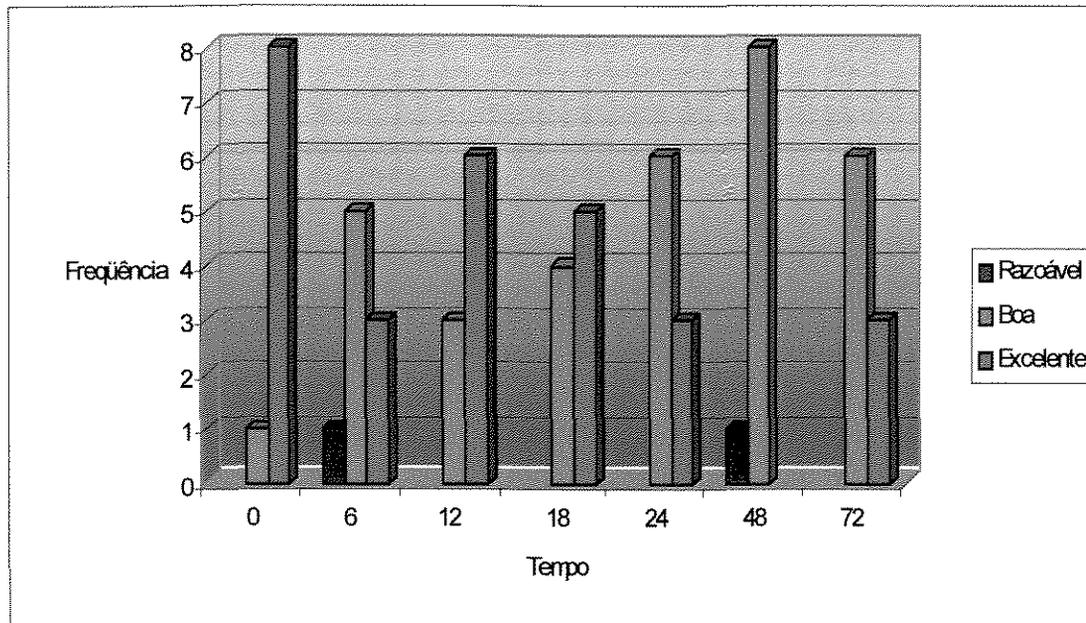


Gráfico 8 - Freqüência da mediana dos conceitos utilizados pelos 3 avaliadores, no decorrer do tempo de armazenamento, na condição sílica, Sistema Digora

Para o sistema Digora, quando correlacionamos a análise objetiva com a análise subjetiva, concluímos que os valores estatisticamente diferentes encontrados para todos os diferentes tempos e condições de armazenamento quando comparados com o tempo zero hora na análise objetiva, somente foram detectados na análise subjetiva a partir de 24 horas, para as condições ambiente e sílica e 12 horas, para a condição refrigeração. Observando-se a análise objetiva, verificamos que nos tempos 12, 24 e 72 horas da condição refrigeração, as médias dos valores absolutos encontrados, apesar de serem estatisticamente semelhantes, apresentaram as médias mais baixas quando comparados com o tempo zero hora (- 9,2, - 9,0 e - 10,4 respectivamente) que as demais condições, nos mesmos tempos de armazenamento. Para o sistema Digora, as análises objetiva e subjetiva não foram semelhantes.

Quanto ao modo de equalização da imagem que o sistema Digora possui, as oscilações encontradas na análise objetiva entre um tempo e outro de armazenamento já foram claramente discutidas e tal resultado pode não ter sido encontrado na análise subjetiva, pois, como afirmou VAN DER STELT (2000), o olho humano não é capaz de discernir mais que 100 tons de cinza. MAURIELLO & PLATIN (2001), afirmaram que, em geral, este valor não passa de 32 tons de cinza. Como discutido anteriormente, verificamos que tais valores não variam mais que 11 tons de cinza dos 255 possíveis entre os diferentes tempos e condições de armazenamento utilizados neste estudo.

Aplicando os resultados deste trabalho na situação clínica, as imagens obtidas pelas placas do sistema Digora perdem qualidade de diagnóstico subjetivamente em média a partir das primeiras 24 horas, mas permanecem latentes nas placas até o tempo de 72 horas, que foi o tempo máximo utilizado por este estudo, sendo ainda consideradas subjetivamente como boas para diagnóstico, permitindo que um grupo de dentistas que possuam o sistema em questão, possam passar até um final de semana com a imagem latente na sua placa sem riscos de perdê-la, salientando-se, entretanto, as condições de armazenamento, como o armazenamento das placas em seus invólucros específicos e não expostas ao sol ou diretamente à luz de um negatoscópio. Porém, não podemos afirmar o que ocorrerá após um tempo subsequente a este, sugerindo-se a realização de trabalhos com tempos maiores.



FIGURA 17 – Imagem 0 hora do Sistema Digora

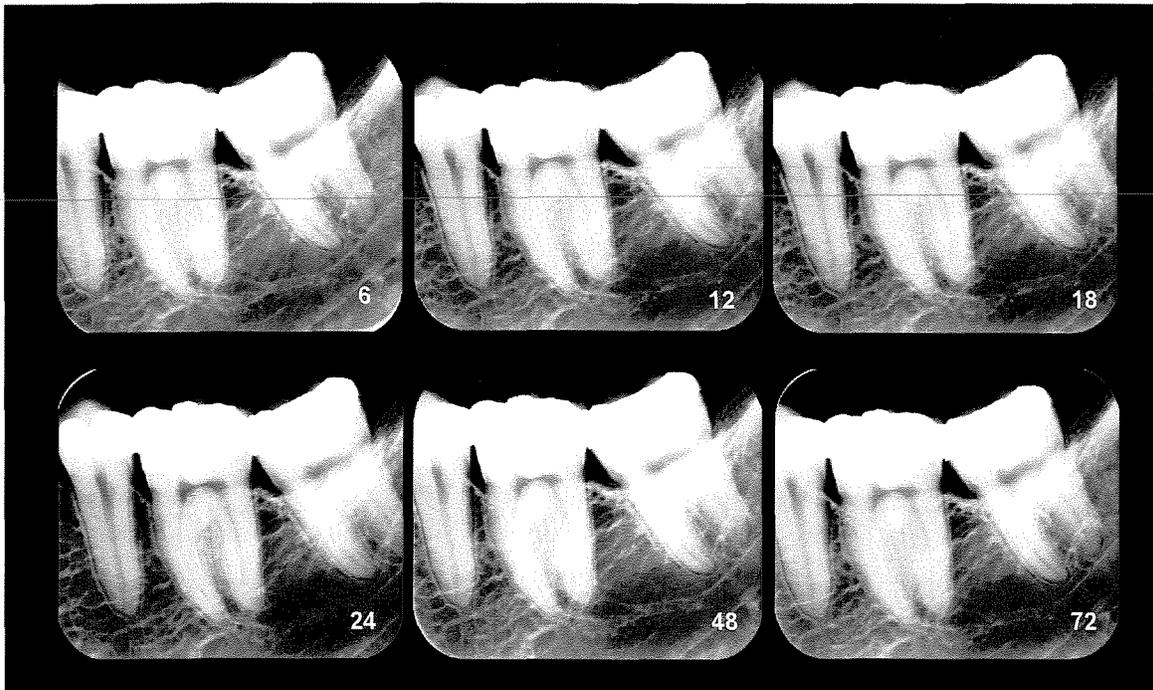


FIGURA 18 – Imagens do Sistema Digora, condição temperatura ambiente no decorrer dos tempos de armazenamento

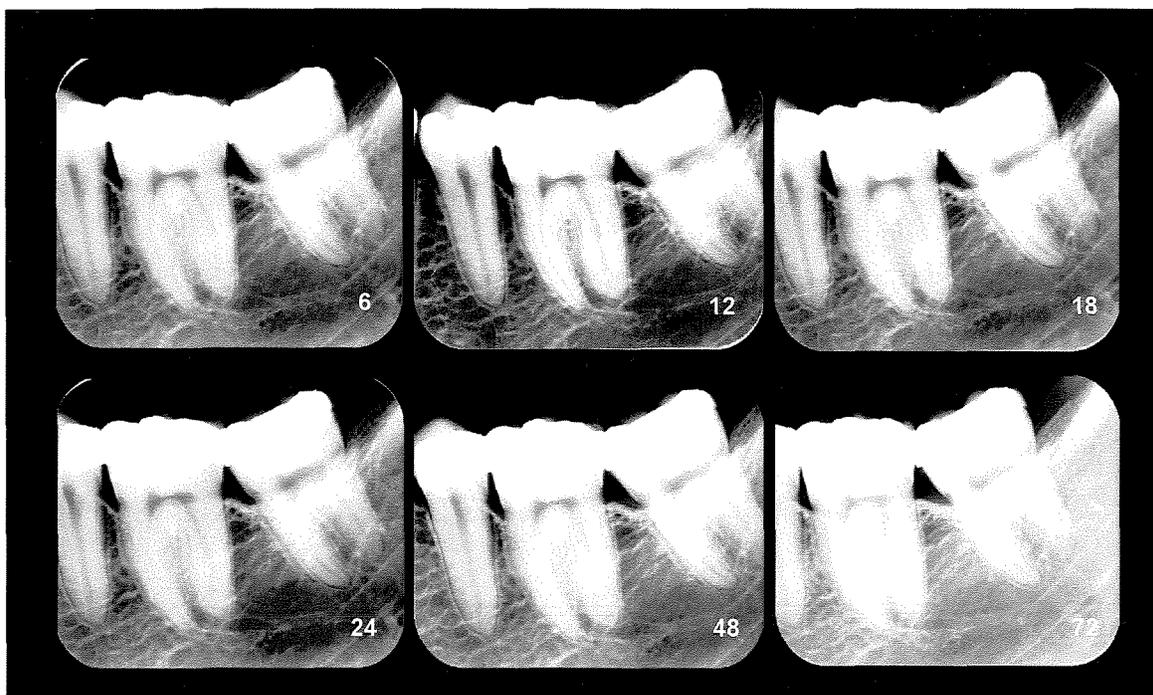


FIGURA 19 – Imagens do Sistema Digora, condição refrigeração no decorrer dos tempos de armazenamento

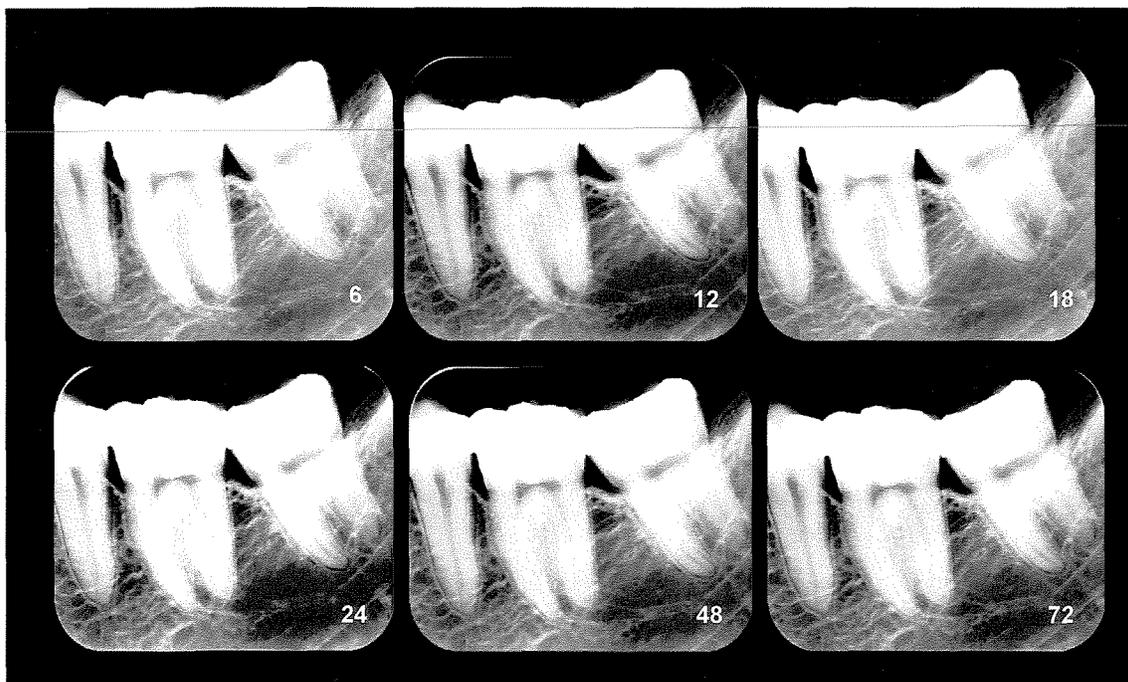


FIGURA 20 – Imagens do Sistema Digora, condição isolamento da umidade no decorrer dos tempos de armazenamento

6. CONCLUSÕES

6.1. Não houve influência do tempo e da condição de armazenamento nas imagens radiográficas digitais obtidas por placas de fósforo do Sistema DenOptix, havendo concordância entre as análises objetiva e subjetiva.

6.2. Na análise objetiva do Sistema Digora, foi verificada diferença estatisticamente significativa nos valores de densidade dos grupos experimentais com relação ao tempo de armazenamento, quando comparados com o tempo zero hora.

6.3. Na análise subjetiva do Sistema Digora, as perdas da qualidade de imagem foram observadas a partir de 6 horas na condição refrigeração e 24 horas nas condições temperatura ambiente e isolamento da umidade, não havendo concordância entre as análises objetiva e subjetiva.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ANALOU, M.; BUCKWALTER, K. Digital radiographic image archival, retrieval and management. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.44, n.2, p.339-358, Apr. 2000.

ATTAELMANAN, A.; BORG, E.; GRÖNDAHL, H.G. Digitisation and display of intra-oral films. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v.29, n.2, p. 97-102, Mar. 2000.

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. 2000a.

BORG, E.; ATTAELMANAN, A.; GRÖNDAHL, H.G. Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v.29, n.2, p.70-75, Mar. 2000b.

CAMPOS, P.S.F. *et al.* Impacto da introdução do computador no diagnóstico por imagens. **RPG Rev Pos Grad**, São Paulo, v.5, n.2, p.126-132, abr./jun. 1998.

DENOPTIX User Manual and Installation Guide. Gendex Dental Systems, Milan, Italy, 1997.

DIGORA Instruction Manual, Soredex, Finlândia, 1994.

FARMAN, T.T. *et al.* Optical densities of dental resin composites: a comparison of CCD, storage phosphor, and Ektaspeed Plus radiographic film. **Gen Dent**, Chicago, v.44, n.6, p.532-537, Nov./Dec. 1996.

* Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

FERREIRA, A.R. Odontologia em imagens. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, São Paulo, v.50, n.3, p.218-228, maio/jun. 1996.

FLORES, M.E. **Avaliação da radiopacidade de resinas compostas por meio de sistema digitais e filme radiográfico insight**. Piracicaba, 2001. 70p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

FRIEDLAND, B. Practical considerations in intraoral digital radiography. **J Mass Dent Soc**, Boston, v.48, n.3, p.34-40, Fall 1999.

FUJITA, M. *et al.* Digital image processing of periapical radiographs. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.65, n.4, p.490-494, Oct. 1988.

GANZERLI, A.S.R. **Avaliação interexaminadores no diagnóstico de cáries proximais e oclusais, utilizando imagens convencionais e digitais**. Piracicaba, 2001. 142p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

GIBBS, S.J. Radiology: closing a century, opening a millenium. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.81, n.5, p.603-606, May 1996.

GÜRDAL, P.; AKDENIZ, B.G. Comparison of two methods for radiometric evaluation of resins-based restorative materials. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v.27, n.4, p.236-239, July 1998.

HAITER NETO, F. *et al.* Estágio atual da radiografia digital. **Rev ABRO**, Bauru, v.1, n.3, p.1-6, set./dez. 2000a.

Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

HAITER NETO, F. *et al.* Estudo comparativo de dois sistemas radiográficos digitais de armazenamento de fósforo. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v.14, suplemento, p.130, 2000b. Resumo.

HILDEBOLT, C.F.; COUTURE, R.A.; WHITING, B.R. Dental photostimulable phosphor radiography. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.44, n.2, p.273-297, Apr. 2000.

KITAGAWA, H. *et al.* Comparison of three intra-oral storage phosphor systems using subjective image quality. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v.29, n.5, p.272-276, Sept. 2000.

MAURIELLO, S.M.; PLATIN, E. Dental digital radiographic imaging. **J Dent Hyg**, Chicago, v.75, n.4, p.323-331, Fall 2001.

MILES, D.A. Imaging using solid-state detectors. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.37, n.4, p.531-540, Oct. 1993.

MILES, D.A.; RAZZANO, M.R. The future of digital imaging in dentistry. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.44, n.2, p.427-438, Apr. 2000.

MURCHISON, D.F.; CHARLTON, D.G.; MOORE, W.S. Comparative radiopacity of flowable resin composites. **Quintessence Int**, Berlin, v.30, n.3, p.179-184, Mar. 1999.

OLIVEIRA, A.E. **Avaliação da qualidade da imagem, sensibilidade e escala dinâmica de cinco sistemas radiográficos digitais intrabucais: Sens-A-Ray, CDR, Digora, Filme-Base e Filme Digitalizado.** Piracicaba, 1999. 111p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

OLIVEIRA, A.E. **Estudo comparativo das análise subjetiva e objetiva de quatro sistemas radiográficos digitais intrabucais.** Piracicaba, 2001. 313p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

OLIVEIRA, A.E. *et al.* Aspectos de relevante importância na seleção de um sistema radiográfico digital. **RFO UPF**, Passo Fundo, v.5, n.1, p.21-26, jan./jun. 2000a.

OLIVEIRA, A.E. *et al.* Comparative study of two digital radiographic storage phosphor systems. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v.11, n.2, p.111-116, 2000b.

PAGANINI, G.A. **Estudo de dois sistema radiográficos digitais submetidos à diferentes condições de trabalho em relação ao ruído.** Piracicaba, 2001. 121p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

PETERSSON, A.; LINDH, C.; NILSSON, M. Is E-speed dental film more sensitive to storage than D-speed dental film? **Swed Dent J**, Jönköping, v.11, n.4, p.159-162, 1987.

PLATIN, E.; NESBIT, S.P.; LUDLOW, J.B. The influence of storage conditions on film characteristics of Ektaspeed Plus and Ultra-speed films. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.130, n.2, p.211-218, Feb. 1999.

SANDERINK, G.C.H.; MILES, D.A. Intraoral detectors. **Den Clin North Am**, Philadelphia, v.44, n.2, p.249-255, Apr. 2000.

SERMAN, N.J.; BUCH, B.; HARRIS, M.J.P. The effect of storage temperature on fogging of two types of intra-oral dental X-ray film. **J Dent Assoc S Afr**, Cape Town, v.42, n.10, p.641-643, Oct. 1987.

SILVA, M.A.G.S.; TAVANO, O. Uma avaliação dos métodos usados no diagnóstico de cárie dentária. **Cecade News**, Bauru, v.4, n.1/2, p.7-17, 1996.

SYRIOPOULOS, K. *et al.* Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsfills, v.29, n.5, p.312-318, Sept. 2000.

TAMBURÚS, J.R.; CARVALHO, F.R. Análise do efeito da temperatura de armazenagem do filme sobre a densidade e o contraste radiográfico. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.2, n.1, p.45-47, jan./mar. 1988.

VAN DER STELT, P.F. Principles of digital imaging. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.44, n.2, p.237-248, Apr. 2000.

WATANABE, P.C.A.; TAMBURUS, J.R.; CAMPOS, G.M. Influência da temperatura ambiental de armazenagem sobre a densidade e contraste radiográfico de filmes vencidos e não-vencidos. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.3, n.3, p.420-426, jul./set. 1989.

WATANABE, P.C.A. *et al.* Estudo atual da arte da imagem digital em odontologia. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, São Paulo, v.53, n.4, p.320-325, jul./ago. 1999.

WENZEL, A. Digital imaging for dental caries. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.44, n.2, p.319-338, Apr. 2000.

WENZEL, A.; GRÖNDAHL, H.G. Direct digital radiography in the dental office. **Int Dent J**, Houndsmills, v.45, n.1, p.27-34, Feb. 1995.

WENZEL, A.; HINTZE, H.; HØRSTED-BINDSLEV, P. Discrimination between restorative dental materials by their radiopacity measured in film radiographs and digital images. **J Forensic Odontostomatol**, Adelaide, v.16, n.1, p.8-13, June 1998.



UNICAMP

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CERTIFICADO

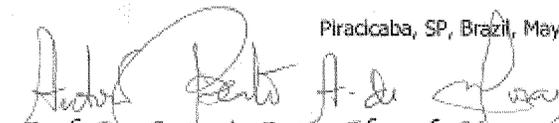
Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Análises objetiva e subjetiva de placas de fósforo intrabucais digitais submetidas a diferentes tempos e condições de armazenamento", sob o protocolo nº **037/2001**, do Pesquisador **MAURO GUILHERME DE BARROS QUIRINO MARTINS**, sob a responsabilidade do Prof. Dr. **FRANCISCO HAITER NETO**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.

Piracicaba, 07 de maio de 2001

We certify that the research project with title "Objective and subjective analysis of digital intrabuccal phosphor plates submitted to different conditions of time and temperature, protocol nº **037/2001**, by Researcher **MAURO GUILHERME DE BARROS QUIRINO MARTINS**, responsibility by Prof. Dr. **FRANCISCO HAITER NETO**, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Resarch at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).

Piracicaba, SP, Brazil, May 07 2001


Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP


Prof. Dr. Antonio Bento Alves de Moraes
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP