

ANA EMÍLIA FIGUEIREDO DE OLIVEIRA

ESTUDO COMPARATIVO DAS ANÁLISES SUBJETIVA E
OBJETIVA DE QUATRO SISTEMAS RADIOGRÁFICOS
DIGITAIS INTRABUCAIS

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

PIRACICABA

2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

ANA EMÍLIA FIGUEIREDO DE OLIVEIRA

ESTUDO COMPARATIVO DAS ANÁLISES SUBJETIVA E
OBJETIVA DE QUATRO SISTEMAS RADIOGRÁFICOS
DIGITAIS INTRABUCAIS

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

Orientador: Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo

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

CPG, 04/09/2001

Assinatura do Orientador

PIRACICABA

2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

Ficha Catalográfica

OL4e

Oliveira, Ana Emília Figueiredo de.

Estudo comparativo das análises subjetiva e objetiva de quatro sistemas radiográficos digitais intrabucais. / Ana Emília Figueiredo de Oliveira. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.

xxxii, 274p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Radiografia dentária. 2. Intensificação de imagem radiográfica. 3. Controle de qualidade. I. Bóscolo, Frab Norberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

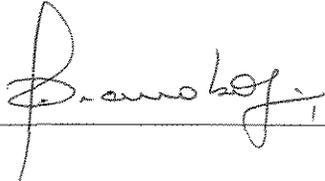
Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 17 de Julho de 2001, considerou a candidata ANA EMILIA FIGUEIREDO DE OLIVEIRA aprovada.

1. Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO 

2. Prof. Dr. LUIS CESAR DE MORAES 

3. Prof. Dr. CLAUDIO COSTA 

4. Prof. Dr. ANTONIO CARLOS PEREIRA 

5. Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO 

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a um exemplo de família, cujos pilares fundamentais de sustentação, estão estruturados nos mais profundos laços de amor, amizade, companheirismo e solidariedade.

A vocês, “Dádivas dos Céus” em minha vida,

Minha maravilhosa filha **Ivana**,

Meus extraordinários pais **Edomir e Elma**,

Meu excelente irmão **Edomir Junior**,

Minha nobre cunhada **Elisa**,

e Meus encantadores sobrinhos, **Carol e Rafael**,

fica, aqui, o meu mais profundo agradecimento pela incansável dedicação e eterno carinho, registrando a grande felicidade que para mim significa, poder fazer parte desse contexto de harmonia e felicidade que é a nossa família.

Sem vocês não teria chegado até aqui!!!!

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

AGRADECIMENTO FUNDAMENTAL

Existem líderes que se destacam pela inteligência; outros pela humildade; outros pela nobreza de espírito; outros pela bondade; outros pela habilidade em pregar a harmonia; outros pela eterna capacidade de saber ouvir e entender o próximo; e outros pelo enorme esforço em busca da justiça.

Você, **Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo**, é um raríssimos líder, que reúne todas essas virtudes em uma só pessoa, cujos exemplos estarão sempre guardados comigo, como um tesouro valioso na conduta da vida.

Por tudo isso, e também, por todos ensinamentos técnicos que adquiri ao longo desta Pós-Graduação e por toda confiança depositada na minha pessoa, fica aqui, o meu mais profundo agradecimento a você, meu grande orientador, mestre e amigo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos Professores da Disciplina de Radiologia,

FRANCISCO HAITER NETO (“meu padrinho”),

MÁRIO ROBERTO VIZIOLI,

Pela enriquecedora convivência dentro e fora do ambiente acadêmico, pela oportunidade oferecida para realização deste curso, pelo incentivo e apoio em vários momentos, pelos exemplos de dedicação e competência, pelos ensinamentos técnicos e de vida adquiridos ao longo desta jornada e antes de tudo, pelos grandes amigos que sempre encontrei em suas pessoas.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas, e ao Centro de Engenharia Biomédica da mesma Universidade, nas pessoas **do Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa** e do **Engenheiro Elétrico e de Computação Jorge André Girão Albuquerque**, pela indispensável e eficiente elaboração dos *Phantoms* e Pacote Computacional empregados nesta pesquisa, tornando viável a sua realização. Fica aqui o registro, da minha grande admiração pela enorme competência e potencial de trabalho de vocês, e de toda minha gratidão pela atenção e disposição com que me auxiliaram durante a realização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Às vezes, na jornada da vida, nos deparamos com pessoas que passam a se fazer fundamentais para nos tornarmos mais felizes e confiantes. Por meio de uma convivência harmoniosa estão sempre nos incentivando e facilitando a nossa ultrapassagem pelos obstáculos que se interpõem à nossa frente. A vocês, meus amigos verdadeiros, companheiros dedicados de jornada, “Tesouros Valiosos” que estavam sempre procurando adivinhar o que eu precisava,

**A NNA SILVIA, C LAUDIA, F ABRÍCIO, K YRIA, M ÔNICA, R ICARDO
e S AMIRA,**

registro, aqui, o meu mais profundo agradecimento por toda amizade, carinho, solidariedade, incentivo e valiosa ajuda.

Com o apoio de vocês foi bem mais fácil chegar até aqui.

MUITO OBRIGADA!!!!!!

AGRADECIMENTOS RELEVANTES

Aos meus preciosos incentivadores, meus tios queridos - segundos pais, Maria Lea e Getúlio Albuquerque, e primos-irmão, Adriana, Claudia e Getulio Filho pelo estímulo e apoio constantes em todos os momentos da minha vida.

Aos meus queridos companheiros, a citar, Adah, Gustavo, Manzi, Mauro, Osmar, Tasso e Waldeck pela convivência harmoniosa que nos uniu, possibilitando que mais do que colegas, nos tornássemos “AMIGOS”.

Aos avaliadores desta pesquisa, Ana Isabel, André, Karina, Laura, Mauro e Sergio, pela extrema boa vontade com que efetuaram as análises radiográficas, e pelo prazeroso convívio, que resultou numa agradável amizade.

Aos competentes funcionários da disciplina de radiologia da FOP, Gislaine Raquel e Waldeck, pela extrema presteza e eficiência com que sempre me atenderam e pela amizade desenvolvida ao longo desta jornada.

Às colegas de Pós-Graduação, Luciane e Melissa, pela ajuda concedida no meu estabelecimento para redação deste texto.

À bibliotecária Marilene, por toda atenção com que sempre me atendeu nos momentos que necessitei dos seus serviços, e pelo auxílio valioso e competente na elaboração das referências bibliográficas deste trabalho.

À todos os colegas de Pós-Graduação, com quem tive um prazeroso convívio ao longo da minha jornada na FOP/UNICAMP.

À disciplina de Odontologia Social da FOP, nas pessoas dos Professores Antonio Carlos Pereira e Marcelo Meneghin, e à disciplina de Periodontia da FOP, na pessoa do Prof. Fernando Martorelli, pela liberação, respectivamente, dos aparelhos CDR e Sens-A-Ray para realização deste trabalho.

À coordenadora de Pós-Graduação da FOP – UNICAMP, Prof^{ta}. Altair A. Del Bel Cury, pela maneira bastante atenciosa com que sempre me atendeu, auxiliando-me e esclarecendo minhas dúvidas. Registro a minha profunda admiração pela sua enorme competência, dinamismo e potencial de trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, nas pessoas do Diretor e Diretor associado, respectivamente, Prof. Antonio Wilson Sallum e Prof. Frab Norberto Bóscolo, pela oportunidade e excelentes condições oferecidas para o meu aperfeiçoamento profissional.

Aos grandes amigos e Professores da Universidade Federal do Maranhão, Ana Maria, José Américo Barroqueiro, Marília Lago e Paula Frassinetti por todo apoio que sempre me dispensaram junto a UFMA, propiciando-me a tranqüilidade necessária para desenvolver os meus estudos na FOP/UNICAMP.

À Universidade Federal do Maranhão, pela concessão do meu afastamento, possibilitando-me realizar este doutorado.

À CAPES pelo auxílio financeiro recebido para realização desta Pós-Graduação.

À FAPESP, pelo auxílio prestado na aquisição dos equipamentos utilizados nesta pesquisa.

*“O Senhor é o meu pastor,
nada me faltará”...
Salmo 23*



SUMÁRIO

	pág.
LISTA DE ABREVIATURAS	1.
RESUMO	3.
ABSTRACT	5.
1. INTRODUÇÃO	7.
2. REVISÃO DA LITERATURA	11.
2.1. Conceitos de Aquisição de Imagem nos Sistemas CCD e nos Sistemas de Armazenamento de Fósforo	11.
2.2. Breve Histórico da Imagem Digital Intrabucal	15.
2.3. Principais Parâmetros Físicos Empregados na Avaliação da Qualidade da Imagem	17.
2.3.1. Curva Sensitométrica	18.
2.3.2. Freqüência Espacial	20.
2.3.3. Função de Transferência de Modulação (MTF)	22.
2.3.4. Resolução e Teste de Grade	24.
2.3.5. Ruído	26.
2.3.6. Relação Sinal Ruído Integral (SNR de 1ª ordem)	29.
2.3.7. Densidade Espectral de Ruído (NPS).....	29.
2.3.8. Ruído Quântico Equivalente (NEQ)	30.
2.3.9. Eficiência na Detecção de Quanta (DQE)	31.
2.3.10. SNR – 2ª Ordem	33.
2.4. Estudos Referentes à Qualidade Física e Clínica das Imagens Digitais	34.
3. PROPOSIÇÃO	65.
4. METODOLOGIA	67.
4.1. Análise Subjetiva	67.
4.1.1. Sistemas Radiográficos Empregados no Estudo	67.
4.1.1.1. Sistemas CCD	67.
4.1.1.1.1. Sens-A-Ray	67.
4.1.1.1.2. CDR	67.
4.1.1.2. Sistemas de Armazenamento de Fósforo	68.
4.1.1.2.1. Digora	68.
4.1.1.2.2. DenOptix	68.
4.1.2. Objetos	71.
4.1.2.1. Regiões Anatômicas	73.
4.1.2.2. Escala de Densidade	73.
4.1.3. Fontes de Raios X e Dados da Exposição	74.
4.1.4. Avaliação da Dose de Entrada do Feixe de Raios X	75.



4.1.5. Tomadas Radiográficas	76.
4.1.5.1. Exposição dos Detectores de Radiação	76.
4.1.5.2. Arquivamento e Identificação das Imagens	79.
4.1.6. Calibração dos Avaliadores	80.
4.1.6.1. Objetivos	80.
4.1.6.2. Avaliadores	81.
4.1.6.3. Tempo de Exposição, Número de Objetos e de Imagens Empregadas	81.
4.1.6.4. Apresentação dos Sistemas e Ferramentas Digitais	82.
4.1.6.5. Escala de Classificação das Imagens	83.
4.1.6.6. Condições Estabelecidas para Análise das Imagens	83.
4.1.6.7. Registro das Notas	85.
4.1.6.8. Análise Estatística Empregada e Resultados	85.
4.1.7. Análise Radiográfica Definitiva do Trabalho	87.
4.1.8. Análise Estatística Empregada	87.
4.1.9. Pranchas	88.
4.1.9.1. Imagens Radiográficas dos Objetos de Análise - Sistema DenOptix	89.
4.1.9.2. Imagens Radiográficas dos Objetos de Análise - Sistema CDR ..	90.
4.1.9.3. Imagens Radiográficas dos Objetos de Análise - Sistema Sens- A-Ray	91.
4.1.9.4. Imagens Radiográficas dos Objetos de Análise - Sistema Digora	92.
4.1.9.5. Série de 14 Imagens do Objeto “Região de Molar” do Sistema Sens-A-Ray, Organizada Seqüencialmente em Função do Tempo de Exposição	93.
4.1.9.6. Série de 14 Imagens do Objeto “Região de Molar” do Sistema CDR, Organizada Seqüencialmente em Função do Tempo de Exposição	94.
4.1.9.7. Série de 14 Imagens do Objeto “Região de Molar” do Sistema Digora, Organizada Seqüencialmente em Função do Tempo de Exposição	95.
4.1.9.8. Série de 14 Imagens do Objeto “Região de Molar” do Sistema DenOptix, Organizada Seqüencialmente em Função do Tempo de Exposição	96.
4.2. Análise Objetiva	97.
4.2.1. Fonte de Raios X e Dados da Exposição	97.
4.2.2. Tomadas Radiográficas	98.
4.2.3. Sistema Integrado de Avaliação	99.
4.2.3.1. <i>Phantoms</i>	100.
4.2.3.1.1. <i>Phantom</i> de Linearidade	102.
4.2.3.1.2. <i>Phantom</i> de Uniformidade	105.
4.2.3.1.3. <i>Phantom</i> de Resolução	108.
4.2.3.1.4. <i>Phantom</i> de Barras	109.
4.2.3.2. Pacote Computacional	110.
4.2.3.2.1. Interface Principal	110.



4.2.3.2.2. Módulo de Uniformidade	111.
4.2.3.2.3. Módulo de Linearidade	111.
4.2.3.2.4. Módulo de Resolução	112.
4.2.3.2.5. Módulo de Análise de Contraste	112.
4.2.3.2.6. Módulo de Relatório	112.
4.2.3.2.7. Módulo de Configurações	112.
4.2.3.2.8. Módulo de Ajuda	112.
5. RESULTADOS	117.
5.1. Análise Subjetiva	117.
5.1.1. Técnicas de Análise de Dados Adotadas	117.
5.1.1.1. Estudo de Suposições	117.
5.1.1.2. Análise de Variância	118.
5.1.1.3. Teste para Comparações Múltiplas de Médias	118.
5.1.2. Objetos Específicos	119.
5.1.2.1. Região de Canino	119.
5.1.2.1.1. Análise de Variância	120.
5.1.2.1.2. Comparações de Médias de Sistemas	121.
5.1.2.1.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema	124.
5.1.2.2. Escala de Densidade	127.
5.1.2.2.1. Análise de Variância	127.
5.1.2.2.2. Comparações de Médias de Sistemas	128.
5.1.2.2.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema	131.
5.1.2.3. Região de Incisivo	133.
5.1.2.3.1. Análise de Variância	134.
5.1.2.3.2. Comparações de Médias de Sistemas	135.
5.1.2.3.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema	138.
5.1.2.4. Região de Molar	140.
5.1.2.4.1. Análise de Variância	140.
5.1.2.4.2. Comparações de Médias de Sistemas	142.
5.1.2.4.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema	144.
5.1.2.5. Região de Pré-Molar	147.
5.1.2.5.1. Análise de Variância	147.
5.1.2.5.2. Comparações de Médias de Sistemas	148.
5.1.2.5.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema	151.
5.2. Análise Objetiva	155.
5.2.1. Linearidade	155.
5.2.2. Uniformidade	157.
5.2.2.1. Parâmetros de 1ª Ordem	157.
5.2.2.1.1. Uniformidade Integral	157.
5.2.2.1.2. Uniformidade Diferencial Máxima e Mínima	158.
5.2.2.1.3. Espalhamento da Uniformidade Diferencial	160.
5.2.2.1.4. Coeficiente de Variação	160.
5.2.2.1.5. Relação Sinal Ruído Integral (SNR)	161.
5.2.2.1.6. Granulosidade de Selwin	162.



5.2.2.2. Parâmetros de 2ª Ordem	163.
5.2.2.2.1. Densidade Espectral de Ruído (NPS)	163.
5.2.3. Resolução	168.
5.2.3.1. Avaliação pelo <i>Phantom</i> de Barras	168.
5.2.3.2. Avaliação pelo Método da Borda	169.
5.2.4. Parâmetros Derivados	172.
5.2.4.1. Ruído Quântico Equivalente (NEQ)	172.
5.2.4.2. Eficiência na Detecção de Quanta (DQE)	175.
5.2.4.3. Relação Sinal Ruído (SNR) – 2ª Ordem.....	180.
6. DISCUSSÃO	185.
7. CONCLUSÕES	211.
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	213.
ANEXOS	233.
ANEXO 1. Análise Estatística Relativa à Fase de Calibração dos Avaliadores ...	233.
1. Introdução	233.
2. Estatísticas Descritivas	234.
2.1. Escala de Densidade	234.
2.2. Região de Molar	237.
3. Análise de Variância	239.
3.1. Escala de Densidade	240.
3.2. Região de Molar	245.
ANEXO 2. Estudo das Suposições para Aplicação da Análise de Variância	249.
1. Introdução	249.
1.1. Escala da Variável de Resposta	249.
1.2. Ausência de Valores Discrepantes	250.
1.3. Homogeneidade de Variâncias	251.
1.4. Ausência de Valores Excessivamente Influentes	251.
1.5. Delineamento Experimental Adequado	252.
2. Região de Canino	252.
3. Escala de Densidade	255.
4. Região de Incisivo	257.
5. Região de Molar	258.
6. Região de Pré-Molar	261.
APÊNDICES	265.
APÊNDICE 1. Fabricantes Citados na Pesquisa	265.
APÊNDICE 2. Sistemas Digitais Intrabucais Atualmente Disponíveis no Comércio.....	266.
APÊNDICE 3. Características Gerais dos Sistemas Sens-A-Ray e CDR	267.
APÊNDICE 4. Características Gerais dos Sistemas Digora e DenOptix	268.



APÊNDICE 5. Especificações das Doses em Função do Tempo de Exposição Empregado, com a Quilovoltagem de 60 kVp	269.
APÊNDICE 6. Exemplos de Tabelas de Referência com Códigos de Arquivo das Imagens	270.
APÊNDICE 7. Tabelas de Referências das Imagens Empregadas na Calibração, com suas Equivalências de Códigos	271.
APÊNDICE 8. Exemplo de Tabela para Registro das Notas	272.
APÊNDICE 9. Critérios Empregados para Classificação das Imagens.....	273.
APÊNDICE 10. Certificado de Aprovação do Comitê de Ética	274.



LISTA DE ABREVIATURAS

AAEC	-	Ajuste Automático da Escala de Cinza
$\mu\text{C kg}^{-1}$	-	<i>MicroCoulomb</i> / quilograma
μGy	-	<i>microGray</i>
A/D	-	Analógico/Digital
Bits	-	<i>Binary Digits</i> - Dígitos Binários
C	-	Canino
C/kg	-	Coulomb / quilograma
CCD	-	<i>Charge Couple Device</i>
CDR	-	<i>Computer Dental Radiography</i>
DFR	-	Distância Foco Receptor
DQE	-	<i>Detective Quantum Efficiency</i> - Eficiência na Detecção de Quanta
EUA	-	Estados Unidos da América
EVA	-	Escala Visual Analógica
FDA	-	<i>Food and Drug Administration</i>
FWHM	-	<i>Full width to half maximum</i>
Gy	-	<i>Gray</i>
HR	-	<i>High Resolution</i> - Alta Resolução
I	-	Incisivo
ICRU	-	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
JPEG	-	<i>Joint Photographic Expert Group</i>
kVp	-	<i>Kilovoltage Peak</i> - Quilovoltagem Pico
LSF	-	<i>Line Spread Function</i> - Função de Espalhamento de Linha
M	-	Molar
mA	-	Miliamperagem
mGy	-	<i>miliGray</i>
mm	-	Milímetros
mR	-	<i>miliRoentgen</i>
MTF	-	<i>Modulation Transfer Function</i> - Função de Transferência de Modulação
NEQ	-	<i>Noise Equivalent Quanta</i> - Ruído Quântico Equivalente
NPS	-	<i>Noise Power Spectra</i> - Densidade Espectral de Ruído
PF	-	Placa de Fósforo
Pixel	-	<i>Picture Element</i>
PM	-	Pré- Molar
PSPL	-	<i>Photo Stimulable Phosphor Luminescence</i>
ROI	-	<i>Region of Interest</i> - Região de Interesse
RVG	-	<i>RadioVisioGraph</i>
s	-	Segundo(s)
SAF	-	Sistema de Armazenamento de Fósforo
S-A-R	-	<i>Sens-A-Ray</i>
SNR	-	<i>Signal-to-Noise Ratio</i> - Relação Sinal Ruído
TE	-	Tempo de Exposição
TIFF	-	<i>Tagged Image File Format</i>

OBS: Os termos que se encontram traduzidos, são aqueles que se apresentam no texto, ora em sigla, ora por extenso em português.



RESUMO

O objetivo no presente trabalho foi a realização de uma análise conjunta, subjetiva e objetiva, da qualidade de imagem de quatro sistemas radiográficos digitais intrabucais, visando correlacionar seus resultados. Empregou-se dois sistemas de armazenamento de fósforo, Digora e DenOptix, e dois sistemas CCD, CDR e Sens-A-Ray. Na análise clínica, utilizou-se como objetos de estudo quatro regiões anatômicas dentais e uma escala de densidade de alumínio, que foram avaliadas por seis radiologistas, num total de 280 imagens. A análise objetiva foi realizada por meio de um Sistema Integrado, composto de *phantoms* específicos e um pacote computacional, que propiciaram a estimativa automática dos parâmetros físicos em 2050 imagens. Os resultados permitiram que se concluísse que, em ambas análises, os sistemas de armazenamento de fósforo se apresentaram, de uma forma geral, com um melhor desempenho que os sistemas CCD. O Digora apresentou-se como o sistema de melhor performance física, e o Sens-A-Ray como o sistema de mais baixo desempenho. Existiu uma forte relação entre os resultados de ambas análises, excetuando-se os referentes à resolução espacial e ao MTF, onde se pôde concluir, que o “padrão ouro” para relacionar com eficiência os parâmetros físicos e a qualidade de diagnóstico dos sistemas radiográficos digitais é a análise conjunta do DQE, do SNR e do contraste da imagem.



ABSTRACT

The objective of the present work was the accomplishment of a subjective and objective analysis of the image quality of four digital intra-oral radiographic systems, aiming at to correlate its results. It was used two storage phosphor systems, Digora and DenOptix, and two CCD systems, CDR and Sens-A-Ray. In the clinical analysis, it was used as study object four dental anatomical regions and an aluminum stepwedge, that had been analyzed by six radiologist, in a total of 280 images. The objective analysis was carried through by means of an Integrated System, composed by specific phantoms and a computational package that got possible the automatic estimate of the physical parameters in more than 2000 images. The results had shown that, in both analyses, the storage phosphor systems had presented, of a general form, a better performance than CCD systems. The Digora system presented the best physical performance, with the Sens-A-Ray behaving with the lowest results. There was a strong relation between the results of both analyses, excepting itself referring the space resolution and to the MTF, where it could be concluded that the “gold pattern” to relate with efficiency the physical parameters and the capacity of diagnosis of the digital radiographic systems is the joint analysis of the DQE, the SNR and the contrast of the image.



1. INTRODUÇÃO

O filme radiográfico reinou absoluto, por quase um século, como a única opção de receptor da imagem radiográfica, e, ainda hoje, a sua reconhecida eficiência no radiodiagnóstico ocupa papel relevante na rotina clínica. Entretanto, os avanços da tecnologia radiográfica procuraram maneiras de viabilizar maior facilidade na aquisição da radiografia, redução do tempo de trabalho e da dose de exposição aos raios X, aliados a boa qualidade da imagem. Surgiu assim, a radiografia digital, cujo emprego do filme tradicional na função de fóton-detector, foi substituído por sensores digitais, fornecendo um maior dinamismo à imagem, comparativamente a condição estática da radiografia do sistema filme-base.

As vantagens do emprego de sistemas digitais intrabucais têm sido citadas por uma vasta gama de autores. A rapidez do avanço dessa tecnologia exige pesquisas contínuas em cima das constantes inovações que são lançadas, visando o aprimoramento seqüenciado desses equipamentos.

Muitos trabalhos têm sido desenvolvidos procurando analisar os mais diferentes aspectos da imagem digital. A grande maioria dessas pesquisas emprega o filme como parâmetro de comparação, em virtude do amplo relato na literatura de suas propriedades e limitações, que foram ao longo de vários anos, bastante estudadas e conhecidas.

Avaliações subjetivas da qualidade de imagem dos sistemas digitais têm sido motivo de abordagens em vários trabalhos (BORG & GRÖNDAHL, 1996; GOTFREDSEN *et al.* 1996; KULLENDORFF & NILSSON, 1996; SVANAES *et al.*, 1996; VELDERS *et al.*, 1996; BORG *et al.*, 1997; HUYSMANS *et al.*, 1997; SCHMAGE *et al.*, 1997; BORG *et al.*, 2000b;



KITAGAWA *et al.*, 2000; GANZERLI, 2001). Isso se repete com as análises objetivas (COWEN *et al.* 1993; WELANDER *et al.*, 1993; BRETTLE *et al.* 1996; MONDOU *et al.*, 1996; HUDA *et al.*, 1997; WORKMAN & BRETTLE, 1997; STAMATAKIS *et al.*, 1999; YOSHIURA *et al.*, 1999b; ARAKY *et al.*, 2000; BORG *et al.*, 2000a; STAMATAKIS *et al.*, 2000) que procuram quantificar aspectos de relevante importância para o radiodiagnóstico. Apesar dessas últimas utilizarem grandezas físicas que podem ser mensuradas, acredita-se que isoladamente não sejam capazes de prognosticar precisamente o desempenho clínico de um sistema, o que se repete, também, às avaliações somente subjetivas.

Tais suposições são corroboradas por alguns autores, onde, FARMAN *et al.* (2000) destacam: “Estudos objetivando correlacionar medidas físicas e resultados clínicos de avaliadores em tarefas de diagnóstico são muito raras, e existe, certamente, um espaço para futuras investigações”; BORG *et al.* (2000b) ressaltam: “Parâmetros técnicos usualmente só refletem um limitado aspecto da eficácia de um sistema de imagem”; STAMATAKIS *et al.* (2000) citam: “Estudos que incluem desempenho dos avaliadores são necessários para avaliar a aplicabilidade clínica das propriedades técnicas, porém, medidas objetivas são também necessárias para comparações com outros sistemas”; MILES & RAZZANO (2000) mencionam: “As alegações de mais pares de linha de resolução, de mais tons de cinza, e de melhores ferramentas de processamento de imagem são a estratégia de *marketing* das empresas. Todavia, ainda não foi suficientemente avaliado se estas alegações levam a uma melhor qualidade de diagnóstico”; e ainda, LUDLOW & MOL (2001) relatam: “Estudos comparando a eficácia do diagnóstico de resoluções mais



altas dos sensores são necessários para verificar se o aumento da resolução espacial deve ou não fornecer alguma melhora nas tarefas de diagnóstico”.

A apreciação da performance objetiva de diferentes sistemas radiográficos representa uma limitação aos profissionais da área de ciências médicas por envolverem cálculos matemáticos e conhecimento de grandezas físicas que dificultam a elaboração de uma metodologia de trabalho, assim como, a interpretação de seus resultados. Para contornar essa problemática, procurou-se o auxílio de profissionais altamente qualificados para tal, que desenvolveram um sistema integrado, composto de *phantoms* específicos e um pacote computacional, visto não ter se encontrado na literatura a descrição de um sistema objetivo de avaliação automática com a abrangência do que se necessitava.

Contornada essa limitação, e em virtude da confiabilidade que uma análise conjunta, clínica e física, de sistemas radiográficos digitais e tecnologias concorrentes pudessem oferecer, decidiu-se desenvolver este trabalho, visando correlacionar seus resultados. Empregou-se para tal, quatro sistemas radiográficos digitais intrabucais, a citar: dois sistemas CCD - Sens-A-Ray (Dent-X/Regam Medical Systems, Sundsvall, Sweden) e CDR (Schick Technologies Inc., Long Island City, NY, USA), e dois sistemas de armazenamento de fósforo - Digora (Soredex Finndent, Orion Corporation Ltd, Helsinki, Finland) e DenOptix (Dentsply/Gendex, Des Plaines, Chicago, IL, USA).



2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Conceitos de Aquisição de Imagem nos Sistemas CCD e nos Sistemas de Armazenamento de Fósforo

O mercado odontológico apresenta, basicamente, dois diferentes conceitos no que diz respeito à aquisição da imagem digital direta, os chamados Sistemas CCD, que se constituem na grande maioria dos sistemas radiográficos digitais comercialmente disponíveis, e os Sistemas de Armazenamento de Fósforo.

Os sistemas CCD são assim designados por se utilizarem do CCD (*Charge Couple Device*) como dispositivo de captação da imagem. O CCD é um chip de silício, com arranjos bidimensionais de transistores, onde cada um desses elementos corresponde diretamente a um pixel, que se traduz na menor unidade de informação da imagem, e cujo conjunto de filas e colunas, formam a matriz digital do fóton-detector. O tamanho de cada pixel e o número de pixels por mm, responsabilizam-se pela caracterização da matriz. Quando uma energia eletromagnética, dentro da amplitude da luz visível ou radiação X, interage nos pixels de um sensor CCD, uma carga elétrica é criada, pois os pixels são capazes de armazenar carga. O total desta carga é proporcional a energia incidente nos mesmos, que após a exposição, são removidos eletronicamente, em seqüência, criando um sinal analógico de saída, cuja voltagem é proporcional à carga sucessiva de cada pixel. Informações analógicas, tal como o sinal de saída do CCD, correspondem a dados representados de maneira contínua. Para essa informação ser útil, ela deve ser convertida em discretas unidades, em função do computador só trabalhar com uma linguagem numérica, que são informações digitais representadas por 0 ou



por 1. Essa linguagem do computador é baseada num sistema de número binário, em que estes dois caracteres são utilizados para representar informações, sendo chamados de bits - *Binary digITS*. Portanto, durante a conversão digital, a informação contida na imagem é fornecida pelo número de dígitos binários (bits) usado para definir o pixel, sendo responsável pelo número de tons de cinza disponíveis na radiografia digital. Esta condição é chamada de intensidade de resolução do bit, e é responsável pelo contraste da imagem. Portanto, o número de tons de cinza disponíveis é calculado pela elevação de 2 à intensidade do bit. Logo se uma intensidade de 6 bits é utilizada para caracterizar cada pixel na imagem digital, 64 (2^6) serão os tons de cinza disponíveis para representar o contraste da imagem, 7 bits levarão a 128 tons (2^7), 8 bits a 256 (2^8) e assim, sucessivamente. Como exemplo, pode ser citado, que com toda “palavra de 8 bits” será possível formar 256 (2^8) informações. Um conversor analógico/digital é usado para converter o sinal analógico de saída do CCD para essa representação numérica, que é a reconhecida pelo computador. Essa tarefa é realizada para medir a voltagem do sinal de saída em discretos intervalos e então registrar o número (0 a 255) da intensidade da voltagem. Então, diferentes níveis de voltagem (256) podem ser discriminados, que por fim, serão exibidos na forma de uma imagem radiográfica. Isso significa, que com a exposição, cada pixel assume um valor digital correspondente a uma tonalidade de cinza e é o número de tons de cinza disponíveis na radiografia digital que fornecerá o contraste da imagem, que via de regra obedece a uma amplitude que vai do 0(zero), que é o preto absoluto-máxima radiolucidez, até o 255 que é o branco absoluto - radiopacidade máxima (WENZEL, 1991; MILES, 1993; GOAZ & WHITE,



1994; WENZEL & GRÖNDAHL, 1995; VERSTEEG, C.H. *et al.*, 1997a; VAN DER STELT, 2000).

Em resumo, o brilho de cada pixel no monitor é a representação direta do número de elétrons aprisionados em cada uma dessas unidades de informação da imagem, sendo que esse “aprisionamento” é proporcional a quantidade de energia incidente sob a forma de fótons de raios X ou luz. Os sensores CCD se apresentam em duas categorias: 1) sensores CCD sensibilizados pela luz, isto é, indiretamente expostos e protegidos contra exposição direta, pois possuem um cintilador acoplado ao sensor CCD por meio de fibras ou de lentes ópticas. Com a exposição, geram uma fluorescência no cintilador que é conduzida, por meio das referidas fibras ou lentes ópticas, ao CCD, que converte esta energia em um potencial de voltagem. Constituem-se em exemplos de sistemas com esse tipo de sensor, o RVG (FARMAN *et al.*, 1995) e o CDR (HAYAKAWA *et al.*, 1996a) cuja luz é conduzida por meio de fibras ópticas, e o Flash Dent (FARMAN *et al.*, 1995) (Apêndice 1 e 2) que por meio de lentes ópticas efetua a condução da luz ao CCD; 2) sensores CCD de exposição direta, cuja sensibilização se faz diretamente pelos raios X, mas que, também, possuem um cintilador acoplado, mas apenas com a função de reduzir o nível de ruído. Como exemplos desta modalidade, pode-se citar o Sens-A-Ray (WENZEL & GRÖNDAHL, 1995; YOSHIURA *et al.*, 1998) e o VIXA (WENZEL & GRÖNDAHL, 1995) (Apêndice 1, 2 e 3). Como características gerais, os sensores CCD são caracterizados por apresentarem um fio conector acoplado, com a função de fazer sua conexão ao restante do equipamento, e apresentarem uma face ativa de tamanho menor que o filme periapical padrão.



O fóton detector dos sistemas de armazenamento de fósforo se traduz numa placa de sais de fósforo, que se caracteriza por não possuir fio acoplado e apresentar sua face ativa com dimensões similares às do filme. O componente mais comumente usado na constituição da placa são os cristais halogenados de Bário-Fluor ativados por Európio (BaFX:Eu⁺², onde X é Bromo, Cloro ou Iodo), onde o Európio é adicionado para agir como um ativador para criar centros de luminescência. O referido componente é misturado a um polímero que liga os cristais de fósforo a uma base que é recoberta por uma fina capa de proteção visando prevenir danos físicos e atmosféricos aos cristais armazenados. O conjunto de cristais armazenados de fósforo, base e capa protetora formam a chamada placa de armazenamento de fósforo. Existem, entretanto, algumas variações entre os fabricantes, principalmente no que diz respeito ao material da base, que pode ser montada em metal, sendo portanto rígida, como é o caso do Digora, ou montada numa base flexível, caso do DenOptix. Em geral, finas camadas de fósforo atingem melhor resolução e definição da imagem que camadas mais espessas, necessitando, porém, de um maior tempo de exposição. Quando a placa é exposta, uma significativa quantidade de energia é absorvida ficando temporariamente armazenada nos cristais de fósforo. Isto porque uma alta energia de elétrons é criada produzindo eventos de ionização secundária, resultando em um significativo número de pares de lacunas de elétrons. Nos ecrans tradicionais, tais pares imediatamente se recombinaem e emitem luz que expõe o filme. Com a placa de fósforo menos da metade deste pares de lacunas de elétrons se recombinaem. Alguns elétrons são aprisionados por um considerável período de tempo e o número de tais aprisionamentos é proporcional ao número de fótons de raios X absorvidos pelo material de



fósforo. A distribuição dos elétrons armazenados forma a imagem radiográfica latente. Os elétrons ficarão aprisionados até serem liberados pela estimulação do feixe de laser de específico comprimento de onda. Para leitura desta informação, a placa é introduzida em um *scanner* apropriado, onde por meio de um fino feixe de laser de Hélio-Neônio, altamente colimado, é efetuada a varredura na superfície da placa. Com isto, os elétrons são liberados das armadilhas, se recombinaem e emitem luz, tendo-se, portanto, por meio da liberação da energia armazenada na placa, o fenômeno da luminescência com a emissão de uma luz azul fluorescente. A resultante desta luminescência é detectada no tubo fotomultiplicador, via fibra óptica, e convertida em sinais elétricos, que produzirão uma voltagem proporcional à intensidade da luz emitida. O sinal analógico formado é, então, convertido em digital por meio de um conversor A/D sendo enviado ao computador para exibição e armazenamento da imagem. Após isto, uma pequena quantidade de energia permanece armazenada na placa mesmo após toda varredura, sendo eliminada quando a placa é exposta a uma forte luz, podendo assim, ser reutilizada inúmeras vezes (COWEN *et al.*, 1993; SOREDEX, 1994; KASHIMA, 1995; WENZEL & GRÖNDAHL, 1995; GENDEX DENTAL SYSTEMS, 1997; STAMATAKIS *et al.*, 1999; BORG *et al.*, 2000a; VAN DER STELT, 2000).

2.2. Breve Histórico da Imagem Digital Intrabucal

A radiografia digitalizada, cuja captação da imagem do filme é efetuada por câmara de vídeo ou *scanner*, se tornou a modalidade de imagem precursora da radiografia digital propriamente dita. Pesquisas pioneiras, visando analisar a contribuição da radiografia digitalizada e dos aparatos computadorizados para o radiodiagnóstico intrabucal, ressaltam as vantagens



de seu emprego (WENZEL, 1987; WENZEL, 1988; WENZEL, 1990; WENZEL, 1991; WENZEL & FEJERSKOV, 1992), assim como, as vantagens do processamento digital da imagem (VAN DER STELT & GERAETS, 1991; WENZEL, 1991; SHROUT *et al.*, 1993).

Com os avanços da informática, surgiu a radiografia digital. O primeiro sistema radiográfico digital intrabucal lançado no mercado odontológico em 1987, foi o RadioVisioGraphy (Trophy Radiology, Vincennes, France) (NELVIG *et al.*, 1992; McDONNELL, 1993), que em 1989 recebeu a aprovação do FDA (*Food and Drug Administration*) para sua comercialização nos Estados Unidos (VALE *et al.*, 1995). Pesquisas realizadas nessa época, já ressaltavam a vantagem da redução de dose desse sistema em comparação ao filme (HORNER & HIRSCHMANN, 1990; LIPPS *et al.*, 1990). Posteriormente, no início de 1991, a Regam System, lança no mercado odontológico um novo sistema de radiografias digital intrabucal, o Sens-A-Ray (NELVIG *et al.*, 1992) (Apêndice 1, 2 e 3), apresentando uma peculiaridade no seu sensor, que era a exposição direta do chip CCD aos raios X. Os sistemas lançados até então, RVG e FlashDent, respondiam pela sensibilização gerada na placa intensificadora acoplada ao CCD, cuja condução da luz do cintilador até o chip, se fazia via fibra ótica no primeiro e lentes óticas no segundo (FARMAN *et al.*, 1995; WENZEL & GRÖNDAHL, 1995).

O sistema de armazenamento de fósforo foi introduzido no mercado odontológico em 1994, pela Soredex com o nome de *Digora System* (SOREDEX, 1994; BORG *et al.*, 2000a) (Apêndice 1, 2 e 4).

Em 1995, é lançado o CDR - *Computer Dental Radiography* - pela Schick Technologies (CDR user guide, 1995; ATTAELMANAN, *et al.*, 1999)



(Apêndice 1, 2 e 3), com este sistema oferecendo três opções de diferentes tamanhos de sensores (FARMAN *et al.*, 1995), que são constituído por uma placa cintiladora, acoplada à fibras ópticas e ao sensor CCD (HAYAKAWA *et al.*, 1996a).

Posteriormente, em 1997, ocorreu o lançamento pela Gendex, de um novo sistema de armazenamento de fósforo, o DenOptix (GENDEX DENTAL SYSTEMS, 1997; BORG *et al.*, 2000a) (Apêndice 1, 2 e 4), encontrando-se, também, como outro representante comercialmente disponível desta modalidade de imagem, o CD-Dent da Digident (KITAGAWA *et al.*, 2000) (Apêndice 1 e 2).

O mercado odontológico oferece atualmente uma vasta gama de opções de sistemas radiográficos digitais (Apêndice 2) àqueles profissionais que pretendem assimilar essa tecnologia radiográfica na sua rotina clínica, e novos lançamentos sucedem-se em uma forma extremamente dinâmica.

Levantamento realizado nos EUA sobre a aquisição de sistemas digitais estima que em 2001, 70% dos dentistas clínicos e 80% dos endodontistas americanos terão adquiridos sistemas digitais em seus consultórios (HAYAKAWA *et al.*, 1999). Isso significa uma substituição gradual do filme pelos sistemas digitais, condição essa, que provavelmente venha a ocorrer em nível de uma escala mundial, mesmo que em menor velocidade.

2.3. Principais Parâmetros Físicos Empregados na Avaliação da Qualidade da Imagem

A literatura descreve certos parâmetros físicos como bons representantes da qualidade da imagem (COWEN *et al.*, 1993; WELANDER *et al.*, 1993; BRETTELL *et al.*, 1996; MONDOU *et al.*, 1996; HUDA *et al.*,



1997; WORKMAN & BRETTLE, 1997; STAMATAKIS *et al.*, 1999; YOSHIURA *et al.*, 1999b; STAMATAKIS *et al.*, 2000) que serão descritos a seguir, como forma de facilitar a compreensão do texto que se segue.

2.3.1. Curva Sensitométrica

O sinal de entrada de um sistema é transferido de unidades de sinal de entrada, como por exemplo, intensidade de luz ou radiação para unidades de sinal de saída, por exemplo, densidade, luminescência do monitor ou valor digital do pixel (WORKMAN & BRETTLE, 1997). A relação entre sinal de entrada e sinal de saída de um sistema, isto é a sua resposta ao sinal de entrada é descrita como curva sensiométrica (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997) ou ainda, curva característica (k).

A escala dinâmica ou amplitude de exposição dos sistemas radiográficos digitais representa por analogia a mesma latitude do filme radiográfico, podendo o referido termo, também, ser empregado em sistemas digitais. A ampla escala dinâmica dos sistemas de armazenamento de fósforo é citada por diversos autores (BORG & GRONDAHL, 1996b; BRETTLE *et al.*, 1996; FARMAN, *et al.* 1996; GRONDAHL *et al.*, 1996; SVANAES *et al.*, 1996; OLIVEIRA, 1999) assim como a reduzida escala dinâmica dos sistemas CCD (BORG & GRONDAHL, 1996b; BRETTLE *et al.*, 1996; OLIVEIRA, 1999; WENZEL, 1998; FARMAN *et al.*, 1996).

O interessante na imagem radiográfica é se poder evidenciar pequenas diferenças de intensidade de radiação (contraste) produzida pelas estruturas do corpo. O contraste radiográfico produzido por essas estruturas deve ser registrado pelo sistema de imagem e apresentado na imagem resultante. A apresentação do contraste da imagem depende do ganho do sistema definido



pelo gradiente da curva característica e é também conhecido como sistema gama (WORKMAN & BRETTELE, 1997). Sendo assim, fornece a medida da amplificação de mudanças de pequenos incrementos no sinal de entrada para produzir diferenças no sinal de saída em um determinado nível de exposição (WORKMAN & BRETTELE, 1997). A curva gama apresenta estreita relação com o contraste entre pequenas estruturas na imagem resultante (BARRET & SWINDELL, 1981).

Uma linear intensificação do contraste ocorre quando a relação entre exposição e a representação do nível de cinza é alterada proporcionalmente. Nessa situação onde a curva sensitométrica é linear, a curva gama é reduzida a uma constante, neste caso, referida como fator gama. A curva gama é definida pelo gradiente da curva sensitométrica (WORKMAN & BRETTELE, 1997), apresentando estreita relação com o contraste entre pequenas estruturas da imagem resultante (BARRET & SWINDELL, 1981), sendo representado pela equação: $\gamma = \frac{d(S)}{d(\log_{10} D)}$, onde $d(S)$ representa o sinal de saída e $d(D)$ representa o sinal de entrada.

Estudos com sistemas digitais CCD (WELANDER *et al.*, 1993; HAYAKAWA *et al.*, 1996a; NISHIKAWA *et al.*, 1999; ARAKY *et al.*, 2000) ou de armazenamento de fósforo (HILDEBOLT *et al.*, 1997; VERSTEEG *et al.*, 1998b; STAMATAKIS *et al.*, 1999; BORG *et al.*, 2000a), citam a dose de resposta desses sistemas como sendo função linear do tempo de exposição. Logo, as cargas eletrônicas criadas em cada pixel são diretamente proporcionais a intensidade da luz ou radiação X a que o sensor foi exposto, em uma escala linear de cinza (HAYAKAWA *et al.*, 1996a). Assim, a intensidade da luz exibida no monitor é traçada em função da exposição. Um



alto valor de intensidade de luz indica baixa densidade da imagem (clara) e baixo valor indica uma imagem de alta densidade (escura) (WELANDER *et al.*, 1993).

Entretanto, esse parâmetro de linearidade pode ser modificado pelos sistemas digitais. Uma relação não linear ou intensificação de contraste logarítmica envolve uma manipulação desproporcional dos pixels, para realçar pequenas diferenças e alcançar níveis ideais de densidade e contraste da imagem. Em consequência, a correção gama é uma intensificação logarítmica que realça o contraste da imagem (HAYAKAWA *et al.*, 1996b). Para a exibição da radiografia digital os sistemas digitais freqüentemente efetuam a “equalização” da imagem que se traduz numa intensificação não linear do contraste, envolvendo uma desproporcional manipulação dos valores dos pixels, com o objetivo de alcançar clinicamente uma imagem em condições ideais de densidade e de contraste (HAYAKAWA *et al.*, 1996b).

Latitude e contraste formam provavelmente os importantes fatores para a detecção de estruturas de baixa absorção, como no caso do tecido gengival, e também, para a detecção de registros de alto contraste, a citar, instrumentos endodônticos (KITAGAWA *et al.*, 2000). Uma imagem com um bom balanceamento de contraste é composto de um alargamento ao longo da completa amplitude de sua escala de cinza (BORG *et al.*, 2000a).

2.3.2. Freqüência Espacial

Um importante conceito na avaliação da performance de um sistema de imagem é o da freqüência espacial. Observa-se um modelo de intensidade variando espacialmente, segundo um perfil sinusoidal, conforme a Figura 2.1.

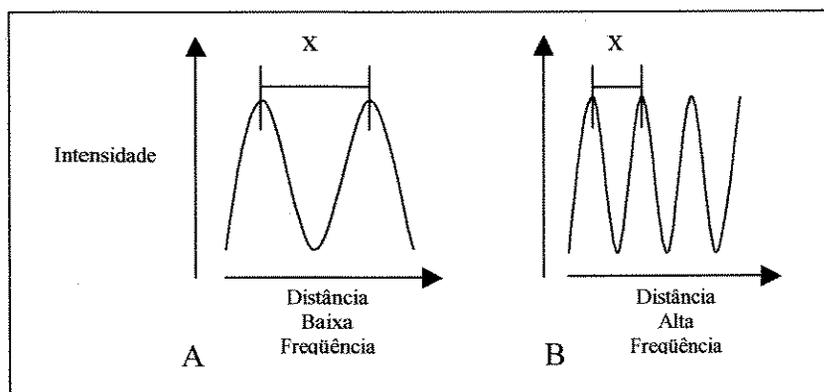


Figura 2.1. Representação de ondas de diferentes frequências.

O sinal se repete depois de uma distância X , onde X é conhecido como comprimento de onda ou ciclo (distância de um pico para o próximo), e está associado com uma frequência que é de $1/x$ ciclos por unidade de distância (ciclos/mm). Isso ilustra como, frequentemente, a forma da onda muda em uma dada distância. Tais sinais são referidos como frequências espaciais, porque a dimensão sobre o qual a amplitude muda é a dimensão espacial. Sinais que não mudam frequentemente sobre uma dada distância tem uma baixa frequência espacial, conforme pode ser visto na Figura 2.1. A. A alta frequência espacial muda frequentemente sobre uma determinada distância e tem comprimentos de ondas mais curtos. (Figura 2.1. B) (WORKMAN & BRETTLE, 1997).

Embora esse conceito esteja ilustrado em só uma dimensão espacial, ele pode ser estendido para duas e a sua utilidade, em analisar a performance de um sistema de imagem, pode ser entendida quando consideramos que todos os objetos podem ser compostos da soma de uma escala de frequência espacial de diferentes amplitudes e relações de interação. Estruturas de maior amplitude



são compostas principalmente de baixa frequência espacial, enquanto objetos de finos detalhes e margens são relativamente ricos em alta frequência espacial. Portanto, um objeto pode ser representado em dois diferentes sistemas de coordenadas, ou seja, ou no domínio espacial ou no domínio da frequência espacial. O processo de transferência entre estes dois sistemas de coordenada é conhecida como Transformada de Fourier (WORKMAN & BRETTLE, 1997).

2.3.3. Função de Transferência de Modulação (MTF)

O MTF é a medida de nitidez, de força de resolução de um sistema no que diz respeito à frequência espacial (VANDRE *et al.*, 2000). Quando o MTF é traçado como função da frequência espacial ele representa o desempenho de um sistema de imagem em registrar flutuações de exposições de frequências variadas (WELANDER *et al.*, 1995a). Portanto, o conceito de MTF pode ser extrapolado como uma medida de contraste relativo de como uma certa frequência espacial é registrada por um sistema radiográfico (WELANDER *et al.*, 1994). A incapacidade de reproduzir altas frequências traduz-se no borramento da imagem ou na impossibilidade de resolver pequenos objetos (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997).

O MTF tem sido desenvolvido para medir a propriedade do sinal de transferência de um sistema (WELANDER *et al.*, 1995a), portanto, é descrito como a performance de um sistema de imagem em termos de sua capacidade de reproduzir sinais dentro de uma amplitude de frequência espacial (COWEN *et al.*, 1993; WELANDER *et al.*, 1994; WORKMAN & BRETTLE, 1997; VANDRE *et al.*, 2000). Um sinal de exposição variando de forma sinusóide de uma particular frequência espacial será representado pelo sistema com um



certo grau de fidelidade (WELANDER *et al.*, 1995a). Logo, o MTF de um sistema é a razão entre a amplitude da frequência espacial do sinal de saída de um sistema de imagem e a amplitude da mesma frequência espacial do sinal de entrada (WORKMAN & BRETTLE, 1997). Com a perfeita transferência de informação do sinal (sistema perfeito), o MTF do sistema será 1 para todas as frequências espaciais (WELANDER *et al.*, 1994; WELANDER *et al.*, 1995a; WORKMAN & BRETTLE, 1997). Um MTF 0 é representativo de nenhuma transferência, e os valores intermediários entre 0 e 1, representam uma transferência parcial de informação (WELANDER *et al.*, 1994; WELANDER *et al.*, 1995a).

Todos os sistemas de imagem reproduzem sinais de alta frequência espacial de forma menos eficiente que os sinais de baixa frequência, e conseqüentemente, o MTF diminui com o aumento da frequência espacial. Um sistema de imagens que fornece boa reprodução de alta frequência produzirá imagens com aparência mais nítida. Em um sistema que tem pobre reprodução de altas frequências espaciais e, portanto, um MTF mais baixo, produzirá imagens com aparência mais borrada (WORKMAN & BRETTLE, 1997). O limite da alta frequência do MTF é representativo do limite de resolução espacial do sistema (VANDRE *et al.*, 2000). Logo, o maior MTF de um sistema, para uma dada dimensão espacial, levará um objeto naquela dimensão a aparecer com maior nitidez. A teoria da imagem decreta que se dois sistemas de imagens são iguais em todos os sentidos, exceto pelo fato de um exibir maior MTF que o outro, então, o com maior MTF será mais preciso (VANDRE *et al.*, 2000).

O MTF é significativamente dependente do tamanho do pixel do sistema (BORG *et al.*, 2000a) e o MTF de um sistema pode ser obtido em um



phantom de barras, pela medida da modulação de diferentes frequências espaciais, traduzindo-se num apropriado teste de grade (COWEN *et al.*, 1993) como será visto a seguir.

2.3.4. Resolução e Teste de Grade

Medições elementares de resolução baseadas na matriz da imagem, tais como, o número total dos pixels e o número de pixels por polegada, se constituem em definições inadequadas para expor precisamente a qualidade da imagem de um sistema. Isso porque, essas definições desprezam fatores que influenciam a capacidade de resolução de pixels como entidades distintas, tais como a relação sinal ruído, ou seja, a sensibilidade ao contraste. Se somente estes aspectos fossem considerados, então, todos os sistemas teriam a mesma resolução (COWEN *et al.*, 1993).

A resolução espacial de um sistema de imagem define sua capacidade em resolver pequenos objetos posicionados muito próximos e registrar pequenos e sutis detalhes (COWEN *et al.*, 1993; WORKMAN & BRETTLE, 1997). Para caracterizar a resolução de um sistema de imagem, visando um controle de qualidade de rotina, é conveniente quantificar o limite da resolução espacial (COWEN *et al.*, 1993), que representa o limite de alta frequência espacial da função de transferência de modulação (WORKMAN & BRETTLE, 1997). Na prática, a resolução é usualmente determinada por um sistema de imagem usando o teste de grade. Esta grade contém uma série de grupos constituídos de barras de chumbo (área radiopaca) e espaços (área radiolúcida), sendo cada grupo de mesma largura. As barras e os espaços são definidos como pares de linha e a largura entre as barras e os espaços diminui gradualmente, significando que o número de pares de linhas, dentro de cada grupo, vai



umentando sucessivamente. Isso pode ser entendido como a produção de uma série de aumento de frequência. As barras e espaços vão tornando-se muito próximos seqüencialmente, e um ponto será alcançado onde essa diferença, entre um e outro, não poderá mais ser distinguível. Assim, o limite de resolução é definido como o menor conjunto de barras e espaços que podem ser identificado pelo observador. Isso pode ser visto como uma situação análoga à frequência espacial, e quando as frequências aumentam a amplitude da frequência espacial é reduzida de acordo com o MTF do sistema (WORKMAN & BRETTLE, 1997). Logo, existe um compromisso estreito entre o MTF e a resolução do sistema (BRETTLE *et al.*, 1996).

Portanto, a unidade de resolução espacial é “pares de linhas por mm (pl/mm)” e é definida pelo inverso do comprimento do menor par de linha resolvível visualmente em alto contraste (BARRET & SWINDELL, 1981).

Em imagem digital a resolução é função do tamanho do pixel (SVANAES *et al.*, 1996). Entretanto, alguns sistemas CCD fornecem o mesmo tamanho de pixel, porém diferentes MTF. Estes achados sugerem que o tamanho do pixel não é o único fator de influência na resolução da imagem nos sistemas CCD. Outros fatores, tais como, o espalhamento de energia dentro do detector pode também ter sua parcela de participação (ARAKY *et al.*, 2000).

Em sistemas de armazenamento de fósforo, as principais fontes de perda de resolução, advém: 1) do tamanho do ponto focal do feixe de laser; 2) do espalhamento do laser estimulando luz dentro da placa de fósforo; 3) do espalhamento da luz estimulada dentro da placa de fósforo; 4) do espalhamento e reabsorção dos raios X dentro da placa de fósforo; 5) do processamento do sinal analógico (conversão A/D); 6) do intervalo de amostragem digital. A maior fonte de perda de resolução da imagem dos SAF



tem sido identificada como a advinda do espalhamento do laser (COWEN *et al.*, 1993).

2.3.5. Ruído (*noise*)

O ruído pode ser definido como uma indesejável flutuação do nível do sinal, que degrada a imagem. O ruído dá a imagem uma aparência mosqueada, porque áreas uniformemente irradiadas aparecem como áreas de variações de níveis de intensidade (WORKMAN & BRETTLER, 1997). Ruído na imagem afeta a capacidade de um sistema em reproduzir detalhes de todos os tamanhos e a capacidade do observador em detectar esses detalhes (COWEN *et al.*, 1993). Uma maneira simplificada de medir o nível de ruído de uma imagem radiográfica digital é pelo desvio padrão da média do valor do pixel (YOSHIOKA *et al.* 1996).

A informação do sinal é contaminada por vários tipos de ruído (WELANDER *et al.*, 1995a) Em imagem radiográfica, a principal fonte de ruído usualmente surge de variações espaciais advindas da absorção aleatória de fótons de raios X pelo receptor (WORKMAN & BRETTLER, 1997), sendo, basicamente, dependente da natureza quântica dos fótons (BARRET & SWINDELL, 1981), sendo denominado de ruído quântico (*quantum mottle*) (WORKMAN & BRETTLER, 1997; VERSTEEG, C.H. *et al.*, 1998b). Outras fontes de ruído citadas são o ruído eletrônico, a distorção geométrica, a falta de calibração, a não linearidade, os erros na amostragem e a quantização (BARRET & SWINDELL, 1981).

Nos SAF as principais fontes de ruído a serem identificadas durante a aquisição da imagem são:



1) ruído quântico (características quântica dos fótons de raios X); 2) ruído quântico secundário (características quântica dos elétrons); 3) ruído do sistema de leitura da imagem; 4) falta de uniformidade (*noise mottle*) da estrutura da placa de fósforo; 5) erro de amostragem (conversão A/D); 6) o ruído advindo da exibição da imagem no monitor (COWEN *et al.*, 1993).

Os SAF apresentam uma grande escala dinâmica e a relativa importância de cada fonte de ruído dependerá do nível do sinal dentro da escala dinâmica. Sob baixas exposições, pode ser prognosticado que o quantum de ruído será a fonte dominante de ruído. Entretanto, nas maiores exposições, a falta de uniformidade da placa e o ruído do sistema de leitura da imagem tornar-se-ão componentes extremamente importantes. A flutuação estatística no número de fótons detectados, por quantum de raios X absorvidos, é outro potencial importante da fonte de ruído nos SAF. O ruído do sistema de leitura surge de flutuações no sistema eletrônico de leitura. Estrutura de ruído surgirá de variações estatísticas do fósforo e sua força dependerá do método de fabricação da placa intensificadora. Ruído de digitalização surge do fato do sinal ser quantificado dentro de um número finito de níveis e representa um erro entre o nível do sinal e o quantificado (COWEN *et al.*, 1993).

Uma importante fonte de ruído inerente aos sistemas CCD é a corrente escura, que é um inerente ruído eletrônico (WELANDER *et al.*, 1993; YOSHIOKA *et al.* 1996; YOSHIURA *et al.*, 1999c). Mesmo na ausência de luz ou radiação existe uma geração espontânea de carga dentro do sensor CDD, e seu efeito é análogo à densidade base e velamento do filme (WELANDER *et al.*, 1993). Isso promove um sinal indesejável que é usualmente definido como corrente escura de ruído, que aumenta com o



aumento do TE, além de ser temperatura dependente, pois aumenta com o aumento da temperatura do detector (WELANDER *et al.*, 1993; YOSHIOKA *et al.*, 1996). A presença da corrente escura de ruído diminui a escala dinâmica do sensor CCD (WELANDER *et al.*, 1993). A corrente escura de ruído não é distribuída de maneira uniforme por toda a face ativa do CCD. Ela é mais pronunciada em direção ao fim do sensor, onde componentes eletrônicos estão posicionados, e conseqüentemente o detector produz mais calor. Porém, foi observado clinicamente que a corrente escura, não afeta significativamente a informação de diagnóstico, isso porque, em sistemas CCD emprega-se doses relativamente baixas de radiação. Entretanto, com o aumento da exposição ela passa a assumir um papel relevante na degradação da imagem (WELANDER *et al.*, 1993).

Os parâmetros, usualmente, mais empregados na mensuração de ruído (parâmetros de uniformidade) podem ser divididos entre parâmetros de primeira e de segunda ordem. Os primeiros são representados por escalares numéricos e os segundos por gráficos unidimensionais.

Como parâmetros de primeira ordem, cita-se: a uniformidade integral, a uniformidade diferencial, o espalhamento da uniformidade diferencial, o coeficiente de variação, a granulidade de Selwyn, e o SNR integral. Porém, o melhor descritor genérico de ruído de um sistema de imagem é o parâmetro de segunda ordem - NPS, como pode ser visto em seqüência (BARRET & SWINDELL, 1981; BRETTLER *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLER, 1997).



2.3.6. Relação Sinal Ruído Integral (SNR de 1ª ordem)

A grandeza que quantifica o nível do sinal em relação ao nível de ruído da imagem é o SNR que de maneira simplista, se traduz na relação entre amplitude do sinal e o desvio padrão das flutuações de ruído (WORKMAN & BRETTLE, 1997). Ruído degrada a capacidade de um sistema de imagem em detectar detalhes radiográficos sutis e uma importante medida para este parâmetro é o SNR. Ele compara a força do sinal dos raios X em relação à variabilidade deste sinal (VANDRE *et al.*, 2000). A melhora da qualidade da imagem se dá com o aumento da força do sinal e a redução do nível de ruído (WORKMAN & BRETTLE, 1997; VANDRE *et al.*, 2000).

Uma forma simplificada de calcular o SNR integral da imagem é pela relação entre o sinal formador da imagem (média do valor do pixel) e a quantidade de variação do nível de cinza - ruído (desvio padrão), (HAYAKAWA *et al.*, 1996b; ATTAELMANAN *et al.*, 1999; VANDRE *et al.*, 2000).

2.3.7. Densidade Espectral de Ruído (NPS)

A maneira mais rigorosa para caracterizar a força e a frequência espacial de um ruído radiográfico é por meio da densidade espectral de ruído (NPS), também conhecido como Wiener spectrum. Esta medida não só descreve a força ou intensidade de ruído, como também, descreve sua correlação espacial. O NPS, portanto, representa a quantidade de ruído apresentado em diferentes frequências espaciais na imagem registrada (COWEN *et al.*, 1993; WELANDER *et al.*, 1995a; BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997). O NPS diminui com o aumento da



freqüência espacial, principalmente devido à influência do MTF do sistema (BRETTLER *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLER, 1997).

BRETTLER *et al.* (1996) citam: “Embora o ruído e as propriedades de transferência de cada sistema possam ser comparados entre si, o verdadeiro parâmetro de análise do desempenho de cada sistema com seus relativos méritos, só podem ser efetuados quando são analisados em termos das medidas de SNR, tais como NEQ e DQE”. Estes parâmetros, considerados pela literatura como extremamente relevantes (BARRET & SWINDELL, 1981; COWEN *et al.*, 1993; WELANDER *et al.*, 1995a; WORKMAN & BRETTLER, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999c; STAMATAKIS *et al.*, 2000; VANDRE *et al.*, 2000), serão analisados a seguir.

2.3.8. Ruído Quântico Equivalente (NEQ)

O NEQ é igual ao aparente número de quanta de raios X por unidade de área usado para formar a imagem e pode ser expresso no domínio da freqüência espacial (WORKMAN & BRETTLER, 1997). Se for presumido que todo o ruído da imagem é proveniente da variação do número de quanta por unidade de área, independente da real fonte de ruído, então se pode supor, que o nível de ruído seja devido um aparente número de quanta de raios X por unidade de área. Este é o número de quanta que seria necessário para produzir um determinado nível de ruído como se ele tivesse surgido totalmente das variações de quanta de raios X. Isso é conhecido como NEQ (BRETTLER *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLER, 1997). A aproximação do NEQ como medida de ruído na imagem, assumido exclusivamente como de origem quântica, costuma ser válida, pois esse tipo de interação é majoritária sobre



outras degradações em sistemas radiológicos (BARRET & SWINDELL, 1981).

O NEQ é definido pela relação entre o fator gama - γ , a função de transferência de modulação - MTF e a densidade espectral de ruído - NPS, conforme a equação abaixo (WORKMAN & BRETTLE, 1997):

$$NEQ(\nu) = \frac{(\gamma \cdot \log_{10} e)^2 \cdot MTF(\nu)^2}{NPS(\nu)}$$

O aparente número de quanta usado para formar a imagem, representado pelo NEQ, é sempre menor que o número real ao qual o sistema é exposto (WELANDER *et al.*, 1995a). Isto, porque: 1) nem todo o quanta de raios X são absorvidos pelos detectores de radiação dos sistemas de imagem, e portanto, uma significativa fração não contribui para a formação da imagem; 2) a conversão do quanta de um alto nível de energia para um baixo nível, e o espalhamento da energia depositada no detector, levam a um aumento da variabilidade do sinal; 3) têm-se a adição de outros processos de ruído (WORKMAN & BRETTLE, 1997). Pode-se derivar a medida de eficiência com que um sistema de imagem utiliza o quanta de raios X a que é exposto, comparando o NEQ com a fluência de quantum. Tal medida é o DQE (WORKMAN & BRETTLE, 1997) como pode ser constatado a seguir.

2.3.9. Eficiência na Detecção de Quanta (DQE)

A medida da eficiência de um sistema na utilização do quanta dos raios X é o DQE (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; VANDRE *et al.*, 2000). DQE é definido como a proporção do número equivalente de quanta que participa na formação da imagem (NEQ) em relação à determinada fluência de quanta de raios X (q) que é função da



frequência espacial, onde: $DQE = NEQ/q$ (WELANDER *et al.*, 1995; BRETTLE *et al.*, 1996; YOSHIURA *et al.*, 1999c; WORKMAN & BRETTLE, 1997).

O DQE também pode traduzido como a medida da eficiência de transferência do SNR do sistema de imagem e como tal fornece a medida de eficiência de exposição, e é função tanto do MTF como do ruído do sistema (WORKMAN & BRETTLE, 1997; VANDRE *et al.*, 2000). Portanto, pode ser determinada pela proporção do NEQ em relação ao sinal de entrada dos fótons de raios X: $DQE = SNR^{out}/SNR^{in} = NEQ / q$, onde q é o número de quanta de entrada por unidade de área (WORKMAN & BRETTLE, 1997).

No caso dos sistemas radiográficos, a segurança da técnica está intimamente relacionada à redução da dose de radiação (BARRET & SWINDELL, 1981; BRETTLE *et al.*, 1996). No entanto, a redução da dose somente pode ser utilizada como parâmetro comparativo se tomada em relação à qualidade de imagem. *A priori*, a meta é a redução da dose necessária para a obtenção de uma imagem com determinada qualidade. Essa tarefa também é desempenhada pelo DQE (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997).

O DQE diminui com o aumento do nível de exposição (BRETTLE *et al.*, 1996) e como o NEQ é sempre menor que a fluência de quantum exposta, o DQE para todos os sistema de imagem será menor que 1 (um) (WORKMAN & BRETTLE, 1997). DQE é útil como uma medida absoluta da eficiência real de um detector (por exemplo, aquele que quantificou o NEQ quanta) comparado a de um ideal detector (aquele que teria quantificado todo o quanta incidente). Como tal, o DQE é útil para comparar a performance de diferentes sistemas de imagem numa escala absoluta (COWEN *et al.*, 1993). Um sistema



de imagem com 20% de eficiência absorverá duas vezes mais fótons de raios X que um sistema de 10% de eficiência. O importante ressaltar disso, é que para o mesmo nível de exposição, o sistema mais eficiente produzirá imagens com mais alto SNR. Alternativamente, para produzir imagens com o mesmo SNR, ou seja, com a mesma qualidade inerente, um sistema com 20% de eficiência só necessita da metade da dose do sistema de 10% de eficiência (WORKMAN & BRETTLE, 1997).

Frente ao exposto, pode-se apresentar de uma forma sucinta, que para medir o DQE se faz necessário estimar: 1) a capacidade do sistema de reproduzir o sinal de entrada, 2) a geração de ruído. A primeira fase se subdivide na característica de ganho pontual entre os sinais de entrada e de saída (curva sensitométrica) e na correlação expressa entre o sinal e sua vizinhança expressa na saída – o MTF. A segunda fase é qualificada fundamentalmente pela caracterização do ruído. A grande importância do DQE para prognosticar o nível de eficiência de um sistema, é proveniente dessa interação de vários parâmetros para se chegar até a referida grandeza.

2.3.10. SNR (2ª ordem)

O SNR é definido a partir do NEQ, por meio da Equação:

$$SNR(u, v) = c \cdot \sqrt{NEQ(u, v)}$$

onde o contraste (c) da imagem, pertencente ao intervalo entre 0 e 1.

Pode-se observar, que o SNR está bastante relacionado ao contraste da imagem. A capacidade de visualizar detalhes estruturais em qualquer sistema de imagens depende amplamente do SNR, que juntamente com o contraste e



com a resolução espacial definem, fundamentalmente, os limites de percepção da imagem (KITAGAWA *et al.*, 2000).

Portanto, o SNR de um sistema radiográfico de imagem é limitado, principalmente, pelo número de quanta de raios X absorvido no detector por unidade de área e pela eficiência com que esse quanta pode ser usado na formação da imagem (COWEN *et al.*, 1993). O número de quanta de raios X registrado por unidade de área nas PF pode aumentar, pelo aumento do número de quanta incidente ou pelo aumento da proporção de quanta absorvido no detector. O primeiro se traduz no aumento de dose ao paciente e, portanto, não é uma opção favorável. O segundo depende basicamente da constituição da placa intensificadora no que diz respeito ao seu material e a sua constituição física, e ao espectro de raios X incidente (COWEN *et al.*, 1993). É importante ressaltar que aumentando o SNR se está aumentando a capacidade de visualização dos detalhes radiográficos.

2.4. Estudos Referentes à Qualidade Física e Clínica das Imagens Digitais

FURKART *et al.* (1992) desenvolveram um estudo comparando a precisão de diagnóstico das imagens do sistema Sens-A-Ray e dos filmes *D-speed* e *E-speed* na detecção de lesões ósseas periodontais simuladas. Os resultados sugeriram que o desempenho do sistema digital foi comparável aos dos filmes radiográficos.

COWEN *et al.* (1993) realizaram um trabalho de revisão abordando os aspectos físicos dos SAF. Segundo os autores, a maior vantagem dessa modalidade de imagem parece ser a manutenção de uma alta eficiência de imagem (DQE) sobre uma maior amplitude de níveis de sinal que o filme, e



ainda, a consistente apresentação e aquisição da imagem, independente do nível de exposição.

DUNN & KANTOR (1993) apresentaram um trabalho que possuía um quadro das doses relativas utilizadas para o filme *E-speed* em comparação aos receptores de alguns sistemas de imagem digital. Destacaram que para o sistema RVG, Flash-Dent e Sens-A-Ray a dose utilizada era de 40% em relação ao filme *E-speed*, enquanto que no sistema Visualix esse valor era de 30%.

McDONNELL & PRICE (1993) investigaram comparativamente as imagens do sistema Sens-A-Ray, com as do filme *D-speed* e *E-speed* com respeito à resolução, à sensibilidade, ao contraste e à qualidade subjetiva da imagem. Os resultados mostraram uma resolução mais baixa para o sistema digital. O Sens-A-Ray apresentou um maior contraste que os filmes nas exposições mais baixas, porém, nas exposições mais altas a resposta do sistema digital foi muito similar ao do filme *D-speed*. Na avaliação subjetiva os filmes apresentaram um comportamento similar e superiores ao Sens-A-Ray. Quanto à sensibilidade, o Sens-A-Ray apresentou-se quatro vezes mais rápido que a emulsão *D-speed* e três vezes mais rápido que a *E-speed*.

KANTOROWITZ et al. (1994) analisaram o tempo de exposição requerido para realização de tomadas radiográficas periapicais de uma boca completa comparando o RVG-S, Sens-A-Ray e o filme *D-speed*. O número de exposições necessárias foi de 14 tomadas para o filme, 22 para o RVG e 23 para o Sens-A-Ray. Os resultados mostraram que o tempo de exposição mínimo com filme foi de 8.88 s, de 1.74s para o RVG e de 3.54s para o Sens-A-Ray.



KASHIMA et al. (1994) investigaram a influência de três tipos de PF e três diferentes aberturas focais de leitura da placa (50, 100 e 150 μm^2) na qualidade da imagem. Os três tipos de PF (Fuji Photo Film Co., Tokyo, Japan) empregadas no estudo foram: a padrão – ST III N (ST); a HR III N (HR) empregada em mamografia; e a TEM empregada em microscopia eletrônica. Foram efetuadas imagens de uma mandíbula macerada, onde encontraram os seguintes resultados: 1) a qualidade radiográfica da imagem da PF depende da resolução e do SNR; 2) a diminuição da abertura focal resulta em melhora da qualidade da imagem; 3) a placa HR mostrou precisão de diagnóstico tão alta quanto às do filme periapical, até mesmo quando o tamanho da abertura focal foi de 100 μm^2 ; 4) com a abertura focal de 150 μm^2 a placa HR mostrou a mesma qualidade de imagem do filme *D-speed*.

PASS et al. (1994) desenvolveram um trabalho avaliando alterações periodontais, onde compararam as imagens do filme *D-speed*, com as do sistema Sens-A-Ray, analisadas com 64 (6 bit) e com 256 (8 bit) tons de cinza. A conclusão a que chegaram é que nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as três modalidades de imagens estudadas.

RAZMUS (1994) investigou a precisão de diagnóstico dos sistemas RVG, Sens-A-Ray e subtração radiográfica, onde cita: “Os resultados das investigações usando essas técnicas, em comparação a radiografia tradicional, têm demonstrado um aumento de informações no diagnóstico precoce de processos cariosos, e na detecção de mudanças ósseas sutis de doenças periodontais e lesões periapicais”.

SANDERINK et al. (1994) analisaram a qualidade dos sistemas digitais RVG, Visualix/Vixa, Sens-A-Ray, Flash Dent e filme *E-speed*, na análise do comprimento do canal radicular, com limas n° 10 e n° 15. As conclusões a que



chegaram foram que: 1) o RVG e o Sens-A-Ray renderam um resultado comparável ao filme convencional com o uso da lima de nº 15; 2) todos os outros sistemas tiveram um desempenho inferior à imagem do filme quando a lima nº 10 foi utilizada.

WENZEL (1994) estudou o ruído dos sensores dos sistemas Visualix, RVG e Sens-A-Ray. O Visualix gerou a maior quantidade de ruído, enquanto que o RVG o menor, isso independente do nível de exposição empregado. Em um julgamento subjetivo, a densidade da imagem do Visualix feita com 0.20 s foi comparada à imagem de 0.46 do RVG e com à de 0.60 do Sens-a-Ray. Entretanto, o sistema mais rápido, foi o que forneceu maior ruído.

HARADA *et al.* (1995) pesquisaram o relacionamento entre a qualidade do feixe de raios X e as características da imagem do Sens-A-Ray, onde analisaram a corrente escura, a proporção de ruído, a sensibilidade e a resolução de contraste inerente ao sensor. As conclusões chegadas foram que: 1) a corrente escura de ruído aumentou proporcionalmente ao TE o que afetou a sensibilidade e a resolução de contraste; 2) o emprego de kVp e mA mais baixas requisitam o emprego de TE mais altos, o que diminui a escala disponível de cinza.

KASHIMA (1995) desenvolveu um estudo visando determinar os componentes de informações radiográficas que permitem um diagnóstico visual dentro de uma mínima frequência espacial. Os resultados mostraram que uma frequência de 1 a 2 ciclos/mm não permite adequada avaliação de diminutas estruturas anatômicas, pela eliminação das informações em regiões de alta frequência. As estruturas anatômicas de 5 ciclos/mm, avaliadas tanto no filme quanto na imagem digital, apresentaram aproximadamente o mesmo grau de qualidade de diagnóstico. Isso sugere, segundo os autores, que



significantes características anatômicas que podem ser visualmente detectadas na imagem do filme, podem ser obtidas, também, dentro de uma mínima amplitude de frequência espacial de 5 ciclos/mm.

KÜNZEL & BENZ (1995) avaliaram comparativamente os sistemas FlashDent, RVG, Sens-A-Ray, Sidexis e Visualix e concluíram que : 1) o sensor do RVG foi o que apresentou maior sensibilidade e o mais baixo nível de ruído nas frequências espaciais mais altas; 2) o *software* do Sens-A-Ray necessita de melhoras na manipulação e prevenção da perda (não intencional) de dados da imagem; 3) Sens-A-Ray e Sidexis apresentaram a maior resolução da imagem com 10 lp/mm, e o escurecimento da imagem se apresentou constante em toda área sensibilizada; 4) o sensor do Visualix teve seu posicionamento facilitado pelo seu *design* mais fino; 5) o FlashDent distinguiu-se pela capacidade do seu *software* em otimizar contraste e brilho automaticamente.

LUOSTARINEN et al. (1995) compararam, *in vivo*, as imagens radiográficas do Digora, com o filme *E-speed* no diagnóstico de lesões ósseas periapicais, com o auxílio de exame clínico e de radiografia panorâmica. A conclusão a que chegaram é que o tamanho do pixel do Digora fornece uma resolução espacial suficiente para detecção de lesões periapicais.

MÖRNER et al. (1995) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar se os dentistas preferem analisar a imagem digital numa exibição linear dos níveis de cinza ou numa exibição não linear. Trinta radiografias foram realizadas, em pacientes, com o sistema Sens-A-Ray e os resultados mostraram que as preferências dos avaliadores tiveram um total acordo por uma exibição não linear dos níveis de cinza da radiografia digital.



WELANDER *et al.* (1995a) estudaram o ruído característico do sistema Sens-A-Ray, empregando diferentes níveis de exposição com 70 e 90 kVp. Foi calculado o NPS, o NEQ e o DQE. O sistema apresentou o máximo DQE de aproximadamente 0,030 para 70 kVp e 0,025 para 90 kVp. O SNR mostrou-se mais favorável na frequência espacial de 2 ciclos/mm.

WENZEL *et al.* (1995) realizaram um estudo com os sistemas, RVG, Sens-A-Ray, Visualix e Digora para investigar a precisão no diagnóstico de cárie e o impacto da compressão da imagem nessa detecção. Os resultados mostraram que os quatro sistemas digitais tiveram um desempenho igualmente satisfatório e que as imagens comprimidas ao nível de 8% do arquivo original foram tão precisas para diagnóstico quanto as que não foram comprimidas.

BORG & GRÖNDAHL (1996a) pesquisaram a qualidade do Digora no que tange a visibilidade de lima endodôntica nº15 e de ápices radiculares submetidos a diferentes doses (39 μ Gy a 2265 μ Gy). Os autores concluíram que o referido sistema fornece confiáveis medidas endodônticas, até mesmo sob baixas doses de radiação, pois excetuando a dose mais baixa de exposição, todas as demais não se apresentaram com diferença estatística.

BORG & GRÖNDAL (1996b) avaliaram comparativamente a qualidade da imagem dos sistemas Sens-A-Ray, Visualix II, Digora e filme *E-speed*. Os resultados mostraram que as radiografias realizadas pelo Digora alcançaram escores similares ou, até mesmo, superiores às do filme no que diz respeito à qualidade da imagem, com uma maior escala dinâmica que as imagens dos sensores CCD, que apresentaram uma avaliação mais baixa e uma escala dinâmica menor.

BRETTLE *et al.* (1996) realizaram, comparativamente ao filme *E-speed*, uma avaliação objetiva do sistema Digora. Os parâmetros físicos



avaliados incluíram medidas de resposta sensitométrica, MTF, NPS, NEQ e DQE. A curva sensitométrica da PF mostrou uma resposta inversamente proporcional entre o valor do pixel e a exposição. A resolução limite da PF situou-se entre 6.3 a 7.1 pl/mm, enquanto que a do filme foi maior que 20 pl/mm. A força de ruído diminuiu com o aumento da frequência espacial, principalmente devido a influência do MTF do sistema. Nas frequências espaciais mais baixas, a PF obteve maior NEQ que o filme. O DQE do Digora foi superior ao do filme, e diminuiu com o aumento do TE, e o mesmo ocorreu com o filme. Os resultados físicos desta pesquisa levaram os autores a concluir que o sistema Digora pode fornecer adequada informação clínica com uma significativa redução dos níveis de exposição aplicados ao filme *E-speed*.

CONOVER *et al.* (1996) compararam as mensurações lineares das imagens obtidas por meio da PF (HR V, Fuji Photo Film Co., Rochester, NY) com as do filme oclusal *E-speed* de forma direta e digitalizada, com um tamanho de pixel de 50 µm. Os resultados mostraram que não existiu diferença significativa entre as mensurações efetuadas diretamente nos espécimes, as mensurações da PF e as de ambas modalidades do filme.

FARMAN *et al.* (1996) elaboraram escalas de densidade de seis diferentes marcas comerciais de resinas, com a finalidade de avaliar, comparativamente, o contraste e a densidade óptica dessas, em função do TE. Foi empregado na pesquisa o Sens-A-Ray, o CDR, o Digora e o filme *E-speed*. Os resultados mostraram que: 1) o CDR foi o sistema mais sensível, seguido pelo Digora, Sens-A-Ray e filme; 2) todas as quatro modalidades de sistemas testadas puderam diferenciar as várias espessuras de cada material examinado, desde que a latitude de cada um não fosse excedida; 3) os métodos



radiográficos digitais fornecem razoável contraste com baixa dose de radiação, mesmo sem a manipulação da imagem; 4) a detecção de contraste dos sistemas digitais, comparados ao filme *E-speed*, apresentam-se como clinicamente aceitáveis.

GOSHIMA *et al.* (1996) desenvolveram uma pesquisa com o objetivo de avaliar a densidade (valor do pixel) e o contraste da imagem para o sensor do Sens-A-Ray, em função da variação do feixe de energia. Os resultados a que chegaram em termos gráficos (valor do pixel X exposição) foi que a resposta de inclinação mais íngreme, foi encontrada com o conjunto de kVp mais baixo, imitando portanto o comportamento do filme padrão, em que um alto contraste é encontrado com kVp mais baixo.

GOTFREDSSEN *et al.* (1996) avaliaram, no radiodiagnóstico de cárie, o emprego da intensificação radiográfica e o tempo consumido para isso, e ainda o efeito da compressão da imagem (JPEG) nos sistemas Digora, Sens-A-Ray, Visualix e RVG. Os resultados mostraram que: 1) as imagens do Visualix foram as mais manipuladas seguidas pelas do Sens-A-Ray, do Digora e do RVG; 2) as imagens com compressão foram significativamente mais manipuladas que as sem compressão; 3) a média de tempo gasto para o ajuste de uma imagem ficou em 24 s; 4) o Digora foi, significativamente, o sistema que menos tempo consumiu na análise radiográfica ($p < 0,01$), enquanto que neste quesito, os sistemas CCD se equivaleram.

GRÖNDAHL *et al.* (1996) realizaram um trabalho de revisão sobre a PF do sistema Digora. Esses autores destacam, algumas desvantagens dos sistemas CCD, comparativamente aos SAF, citando: a pequena face ativa, o volume externo relativamente grande, a conexão com um fio conector, a reduzida escala dinâmica. Ressaltam, ainda: “Embora a resolução espacial do



Digora seja menor que a do filme e dos sistemas CCD, este sistema fornece uma alta qualidade de imagem, presumivelmente como efeito da sua grande escala dinâmica”.

HAYAKAWA et al. (1996a) estudaram a escala ideal de exposição para o CDR. Para tal, exposições foram feitas entre 50 e 90 kVp com o intervalo de 10 kVp. Os resultados alcançados mostraram que os índices de contraste foram maiores com os mais baixos kVp. Existiu um aumento linear do valor do pixel com o aumento da exposição e do kVp. A diferença do valor do pixel entre os degraus diminuiu com o aumento do kVp. Os valores dos pixels para cada degrau de alumínio aumentou com o aumento de exposição e do kVp.

HAYAKAWA et al. (1996b) realizaram um trabalho com o CDR, com o objetivo de determinar o efeito da “função equalizar” no contraste e no SNR da imagem. Os resultados a que chegaram é que a equalização resultou numa intensificação do contraste da imagem em radiografia subexposta, pelo efeito do alargamento dos valores dos pixels sem detrimento do SNR. Imagens superexpostas não demonstraram diferença significativa de contraste ou de SNR quando a equalização foi aplicada.

KANG et al. (1996) compararam a capacidade dos dentistas em detectar cavidades dentais mecanicamente produzidas *versus* as naturais, nas faces proximais de dentes extraídos, com o emprego do CDR. A conclusão chegada pelos autores foi que a distinção entre processos cariosos naturais e artificiais com o CDR foi menos precisa que as encontradas com o filme *E-speed*, em trabalho anterior realizado pelos mesmos.

KULLENDORFF & NILSSON (1996) verificaram, em mandíbulas maceradas, a precisão de diagnóstico entre imagens digitais com e sem



manipulação. Os resultados mostraram que, de modo geral, não foi observada diferença entre as duas condições em relação à precisão de diagnóstico e que, a manipulação do brilho e do contraste se mostrou mais efetiva que os demais recursos de processamento da imagem.

LIM *et al.* (1996) realizaram um estudo comparativo entre as imagens do Digora e do filme *E-speed*, em termos das propriedades físicas de resolução e contraste, de sensibilidade e de valor de diagnóstico. O objeto do estudo foi o 1º M permanente de um crânio macerado, com o emprego de 12 TE, variando de 0.02 até 2.32 s. As conclusões a que chegaram, foi que o sistema Digora: 1) tem propriedades físicas similares em termos de diferenciação de contraste, mas com um poder de resolução menor que o filme; 2) pode reduzir em 53 % a dose de radiação em relação ao filme; 3) possui uma ampla dinâmica (de 0.02 até 2.32 ou 35 a 2553 μGy).

MØYSTAD *et al.* (1996) desenvolveram um estudo comparativo, *in vitro*, entre as imagens do filme periapical, e as imagens digitais com e sem manipulação do sistema Digora, na detecção de cáries proximais. A conclusão a que chegaram foi que as imagens radiográficas manipuladas melhoraram o diagnóstico de processos cariosos, em relação às imagens do filme *E-speed* e àquelas que não foram manipuladas.

NIELSEN *et al.* (1996) efetuaram um estudo com o objetivo de comparar a precisão de diagnóstico de cáries proximais entre o Digora e o filme *E-speed*, relacionando a profundidade radiográfica das lesões com a presença ou ausência de cavitação na superfície do dente. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa na detecção da cavitação em ambos os métodos. Também não houve diferença estatística na proporção de detecção das cáries mais externas e internas de esmalte e dentina pelos dois



métodos. A maioria das lesões diagnosticadas radiograficamente como cárie de dentina estavam com cavitação.

SVANAES et al. (1996) pesquisaram o desempenho do Digora em relação ao filme *E-speed*, no que diz respeito a detecção de cáries proximais, com especial ênfase a magnificação da imagem. A conclusão chegada foi que: 1) o desempenho do Digora em detectar cáries foi comparável ao do filme; 2) o emprego da magnificação resulta num significativo aumento na precisão do diagnóstico.

VAN DER STELT (1996) em um trabalho de abordagem sobre o Digora cita: “As vantagens do sistema Digora sobre os sistemas CCD são a similaridade da PF com o filme padrão no que diz respeito a forma fotográfica de registro dos raios X, e a ausência de cabos conectores. Esta última qualidade permite uma maior liberdade de movimento em relação a localização dos equipamentos digitais e dos aparelhos de raios X. Para propósitos de diagnóstico, a qualidade de imagem do sistema Digora, não é inferior às dos sistemas CCD ou às do filme tradicional”.

VELDERS et al. (1996) realizaram um estudo, com o objetivo de determinar por meio de mensurações endodônticas (limas nº 10, 15, 20 e 25) o efeito da redução da dose de radiação na qualidade da imagem dos sensores dos sistemas Sidexis e Digora, com e sem ajuste automático da escala de cinza. Foram empregadas exposições de 100%, 50%, 25%, 12.5%, 6.25% e 3.125% das utilizadas para o filme *E-speed*. As conclusões alcançadas foram que: 1) em ambos sistemas digitais, foi alcançada uma redução de mais de 90% da dose, quando os objetos da análise eram limas nº 20 ou superior; 2) para a lima nº 15, foi possível uma redução de dose de radiação de aproximadamente 50%, e com a lima nº 10, ambos os sistemas não mostraram



a mesma precisão do filme; 3) de uma forma geral, o ajuste automático dos tons de cinza do Digora, apresentou um efeito positivo na análise das mensurações do comprimento de limas, principalmente nas mais finas.

WENZEL *et al.* (1996) estudaram a influência do arquivamento da imagem sob vários níveis de compressão no diagnóstico de cárie, utilizando o sistema Digora. Quatro fatores de compressão irreversíveis foram escolhidos para o estudo: JPEG3 (20%); JPEG5 (8.4%); JPEG7 (4.6%); JPEG9 (3%), enquanto que a compressão reversível situou-se em 50% em relação à imagem original. A conclusão chegada foi que, para o diagnóstico de cáries, a compressão na proporção de 1:12 (8.4% da imagem original) pode ser justificada, pois até essa faixa a precisão de diagnóstico e a qualidade da imagem não são significativamente afetadas.

BORG *et al.* (1997) analisaram o nível ósseo da cortical vestibular em molares que apresentavam a cortical lingual intacta, e a tábua vestibular reduzida até o comprometimento da furca, utilizando o Sens-A-Ray e o Digora. Os resultados mostraram que: 1) não existiu diferença significativa entre os dois sistemas estudados na determinação do grau de perda óssea na área de furca; 2) houve uma subestimação de perda óssea, porém, menor que o resultado apresentado para o filme radiográfico em trabalho anteriormente realizado. Ressaltam os autores: “A PF do Digora ofereceu imagens com a qualidade das do Sens-A-Ray, porém com redução de 40% da dose utilizada pelo sensor CCD”.

GARCÍA *et al.* (1997) realizaram um estudo comparativo entre o filme *D-speed* e o Sens-A-Ray em mensurações endodônticas. Limas nº10 e 15 foram empregadas em trinta dentes unirradiculares. Nenhuma diferença foi



encontrada entre as medidas efetuadas diretamente nas limas e aquelas realizadas no filme e no sistema digital.

HILDEBOLT *et al.* (1997) realizaram uma pesquisa com o objetivo de determinar a consistência da sensibilidade da PF (HR V, Fuji Photo Film, Co, Ltd, Tokyo, Japan) e filme *E-speed*, em resposta a pequenas variações de repetidos tempos de exposição [$8.62 \mu\text{C kg}^{-1}$ até $9.03 \mu\text{C kg}^{-1}$, (5%)]. Os filmes radiográficos foram digitalizados e a PF teve sua leitura realizada. Citam os autores: “A PF mostrou uma resposta de baixo contraste significativamente melhor que o filme em condições experimentais. Esta resposta denota que a placa deve ser preferível ao filme nos casos em que pequenas diferenças de contraste devem ser detectadas”.

HUDA *et al.* (1997) compararam o desempenho da imagem do Digora, com a do filme *E-speed*, em função da exposição à radiação. Este desempenho foi medido em termos de limite de resolução espacial e de detecção do baixo contraste. A dose mínima e máxima de exposição de radiação situaram-se entre 4.10^{-6} C/kg e 4.10^{-4} C/kg (4mR a 400 mR). Os resultados mostraram que: 1) a escala dinâmica do Digora apresentou-se bem maior e com um limite de resolução espacial por volta de 6,5 pl/mm, independente da magnificação da imagem, enquanto que a do filme se situou entre 11 a 20 pl/mm; 2) o baixo contraste foi mais bem detectado no Digora.

HUYSMANS *et al.* (1997) estudaram o desempenho de diagnóstico do Digora em detectar cáries proximais e oclusais de dentina, empregando níveis de exposição de 3%, 6%, 10%, 20% e 78% da necessária para o filme *E-speed*. Testes histológicos foram posteriormente realizados para validação dos resultados. Os autores concluíram que as imagens do Digora não foram



comprometidas ao nível de diagnóstico quando empregadas doses de 6% a 78% da empregada para o filme, enquanto que, com o TE reduzido a 3% o diagnóstico pareceu apresentar-se significativamente prejudicado.

KUNZEL & BENZ (1997) desenvolveram um estudo com o objetivo de examinar a relação entre ruído e exposição nos sistemas Digora, RVG e Visualix-2. *Phantoms* foram empregados como objetos de análise, com as tomadas radiográficas sendo efetuadas dentro de uma amplitude de TE de 0,01 a 2,5s. A amplitude de imagem dos CCD aumentaram com o TE e alcançaram o limite em 0,08 s para o RVG e 0,16 s para o Visualix-2. Após um aumento inicial de amplitude de imagem para o Digora, este se comportou aproximadamente constante para os TE acima de 0,08 s. Com o aumento do TE existiu um aumento do SNR, porém dentro da amplitude de exposição dos CCD, estes ofereceram menor ruído que o Digora.

PRICE & ERGÜL (1997) compararam a precisão de diagnóstico do filme *E-speed* e do Sens-A-Ray e, ainda, a influência da experiência profissional na detecção de lesões proximais artificiais e naturais de cáries. Sete dentistas e sete graduandos participaram do estudo. Os resultados mostraram que o filme foi superior ao Sens-A-Ray na interpretação das cáries. As análises dos estudantes foram menos confiáveis que a dos dentistas na interpretação das superfícies híginas, entretanto, se equivaleram com respeito ao diagnóstico de cáries naturais e de cavidades artificialmente produzidas.

SCHMAGE et al. (1997) estudaram a precisão de diagnóstico do Digora, do Sidexis e do RVG-S, na detecção de cáries e nas mensurações endodônticas com limas de nº 10 a 40, após prévia definição do melhor TE para cada sistema. A extensão histológica da cárie foi comparada às suas aparências clínica e radiográfica. As conclusões a que chegaram, foram que:



1) a exposição ideal de uma melhor qualidade de imagem depende do objeto e do sistema, e foi em média, para os sistemas digitais, a metade utilizada para o filme; 2) a imagem digital não mostra a mesma resolução e nitidez da imagem do filme e apesar do Digora ter uma resolução mais baixa que os outros sensores CCD, os resultados são promissores; 3) o contraste do Sidexis parece ser mais baixo comparado aos outros sistemas digitais, mais o RVG-S mostrou mais artefatos e foi o mais difícil de detectar cáries; 4) os sistemas radiográficos digitais estudados, não são capazes de substituir o filme radiográfico interproximal, pois cáries iniciais não podem ser diagnosticadas com eficiência; 5) as restaurações metálicas e materiais obturadores endodônticos, aparecem com satisfatório contraste, enquanto, que a resposta não foi a mesma com compósitos de baixa radiopacidade.

VANDRE *et al.* (1997) realizaram uma comparação técnica de sete sistemas digitais intra-orais disponíveis comercialmente, utilizando como parte da investigação a análise do MTF e do SNR. Os sistemas analisados foram o CDR, o Dexis, o Digora, o RVG-4, o Sens-A-Ray, o Sidexis, e o Vixa-2. Os autores ressaltaram que se for verdadeira a presumida teoria, que um sistema de imagens que exhibe mais altos MTF e SNR apresenta uma imagem comparativamente melhor na detecção de lesões dentais, então, o CDR, o Dexis e o RVG-4 mostram-se melhor que os outros sistemas para o diagnóstico odontológico. Destacam, ainda, que mais estudos se fazem necessários para a validação dessa suposição.

VERSTEEG, C.H. *et al.* (1997b) avaliaram o efeito da alteração do tamanho da imagem (em número de pixels-matriz) na qualidade do diagnóstico, empregando radiografias dos sistemas Digora, Sidexis e Visualix-2. O objeto de análise se constituiu em M e PM com limas de nº 10 e 15. As



imagens do Sidexis (412 x 660) e do Visualix-2 (288 x 384) foram reduzidas para o tamanho da matriz do Digora (560 x 416), e as imagens do Digora foram aumentadas para a matriz do Sidexis. A conclusão chegada pelos autores é que relevantes informações podem ser perdidas quando imagens são reduzidas no tamanho, e que, para uma melhor apresentação é preferível que imagens menores sejam ampliadas, que as maiores reduzidas.

VERSTEEG, K. H. et al. (1997a) desenvolveram um estudo com o filme *E-speed*, com o Sens-A-Ray e com o Vixa, visando: 1) comparar a precisão das mensurações endodônticas efetuadas; 2) determinar se a experiência do avaliador (seis graduandos e seis radiologistas) influenciaria na precisão das medidas. As conclusões dos autores foram que as estimativas das distâncias com os sistemas digitais estudados se equivaleram ou foram até mesmo melhor que as do filme e que essas mensurações são facilitadas pela experiência profissional.

VERSTEEG, K. H. et al. (1997b) avaliaram “*in vivo*” a profundidade de cáries proximais por meio do sistema Digora e do filme *E-speed*. Inicialmente 240 imagens radiográficas foram realizadas e analisadas por 4 experientes profissionais. Destas, somente 60 superfícies proximais obtiveram a aplicação do mesmo escore, que se constituíram, então, no objeto comparativo de análise. Os resultados mostraram haver, na PF, um subestimação no diagnóstico da profundidade de processos cariosos, enquanto que no filme ocorreu o contrário, com uma superestimação.

WORKMAN & BRETTLE (1997) em um trabalho intitulado: “Medidas do Desempenho Físico dos Sistemas de Imagens Radiográficas”, descrevem: “Novos sistemas e tecnologias de imagem radiográfica dental estão sendo introduzidos com muita velocidade. Estabelecer métodos de



mensurações físicas permite que o desempenho da imagem desses sistemas possa ser quantificado de maneira objetiva, possibilitando a estimativa de fatores que afetam a qualidade da imagem”. Os principais conceitos abordados pelos autores para realização desta análise são: Macro Sinal de Transferência, MTF, Ruído, NPS, SNR, NEQ e DQE.

CEDERBERG *et al.* (1998b) efetuaram um estudo comparando mensurações de limas endodônticas e de dentes com as imagens do sistema Digora e do filme *E-speed*. O comprimento da raiz, o comprimento da lima e suas diferenças foram comparadas. As mensurações efetuadas nas imagens da PF se comportaram similar às do filme em relação ao comprimento da raiz, mas a posição do extremo da lima, especialmente as de nº 15 ou menores, foi mais difícil de ser visualizada com o filme *E-speed*. A conclusão dos autores foi que a menor diferença encontrada entre a ponta da lima e o ápice radicular com a PF, sugere ser esta, mais precisa em mensurações endodônticas.

CEDERBERG *et al.* (1998a) pesquisaram comparativamente o desempenho diagnóstico de cárie proximais artificiais, entre as imagens dos filmes *D-speed* e *E-speed* e da PF do Digora (com e sem intensificação da imagem). Todas as modalidades foram analisadas sem e com iluminação ambiente (luz fluorescente de teto). Os resultados ofereceram um melhor desempenho para o filme *D-speed* com luz ambiente, seguido pelo *E-speed* sem luz ambiente. O mais baixo desempenho ficou para a PF com intensificação da imagem e analisada em recinto escuro. Significativas diferenças foram encontradas entre avaliadores, tamanho da lesão, receptor da imagem, e interação, receptor x tamanho da lesão. Entretanto, nenhuma diferença foi encontrada entre as condições de iluminação ambiente.



HOLTZMANN et al. (1998) realizaram um estudo comparativo entre as imagens do Digora e dos filme *D-speed* e *E-speed*, com respeito a detecção de patologias periapicais. Foram efetuadas radiografias de maxilares de cadáveres e a validação do diagnóstico radiográfico foi determinada por um exame histológico das amostras. Os autores concluíram que ambos os filmes e o Digora se comportaram como modalidades equivalentes na detecção de reabsorção óssea periapical e, ainda, que nenhuma modalidade de imagem estudada foi particularmente precisa no diagnóstico de patologia periapical como foi o exame histológico.

KANG et al. (1998) compararam a capacidade dos dentistas em detectar cavidades dentais mecanicamente produzidas *versus* as naturais, nas superfícies proximais de dentes extraídos com o uso da PF do sistema Digora, analisando a influência da intensificação do contraste da imagem. Os resultados mostraram que existiu uma pequena diferença na proporção de detecção de defeitos mecânicos e de cavidades naturais de cárie com imagens sem intensificação, mas os defeitos mecânicos foram mais facilmente detectados quando a intensificação da imagem foi empregada. A profundidade das lesões afetou a probabilidade de diagnóstico, com lesões mais profundas sendo mais facilmente detectadas que as mais superficiais, independente de serem natural ou artificial.

MISTAK et al. (1998) avaliaram comparativamente, em lesões periapicais artificiais, as imagens do filme *D-speed* com as do sistema Sens-A-Ray, estas últimas em três condições: 1) original; (2) transmitidas telefonicamente; (3) negativo. Os resultados mostraram que das quatro modalidades de imagens do estudo, somente a análise em negativo apresentou-se inferior às demais. As imagens do filme e as do Sens-A-Ray no



original e transmitidas telefonicamente, não apresentaram diferença estatística na capacidade do avaliador em identificar as lesões.

VERSTEEG *et al.* (1998a) investigaram comparativamente a qualidade geométrica da radiografia entre o sistema Sidexis e os filmes *E-speed* número 1 e 2. Esta pesquisa foi baseada na hipótese de que a maior espessura e rigidez do sensor CCD, aliada ao menor tamanho de sua área ativa e presença de conexão com um fio, poderiam redundar em maior número de repetições. Cinquenta pacientes foram submetidos a exames radiográficos periapicais realizados por profissionais treinados para tal. Os resultados mostraram que 6% das radiografias realizadas com o filme necessitaram ser repetidas, contra 28% daquelas realizadas com o sensor.

VERSTEEG *et al.* (1998c) estudaram o efeito da redução da imagem digital no resultado do diagnóstico. Uma série de cem radiografias foi realizada com o Visualix III, em PM e M com limas endodônticas nº10 e 15 no interior de seus canais. As três formas de imagens analisadas foram: 1) imagem original; 2) redução da imagem pela metade contendo $\frac{1}{4}$ da informação original; 3) magnificação x2 da imagem reduzida pela metade. Os resultados mostraram uma significativa diferença entre as três modalidades de imagem, tanto para a lima de nº 10 quanto para a de nº 15. Os autores concluíram que a redução no tamanho da imagem digital deve causar menor detecção, assim como menor informação para o diagnóstico.

VERSTEEG *et al.* (1998b) analisaram o efeito da calibração de exposição do Digora *scanner*, e do ajuste automático da sua escala de cinza (AAEC), na detecção de lesões ósseas simuladas. Exposições foram feitas sob 5 condições: 1) calibração da exposição em 100% (1.25s), exposição 100%; 2) calibração da exposição em 100%, exposição 50%; 3) calibração da exposição



em 100%, exposição 10%; 4) calibração da exposição em 50%, exposição 50%; 5) calibração da exposição em 10%, exposição 10%. Os resultados mostraram que as duas condições que utilizaram 10% de exposição apresentaram resultados significativamente pior que as outras três. Os autores ressaltam que o Digora deve ser calibrado para TE mais altos, pois desta forma é mais provável que sua latitude seja explorada ao máximo e que a intensificação de contraste, por meio do AAEC, não apresentou nenhum benefício para detecção de lesões ósseas simuladas.

WENZEL et al. (1998) investigaram a possibilidade de diferenciação de vários materiais odontológicos restauradores por meio de suas radiopacidades. Os materiais de análise foram o amálgama e diferentes tipos de compósitos e ionômeros, empregados em dentes extraídos, que foram radiografados com o filme *E-speed*, com o Digora e com o Sidexis. Mensurações de densidade foram efetuadas em áreas de ar e de restauração, nas imagens digitais e no filme. Concluindo, os autores citam que os materiais obturadores podem ser distinguidos com alta probabilidade no filme, enquanto que nos dois sistemas digitais estudados eles são menos confiáveis.

YOSHIURA et al. (1998) pesquisaram, por meio de uma avaliação psicofísica, o efeito de uma camada adicional de cintilador na segunda geração de sensor do sistema Sens-A-Ray, comparativamente ao sensor de primeira geração. Foram efetuadas radiografias de um *phantom* com orifícios de diferentes níveis de contraste, dentro de uma amplitude de exposição que variava de 0.06s até a saturação de cada detector. Os avaliadores analisaram as imagens, visando contabilizar o número de orifícios perceptíveis. Os resultados encontrados levaram os autores a concluírem que os dois detectores apresentam essencialmente as mesmas propriedades psicofísicas, porém o



sensor de segunda geração apresentou uma sensibilidade maior que o seu antecessor.

ATTAELEMANAN *et al.* (1999) avaliaram o desempenho de diagnóstico de duas novas gerações do Visualix e do CDR, comparativamente às suas prévias versões. Para tal, medidas físicas e psicofísicas foram efetuadas para avaliar seus desempenhos e a relação do desenvolvimento tecnológico com o nível de aprimoramento destes sistemas. Três *phantoms* de teste foram radiografados com sete TE variando de 220 a 2237 μ Gy, onde analisaram a Curva Sensitométrica, o Ruído, o SNR, o Teste de Percepção, a Resolução de Contraste, a Amplitude de Exposição e o MTF. Os resultados mostraram que algumas melhoras puderam ser observadas no desempenho físico das novas gerações desses sistemas, como menor tamanho de pixel e maior DQE.

CEDERBERG *et al.* (1999) pesquisaram a influência da tela do monitor na análise radiográfica de lesões artificiais de esmalte adquiridas por meio do sistema Digora. As imagens foram analisadas nos seguintes monitores: (1) AlphaScan 711 (Sampo Corp., Taipei, Taiwan); (2) Multiscan 17 Se II (Sony Electronics Inc., Park Ridge, NJ, USA); (3) DS 2000 (Clinton Electronics Corp., Rockford, IL, USA); (4) Latitude CP Laptop (Dell Computer Corp., Round Rock, TX, USA). Aos avaliadores foi permitido ajustar o brilho, o contraste e a ampliação da imagem de acordo com a subjetividade de escolha. Os resultados não mostraram nenhuma diferença significativa entre os monitores avaliados, o que levou os autores a concluírem que dentro das condições do estudo, o desempenho do avaliador independe do tipo do monitor empregado.



FARMAN & FARMAN (1999) apresentaram as novas características do RVG-ui, onde citam o sensor deste sistema com um tamanho de pixel de 19,5 μm x 19,5 μm , o que serviu para aumentar a resolução espacial para mais de 20 lp/mm com o teste de grade. Destacam os autores que a resolução espacial era um dos poucos pontos de vantagens do filme, o que agora não é mais verdade. Entretanto, ressaltam que a questão da resolução espacial talvez não seja tão importante e que a diferença de resolução menor que 100 μm pode ser insignificante para discriminação de registros em radiografias dentárias.

HAYAKAWA et al. (1999) efetuaram um levantamento eletrônico visando realizar uma investigação sobre três aspectos: 1) se os atuais aparelhos de raios X são compatíveis com os sensores digitais atualmente disponíveis; 2) previsões futuristas em relação a tecnologia dos sensores; 3) aprimoramentos que deveriam ser realizados nos futuros aparelhos de raios X. Os resultados mostraram que a maioria dos participantes da pesquisa está satisfeito com a relação “aparelhos de raios X versus sistemas digitais”. Entretanto, eles também acreditam que o aumento da sensibilidade do receptor poderia levar a um projeto mais rigoroso dos aparelhos de raios X para assegurar uma maior confiabilidade das imagens nas baixas amplitudes de exposição. Até mesmo porque, a maioria das respostas previu como melhoria nos sistemas digitais, o aumento da sensibilidade do receptor e da intensidade de resolução do bit, e a diminuição do tamanho do pixel.

LUDLOW & ABREU JR (1999) avaliaram a precisão de diagnóstico de cáries, nas imagens do filme *E-speed* e do filme digitalizado, sendo este último exibido em tela de monitor tradicional e em uma tela de cristal líquido de matriz ativa de um *laptop*, ambas com resolução de vídeo de 600 x 800. Foram efetuados cortes histológicos dos dentes para validação das análises



efetuadas. Os resultados encontrados não apresentaram diferença significativa entre a imagem do filme, do monitor tradicional e da tela do *laptop*, sendo comparáveis entre si as três condições estudadas.

NISHIKAWA *et al.* (1999) compararam a resposta de dose de cinco sistemas digitais intrabucais CCD em função do emprego de diferentes kVp. Foram traçadas as curvas características dos sistemas Sens-A-Ray de primeira e de segunda geração, do CDR, do Compuray e da nova geração do Vixa. Com exceção da primeira geração do Sens-A-Ray todos os demais empregam um cintilador acoplado ao CCD. Cada sensor foi exposto em seqüência, à diferentes TE e kVp (amplitude de 60 a 90 kVp). Os resultados mostraram que a dose de resposta de todos os sistemas digitais foi dependente da voltagem do tubo. Na primeira geração do Sens-A-Ray a sensibilidade diminuiu com o aumento do kVp, enquanto que em todos os outros sistemas ela aumentou, sendo que a dose de resposta foi linear para todos os sistemas. Comparando as proporções de exposições com 90 kVp com as de 60 kVp, a primeira versão do Sens-A-Ray mostrou um aumento de 10% enquanto que os outros sistemas apresentaram uma redução variando de 16 a 26%.

OLIVEIRA (1999) realizou uma avaliação comparativa da qualidade da imagem, da sensibilidade, e da escala dinâmica de três sistemas digitais (Sens-A-Ray, Digora e CDR), do filme *E-speed* e do filme digitalizado. Foram empregados cinco objetos de análise, 50, 60 e 70 kVp, e sete diferentes TE dentro de uma amplitude de 0,05 a 2 s. Os resultados mostraram que o sistema Digora ofereceu a melhor qualidade de imagem e escala dinâmica, seguido em seqüência pelo filme digitalizado, com os sistemas CCD situando-se no extremo oposto dessas condições. O sistema que forneceu a maior sensibilidade foi o CDR e em seqüência o Digora.



STAMATAKIS *et al.* (1999) realizaram um estudo procurando determinar a função de resposta de dose do Digora quando submetido à diferentes calibrações e também combinar estas funções dentro de uma única função. Foi empregado um *software* especial, fornecido pelo fabricante para o fornecimento de dados da etapa *pre-scanning*. Estes dados contêm informações sobre o sinal do fotomultiplicador e da amplificação, que formam a base para a conversão A/D em dados da imagem em 8 bits. As funções de resposta de dose foram determinadas em um conjunto de diferentes calibrações e também combinadas dentro de uma única função. Os resultados mostraram que: 1) a dose é linear, independente da calibração; 2) os níveis de cinza podem ser usados como medida relativa de exposição se forem subtraídos do valor máximo de 255.

WENZEL *et al.* (1999) realizaram um estudo com o objetivo de comparar o sensor CCD com a PF no que diz respeito ao desconforto causado ao paciente e aos procedimentos de controle de infecção. Os sistemas digitais empregados foram o RVG e o Digora. Os resultados mostraram que as placas de fósforo se mostraram menos desconfortáveis para o paciente e que a contaminação cruzada não se comportou como problema relevante para ambos os sistemas, desde que um simples e básico procedimento de higiene seja seguido.

YOSHIURA *et al.* (1999a) realizaram um trabalho procurando analisar a viabilidade da utilização de um *phantom* especificamente desenvolvido para ser usado em radiografia intrabucal, quando numa análise comparativa entre sistemas digitais e sistemas filme-base. O referido *phantom* era constituído por um bloco de alumínio de 12 degraus de 1 mm de espessura, sendo que cada degrau apresentava-se com sete furos, que variavam seqüencialmente de 0,05



a 0,35 mm. As conclusões em relação ao *phantom* do estudo foram que a sua amplitude de atenuação aos raios X parece aproximar-se de condições clínicas e que estudos comparativos da qualidade de imagem podem ser quantitativamente avaliados por meio do número de buracos detectados.

YOSHIURA *et al.* (1999b), empregando o *phantom* de trabalho anterior, pesquisaram a qualidade subjetiva da imagem dos filmes *D-speed* e *E-speed*, com as do CDR, do Digora, do Dixel e do Sens-A-Ray, com e sem intensificação da escala de cinza. Nas imagens sem intensificação, os resultados mostraram que todos os sistemas digitais, com exceção do Digora, apresentaram para as exposições ideais, doses mais baixas que o filme *E-speed*, tendo o CDR se comportado como o sistema de maior sensibilidade. Entretanto, o número máximo de buracos perceptíveis foi significativamente mais baixo que o do filme. Com a intensificação do contraste, todos os sistemas digitais, excetuando o Sens-A-Ray, mostraram a visibilidade dos buracos melhor que a do filme, sendo que, com o CDR, com o Digora e com o Dixel as exposições ainda puderam ser reduzidas em considerável quantidade.

ALMEIDA *et al.* (2000) compararam, por meio de mensurações endodônticas, as imagens do sistema DenOptix adquiridas com diferentes resoluções do *scanner*, a citar, 150, 300 e 600 dpi e a eficiência de alguns recursos de manipulação do *software* deste sistema. Os resultados mostraram que as imagens adquiridas com 150 dpi são significativamente inferiores às de 300 e 600 dpi que se comportaram de forma equivalente. Os diferentes recursos de manipulação empregados - “3D”, “reverso” e “alteração do brilho e contraste” - apresentaram comportamentos equivalentes em relação à fidelidade das mensurações endodônticas.



ARAKI et al. (2000) efetuaram um estudo comparativo das propriedades sensitométricas e da resolução de 4 sistemas radiográficos digitais intrabucais: RVG-4, CDR, Dixel e Digora. Os resultados mostraram uma relação linear entre exposição e nível de cinza para os sistemas CCD, embora tenha ocorrido algumas diferenças no que diz respeito à sensibilidade. No RVG-4 ocorreu a saturação do nível de cinza na exposição mais baixa. Digora mostrou uma relação logarítmica dentro de uma exposição uniforme, entretanto, apresentou uma relação linear quando foi exposto abaixo da dose de calibração. O RVG-4 apresentou o mais alto MTF, a mais alta resolução e a menor latitude; o Digora o mais baixo MTF e resolução e a maior latitude.

BORG et al. (2000a) avaliaram comparativamente o desempenho físico das PF do DenOptix e do Digora. O sistema Digora foi avaliado com e sem o tratamento automático da imagem. Para isto, utilizaram *phantoms* especiais para mensurações físicas e psicofísicas que se constituíram no valor de K (curva sensitométrica), nas variações dos níveis de cinza, no teste de percepção, na resolução de contraste e na amplitude de exposição e, ainda, no MTF. Os resultados comparativos entre os sistemas com os seus comandos padrões acionados (Digora sem intensificação da imagem e DenOptix com intensificação), mostraram que o DenOptix ofereceu uma melhor resposta à dose de exposição, um maior índice de contraste e um maior MTF; por outro lado, apresentou maior ruído. Quando ambos os sistemas foram comparados com a intensificação da imagem, DenOptix e Digora apresentaram-se com desempenhos similares.

BORG et al. (2000b) compararam subjetivamente, *in vitro*, a qualidade de imagem de seis sistemas digitais baseados em diferentes tecnologias e o efeito da equalização do histograma na qualidade de imagem de mandíbulas



maceradas. Os sistemas empregados no estudo foram: o Visualix-1, o Visualix-2, o Digora, o DenOptix e o CDR de 1^a e de 2^a geração. Os resultados mostraram que: 1) os escores mais altos foram para ambas versões do CDR, porém dentro das mais estreitas amplitudes de exposição; 2) as imagens do Visualix receberam os mais baixos escores; 3) as PF forneceram aceitáveis qualidades de imagem dentro de uma grande amplitude de exposição; 4) de uma forma geral as imagens analisadas após a intensificação foram consideradas inferiores às originais.

FARMAN (2000) cita: “O padrão de qualidade da imagem digital tem sido discutido nos últimos anos em encontros organizados pela Associação Americana de Odontologia, porém, isso ainda se encontra em andamento. Padrões internacionais de relevância poderia incluir características do sistema em relação ao SNR, latitude, contraste e resolução espacial. Padrões são também necessários a serem definidos para o pré-tratamento da imagem relacionado à conversão A/D e à bit-compressão na produção da imagem.

HILDEBOLT *et al.* (2000) realizaram uma revisão sobre sistemas intrabucais de armazenamento de fósforo onde citam: “as placas de fósforo oferecem uma resposta linear à exposição aos raios X, isto significando que a quantidade de luz produzida pela estimulação do *laser* é diretamente proporcional a dose absorvida pelo fósforo; possuem ainda uma ampla amplitude de exposição, e baixas exposições da ordem de 0.005 mR podem ser detectadas”.

KITAGAWA *et al.* (2000) compararam subjetivamente a qualidade de imagem intrabucal das PF dos seguintes sistemas: Digora, CD-Dent e DenOptix. Para este último, empregaram as placas a BAS300 e HR300 (Apêndice 1). O objeto de estudo se constituiu de uma maxila macerada, cuja



análise foi efetuada com base no registro de seis regiões anatômicas e a ponta de uma lima nº 10. Os resultados mostraram que: 1) as imagens da combinação DenOptix/BAS apresentaram-se, de uma maneira geral, com uma melhor qualidade; 2) em seqüência, posicionaram-se de modo bastante semelhante, o Digora e a combinação DenOptix/HR, com o CD-Dent apresentando o mais fraco desempenho; 3) o Digora foi o que melhor registrou o tecido mole e a combinação DenOptix/HR300 foi a melhor para o registro do instrumento endodôntico.

MATHEUS *et al.* (2000) avaliaram, em mensurações endodônticas, numa análise *inter* e *intra* sistemas a eficiência dos recursos radiográficos “3D”, “reverso” e “cor”. Os sistemas empregados foram o CDR, o DenOptix e o Digora. Os resultados mostraram, na análise *inter* sistema, que o sistema Digora apresentou melhor desempenho para todos os três recursos empregados. Em relação a análise *intra* sistema, os três recursos empregados se mostraram equivalentes no Digora e no CDR, entretanto, no sistema DenOptix o recurso cor se mostrou com um desempenho inferior.

OLIVEIRA *et al.* (2000c) analisaram comparativamente a eficiência dos sistemas CDR, Digora, DenOptix e filme *E-speed* no registro de mensurações endodônticas. Os objetos do estudo se constituíram em dentes extraídos com limas 6 e 10 no seu interior e o Digora se apresentou como o sistema de melhor desempenho para ambos tamanhos de limas empregados.

OLIVEIRA *et al.* (2000b) avaliaram comparativamente a escala dinâmica e a qualidade de imagem dos sistemas Digora e DenOptix. Os resultados mostraram, que de uma maneira geral, o Digora apresentou uma melhor qualidade de imagem e uma maior escala dinâmica.



STAMAKIS et al. (2000) pesquisaram as propriedades físicas do Digora mediante o emprego de diferentes modo de calibração e feixes de energia, de 60, 70 e 90 kVp. Foram avaliados o LSF, o MTF, o NPS, o NEQ, o DQE, e o SNR. Os resultados mostraram que o MTF exibiu características típicas e caiu a um valor próximo a zero na frequência de cerca de 7 ciclos/mm. O ruído, expressado pelo NPS, apresentou-se relativamente baixo, isto é 10^{-5} a 10^{-6} mm² dependendo da exposição e da frequência e o SNR apresentou-se favorável. Não existiram diferenças significantes entre os dados obtidos de diferentes feixes de energia. O NEQ e conseqüentemente o DQE foram relativamente altos. O DQE diminuiu com o aumento do tempo de exposição e, para exposições dentro de uma amplitude clínica, alcançou um valor de pico de cerca de 25%.

VANDRE et al. (2000) realizaram uma avaliação das medidas físicas de seis sistemas digitais intrabucais, a citar CDR, Digora, Sens-A-Ray, RVG-4, Dexis, Visualix-2 ao nível de MTF, de SNR e de DQE, objetivando comparar estes resultados com medidas endodônticas efetuadas com limas de nº 8 a 20. Por meio destas, os autores também investigaram comparativamente os referidos sistemas e o filme *E-speed* empregando uma análise clínica *inter* sistemas. Os resultados das mensurações endodônticas foram expressas como erro de medida, que foi comparado com o SNR, com o MTF e com o DQE de cada sistema digital. Os resultados mostraram que o CDR, o Digora, e o Dexis produziram o mais alto SNR, seguidos de perto pelo RVG-4; Sens-A-Ray, Dexis e RVG-4 produziram os melhores resultados de MTF; o Dexis apresentou o melhor DQE; a média de erro em mm foram: Filme - 0,65, Dexis - 0,69, CDR - 0,71, RVG-4 - 0,74, Digora - 0,89, Sens-A-Ray - 0,97 e Visualix-2 - 0,98. As conclusões deste trabalho foram: 1) as diferenças das



medidas endodônticas apresentadas pelos sensores de melhores resultados e pelo filme foram pequenas e, portanto, provavelmente não represente nenhuma relevância clínica; 2) nem a análise do MTF e nem a do SNR isoladamente foi suficiente para correlacionar a eficácia do comportamento de um sistema no que diz respeito às mensurações endodônticas; 3) o DQE foi a única medida física que aparece como um fator que provavelmente possibilite um prognóstico da eficácia de um sistema dentro das condições do estudo.

GANZERLI (2001) comparou os sistemas DenOptix, Digora e filme *E-speed*, verificando a concordância *inter* examinadores (alunos e radiologista) no diagnóstico radiográfico de cáries oclusais e proximais. Entre os alunos, o nível de concordância foi regular e entre os alunos e o radiologista foi sofrível a regular. Todos os sistemas apresentaram diferenças significativas quando foram comparados os resultados da análise subjetiva das imagens com os da microscopia óptica, com exceção do sistema Digora nas superfícies proximais, quando o avaliador foi o radiologista.

GURDAHL *et al.* (2001) avaliaram as variações dos dados de radiodensidade que podem ser introduzidos pelo uso do formato de compressão JPEG e pelo uso de três *softwares* de análise de imagem. Foi realizada a tomada de uma escala de densidade em um filme oclusal que posteriormente foi digitalizado. A radiografia foi arquivada em formato TIFF e JPEG. Cada arquivo foi aberto em três diferentes *softwares*: 1) Digora; 2) Image Tool; 3) Image J. (Apêndice 1). Os resultados e conclusões chegadas por estes autores foram que: 1) todas as imagens em JPEG resultaram em um valor de cinza que não condiz com o real; 2) as imagens em formato TIFF mostraram, no *software* do Digora, uma escala de cinza com diferentes valores e no JPEG os referidos valores variaram quando abertos nos *softwares* Image



Tool e Image J.; 3) o formato de compressão JPEG introduziu variações potencialmente deletérias para os dados de radiodensidade; 4) esses erros podem ou não afetar a análise radiométrica de uma imagem radiográfica dos tecidos duros, sendo isto, entretanto, tarefa dependente do grau de sutileza da tarefa de diagnóstico.



3. PROPOSIÇÃO

Após revisão da literatura, pôde-se constatar a necessidade e a confiabilidade de ser desenvolvido um estudo comparativo de natureza conjunta, subjetiva e objetiva, para o fornecimento de uma avaliação global da qualidade da imagem de sistemas radiográficos digitais e tecnologias concorrentes. Em vista disso, decidiu-se por meio deste estudo:

- Avaliar subjetivamente, em função do tempo de exposição, a qualidade da imagem de quatro sistemas radiográficos digitais intrabucais, a citar, dois sistemas CCD (Sens-A-Ray e CDR) e dois sistemas de armazenamento de fósforo (DenOptix e Digora);
- Analisar objetivamente a qualidade de imagem dos mesmos sistemas submetidos, principalmente, à estimativa dos seguintes parâmetros físicos: contraste, resolução espacial, MTF, NPS, NEQ, DQE e SNR;
- Verificar a influência desses parâmetros objetivos sobre o resultado da análise subjetiva;
- Investigar a possibilidade de se estabelecer um “padrão ouro” para se prognosticar a eficiência clínica de um sistema.



4. METODOLOGIA

4.1. Análise Subjetiva

4.1.1. Sistemas Radiográficos Empregados no Estudo

4.1.1.1. Sistemas CCD

4.1.1.1.1. Sens-A-Ray 2^a geração (Regam Medical System, Sundsvall, Sweden)

♦ Características do Sensor (Figura 4.1. A): (KÜNZEL & BENZ 1995; WENZEL & GRÖNDAHL, 1995; VERSTEEG *et al.*, 1997b)

- área ativa da imagem: 23,5 x 27,6 mm
- matriz: 534 x 627 pixels.
- tamanho do pixel: 44 x 44 μm
- resolução: aproximadamente 10 pl/mm
- arquivo de imagem: 217 kB (TIFF)
- ♦ *Software* empregado: Sens-A-Ray 2000

4.1.1.1.2. CDR (Schick Technologies Inc., Long Island City, NY, USA)

♦ Características do Sensor (Figura 4.1. B): (FARMAN *et al.*, 1995; VERSTEEG, C. H. *et al.*, 1997b)

- tamanho do sensor utilizado: n° 2
- área ativa da imagem: 36,5 x 25,2 mm
- matriz: 760 x 524 pixels.
- tamanho do pixel: 48 x 48 μm



- resolução: aproximadamente 10 pl/mm
- arquivo de imagem: 284 kB (TIFF)
- ♦ *Software* empregado: CDR Schick Technologies *software*

4.1.1.2. Sistemas de Armazenamento de Fósforo

4.1.1.2.1. Digora (Soredex Finndent, Orion Corporation Ltd, Helsinki, Finland)

♦ Características do Sensor (Figura 4.2. A): (SOREDEX, 1994; LUOSTARINEN *et al.*, 1995; VERSTEEG *et al.*, 1997b)

- tamanho da placa utilizada: equivalente ao filme periapical n° 2
- área ativa da imagem: 30 x 40 mm
- matriz (tamanho da imagem): 416 x 560 pixels.
- tamanho do pixel: 70 x 70 μm
- resolução: por volta de 7 pl/mm
- arquivo de imagem: 228 kB (TIFF)
- ♦ *Software* empregado: *Digora for Windows 1.51*
- ♦ OBS: a leitura da imagem latente da placa foi realizada no *Digora Scanner* (Figura 4.3)
- ♦ OBS: o *scanner* do Digora foi ajustado para 30 pulsos (0,05 s) no modo de calibração.

4.1.1.2.2. DenOptix (Dentsply/Gendex, Des Plaines, Chicago, IL, USA)

♦ Características do Sensor (Figura 4.2. B): (GENDEX DENTAL SYSTEM, 1997; ALMEIDA *et al.*, 2000)

- resolução do *scanner* empregada: 300 dpi – padrão do sistema



- tamanho da placa utilizada: n° 2
- área ativa da imagem: 31 x 41 mm
- matriz (tamanho da imagem): 367 x 485*.
- tamanho do pixel: 85 x 85 μm^*
- resolução espacial: 6 pl/mm*
- arquivo de imagem: 175 kB* (TIFF)
- ♦ *Software* empregado: VixWin 2.4
- ♦ OBS₁: a leitura da imagem latente de placa foi realizada no DenOptix scanner (Figura 4.4)
- ♦ OBS₂: *fatores referentes a resolução de 300 dpi do scanner.

Os monitores dos sistemas digitais eram todos S-VGA, tela plana, 17 polegadas, com capacidade de exibir 256 tons de cinza, configuração de tela de 800 x 600 pixels de resolução e placa de vídeo de 2 mB.

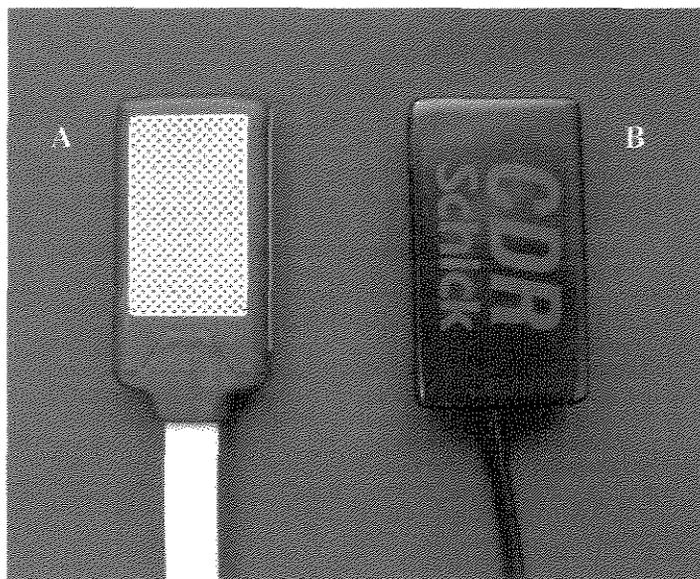


Figura 4.1. Sensores CCD utilizados.
A. Sens-A-Ray; B. CDR.

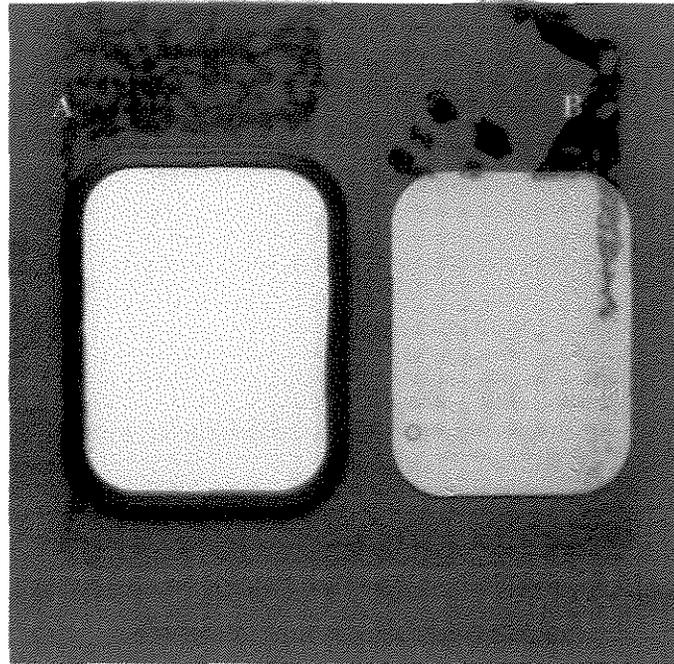


Figura 4.2. Placas de Fósforo utilizadas-face ativa.
A. Digora; B. DenOptix.

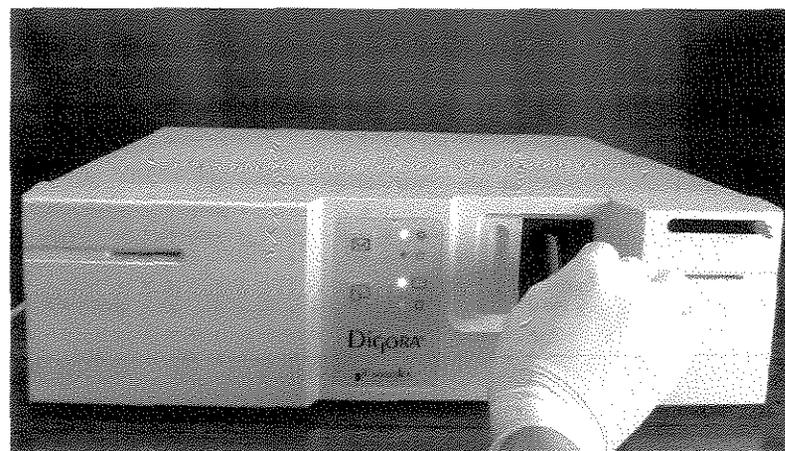


Figura 4.3. Placa de fósforo do sistema Digora sendo introduzida no *scanner* do sistema.

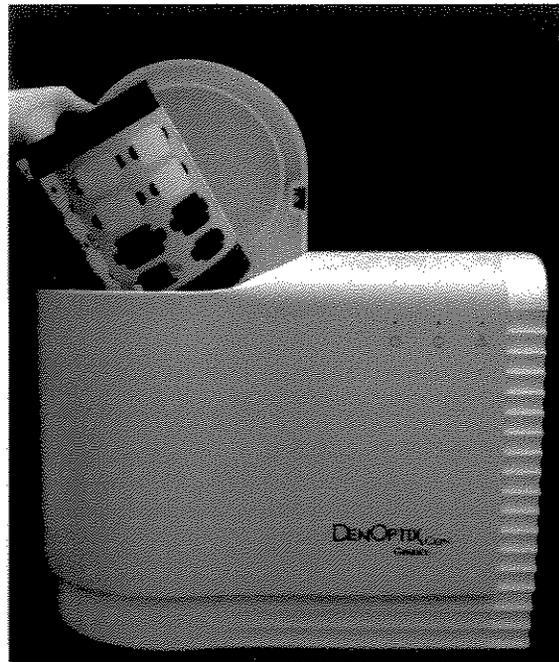


Figura 4.4. Placa de fósforo do sistema DenOptix sendo introduzida no *scanner* do sistema.

4.1.2. Objetos

Os objetos de estudo constituíram-se de quatro regiões anatômicas de um *phantom*, representado por uma mandíbula macerada envolta em acrílico para simulação de tecido tegumentar (Figura 4.5) e uma escala de densidade de alumínio (Figura 4.6). A peculiaridade do *phantom* empregado era a presença de uma simulação de língua e de soalho bucal, com possibilidade de movimentação da primeira sobre o segundo. Isto porque a “língua” possuía uma base de ferro enquanto que, o “soalho” era imantado. Tais características visavam dupla função: 1) promover o perfeito ajuste do sensor a região a ser radiografada, visto que os diferentes detectores de radiação empregados possuem diferentes volumes externos, não se podendo, portanto, fixar um espaço padronizado para seu encaixe; e 2) fornecer um maior apoio para sustentação das PF e dos sensores CCD, em função do aumento substancial do



peso da “língua” pela adição de uma base de ferro à sua estrutura acrílica. Sem essa base, o acrílico da “língua” seria insuficiente para fornecer aos receptores de radiação uma estabilidade de posicionamento durante a tomada radiográfica, visto a leveza de seu material.

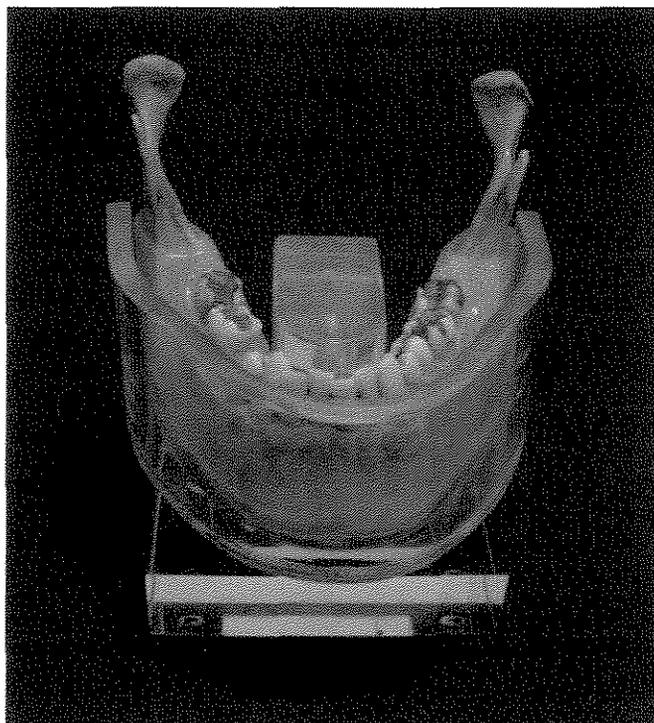


Figura 4.5. *Phantom* empregado no estudo.

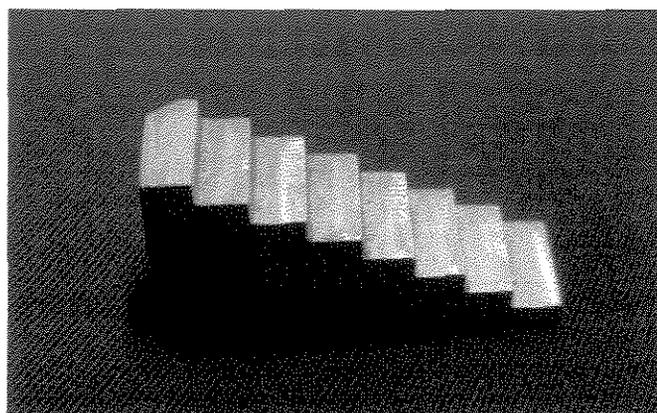


Figura 4.6. Escala de densidade empregada no estudo.



4.1.2.1. Regiões Anatômicas

Os objetos de análise de regiões anatômicas se constituíram nos seguintes: “região de molar”, “região de pré-molar”, “região de canino” e “região de incisivo” sendo importante ser destacado, que essas áreas apresentavam-se com todos os elementos dentários presentes. A opção de se utilizar regiões de grupos dentais ocorreu, em função de se achar importante trabalhar com condições que simulassem proximidades com uma real situação clínica. A diversificação das regiões anatômicas visou ampliar a confiabilidade do estudo, isto porque, imagens radiográficas de diferentes grupos dentais oferecem acidentes anatômicos próprios, com distintos registros de contraste, que se constituíram em condições importantes quando da análise geral da imagem. Tal fato tornou-se relevante na avaliação subjetiva do desempenho dos sistemas.

4.1.2.2. Escala de Densidade (Figura 4.6)

A escala de densidade empregada no estudo era constituída de alumínio laminado, composta de 8 degraus com espessuras seqüenciadas de 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14 e 16 mm, com dimensões de 10 mm de largura por 32 mm de comprimento, segundo recomendações propostas por MANSON-HING & BLOXON (1985).

Selecionou-se a escala de densidade como um objeto indicador de contraste. A detecção dos registros radiográficos, principalmente dos degraus mais inferiores e mais superiores, se constituíram em condições relevantes na análise das imagens, auxiliando um julgamento comparativo dos sistemas. Isso porque, tais registros somente poderiam ser efetuados em radiografias de



excelente padrão, que conseqüentemente exigiam maior qualidade da imagem dos sistemas em análise.

4.1.3. Fonte de Raios X e Dados da Exposição

As imagens radiográficas foram adquiridas com o aparelho GE 1000 (General Electric Company, Milwaukee, WI, USA), operando com 60 kVp e corrente de 10 mA. A distância foco receptor foi de 32 cm, e os tempos de exposição empregados foram de 1 pulso (0,01s), 2 pulsos (0,03s), 3 pulsos (0,05s), 4 pulsos (0,06s), 5 pulsos (0,08s), 6 pulsos (0,1s), 8 pulsos (0,13s), 10 pulsos (0,16s), 12 pulsos (0,2s), 15 pulsos (0,25s), 18 pulsos (0,3s), 21 pulsos (0,35s), 24 pulsos (0,4s) e 30 pulsos (0,5s).

Selecionou-se os referidos tempos de exposição com pequenos intervalos entre eles, em virtude dos sistemas digitais apresentarem diferentes níveis de sensibilidade e de escala dinâmica. Portanto, o estudo das imagens dentro dessas condições possibilitou avaliações mais fidedignas, pelo fornecimento seqüencial de uma gama de exposições de pequenos incrementos, respeitando-se as características intrínsecas de cada sistema, possibilitando, assim, que fornecessem a sua melhor qualidade de imagem. Tal condição se torna, ainda, mais relevante quando se trata de um estudo, em conjunto, de sistemas CCD e de armazenamento de fósforo, visto que os primeiros apresentam uma reduzida escala dinâmica (BORG & GRÖNDAHL, 1996b; FARMAN *et al.*, 1996; GRÖNDAHL *et al.*, 1996; SVANAES *et al.*, 1996; HUYSMANS *et al.*, 1997; OLIVEIRA, *et al.*, 1999; WENZEL, 1998) em relação aos segundos, e o desrespeito à amplitude de exposição inerente a cada um poderia comprometer suas avaliações num estudo comparativo *inter* sistemas.



◆ Regiões Anatômicas

As tomadas radiográficas das regiões anatômicas foram padronizadas, padronização esta, facilitada pelas próprias características do *phantom* empregado. A possibilidade da movimentação da “língua” no “soalho” do *phantom* fornecia confiabilidade na manutenção do íntimo contato entre os detectores de radiação e a face lingual da região a ser radiografada, mantendo-os em um paralelismo recíproco e padronizando a distância do ponto focal ao fóton-detector. Tais condições dispensaram, então, o emprego de suportes posicionadores. A distância foco receptor foi estabelecida, em todo o estudo, em 32 cm o que foi alcançada por meio do emprego de um cilindro mais longo que o padrão, com sua abertura posicionada em íntimo contato com a face vestibular da região a ser radiografada (Figuras 4.7 e 4.8). As imagens das regiões anatômicas empregadas como objetos de análise encontram-se disponíveis, de acordo com o sistema, nas Pranchas de número 4.1.9.1, 4.1.9.2, 4.1.9.3 e 4.1.9.4, como Figuras A, B, C e D.

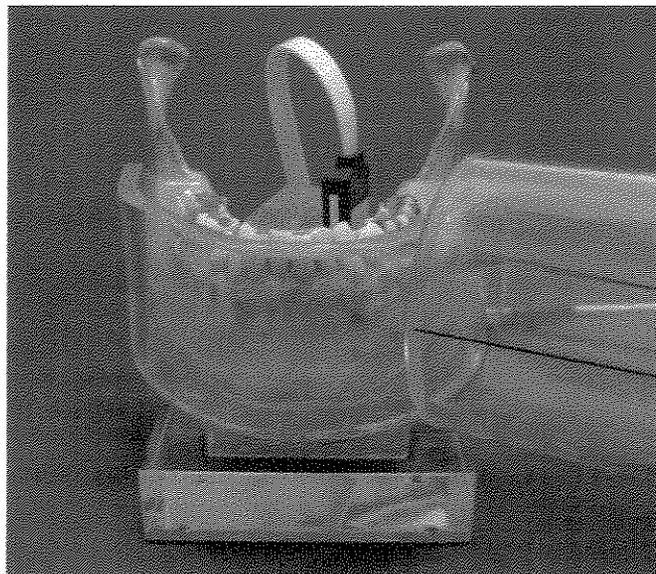


Figura 4.7. Posicionamento do sensor do sistema Sens-A-Ray para realização da tomada radiográfica da região de molar.



Figura 4.8. Posicionamento da placa de fósforo do sistema DenOptix para realização da tomada radiográfica da região de molar.

◆ Escala de Densidade

Para realização das tomadas radiográficas da escala de densidade empregou-se um suporte posicionador de acrílico que possibilitava a padronização da distância foco receptor de 32 cm e a manutenção de uma angulação vertical de 90° e horizontal de 0°. A escala de densidade era, portanto, posicionada centralmente ao feixe útil de radiação e o respeito rigoroso a essas condições, propiciou a padronização das tomadas radiográficas desse objeto (Figura 4.9). Os sensores CCD requisitaram o emprego de uma cera em suas faces posteriores para promover aderência ao suporte de acrílico, em virtude da tensão que os fios conectores desses sensores causavam, comprometendo a estabilidade de seus posicionamentos. As imagens radiográficas do objeto “escala de densidade” encontram-se disponíveis, de acordo com o sistema, nas Pranchas de número 4.1.9.1, 4.1.9.2, 4.1.9.3 e 4.1.9.4, como Figura E.

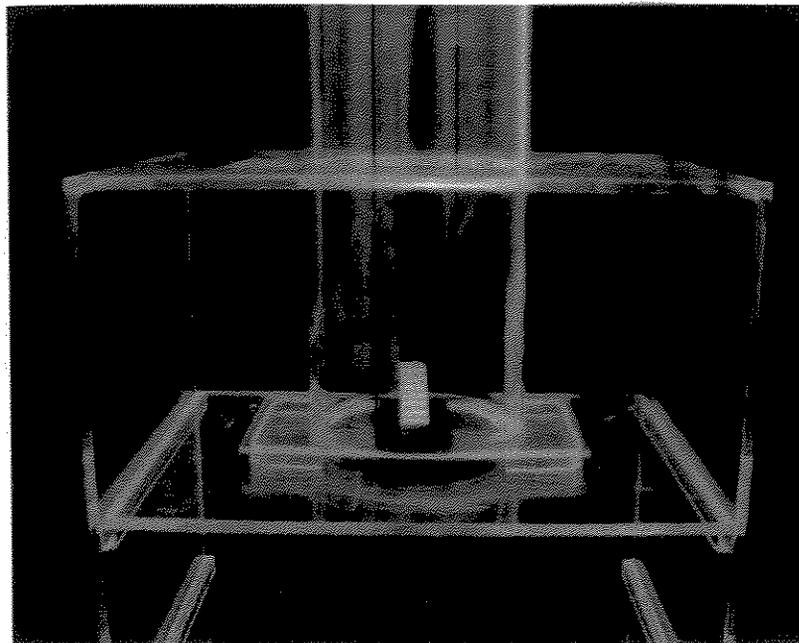


Figura 4.9. Posicionamento do sensor do sistema CDR para realização da tomada radiográfica da escala de densidade.

4.1.5.2. Arquivamento e Identificação das Imagens

Após exposição, as imagens CCD eram exibidas no monitor de forma praticamente instantânea, enquanto que as dos SAF só se encontravam disponíveis após a introdução das placas no *scanner*. Vale ressaltar que todas as imagens foram adquiridas com o emprego dos *softwares* inerentes aos sistemas do fóton-detector irradiado, sendo inicialmente arquivadas nos referidos *softwares*, com o registro das doses de radiação a que foram expostas. Posteriormente, transferiu-se estas imagens para disquete de zip, em formato TIFF por se traduzir em um formato de arquivo sem perda. Isto garantiu que as imagens arquivadas tivessem a mesma quantidade de informação que as originais, pois deve ser prudente evitar o uso de formato de compressão com perda (GURDAL *et al.*, 2001) num estudo comparativo *inter* sistemas.



Cada radiografia recebeu um código de identificação, que estava relacionado a um determinado sistema, objeto, e TE. Esta correspondência encontrava-se em tabelas previamente elaboradas, sem que os avaliadores tivessem acesso a elas (Apêndice 6). Esta correlação foi efetuada sem que fosse seguida uma regra fixa de seqüência dos TE, pois a elaboração aleatória destes códigos eliminaria ou reduziria a possibilidade de dedução dos TE a que as imagens foram submetidas. Tal condição visava prevenir que o conhecimento antecipado do TE empregado pudesse vir a influenciar os avaliadores no momento de classificar as imagens. A razão principal, que motivou a transferência das imagens dos arquivos dos *softwares* de origem para o ZIP, foi o fato de, assim, se poder limitar a exibição de uma imagem por vez no momento da avaliação. Isto evitava que os avaliadores classificassem as imagens comparativamente às demais do arquivo, isto porque, nos *softwares* de origem, pastas de arquivo eram abertas de acordo com o objeto, o que contabilizava 14 imagens seqüencialmente posicionadas, de acordo, com o TE. Por meio das pranchas 4.1.9.5, 4.1.9.6, 4.1.9.7 e 4.1.9.8, pode-se observar uma série de 14 imagens, para cada sistema, do objeto “região de molar”, organizadas seqüencialmente em função do TE.

4.1.6. Calibração dos Avaliadores

4.1.6.1. Objetivos

Previamente à análise radiográfica definitiva do trabalho, efetuou-se uma calibração dos profissionais que participariam como avaliadores, visando: 1) apresentar-lhes, previamente, a metodologia do trabalho; 2) familiarizar-lhes com os *softwares* dos sistemas e com o método de avaliação estabelecido



para o trabalho, prevenindo ou minimizando, resultados discrepantes entre os avaliadores; 3) possibilitar a detecção, e conseqüente, correção de algumas falhas que por ventura viessem a ocorrer na metodologia do trabalho, apoiando assim, as diretrizes estabelecidas para o delineamento de uma metodologia definitiva; 4) verificar o desempenho dos avaliadores tanto ao nível de uma comparação *inter* como *intra* avaliador, de forma que se pudesse vir a ter uma melhor confiabilidade nas notas aplicadas, verificando-se, também, se foi efetuada a assimilação do treinamento empregado.

4.1.6.2. Avaliadores

Utilizou-se seis avaliadores, dos quais, todos especialistas em Radiologia Odontológica, visando uma forma de padronização das avaliações. A eliminação de algum profissional para a etapa seguinte estaria vinculada a seu desempenho dentro desta fase do trabalho.

4.1.6.3. Tempo de Exposição, Número de Objetos e de Imagens Empregadas

Empregou-se somente os objetos “escala de densidade” e “região de molar”, com três tempos de exposição diferentes para cada objeto. Para a “região de molar” empregou-se 3, 8 e 21 pulsos, enquanto que para a “escala de densidade”, 1, 6 e 30 pulsos. Cada imagem era arquivada com mais dois códigos diferentes do original (Apêndice 7), de forma a viabilizar ao avaliador, a análise da mesma imagem por três vezes, sem que ele tivesse conhecimento disso, pois as radiografias digitais eram exibidas em uma ordem completamente aleatória. Tal fato, se fazia de relevante importância numa análise *intra* avaliador, isto, é na verificação da consistência do



avaliador na aplicação das notas classificatórias das imagens. No total a fase de calibração se constituiu de 72 imagens (4 sistemas x 2 objetos x 3 TE para cada objeto x 3 repetições da mesma imagem), o que se traduziu num número suficiente de radiografias para os objetivos da calibração.

4.1.6.4. Apresentação dos Sistemas e Ferramentas Digitais

Após determinação dos aspectos radiográficos relevantes dos objetos, os avaliadores tiveram contato com cada um dos sistemas digitais do estudo, onde foram orientados como trabalhar com os *softwares* inerentes a cada um. Isto envolveu basicamente a localização dos arquivos, a seleção da radiografia a ser analisada, a manipulação da ferramenta de brilho e de contraste, e a aplicação da função “equalizar”, pois esses se constituíam nos recursos de maior importância para o trabalho. Foi permitida a manipulação do brilho e do contraste, por se achar que a sua supressão comprometeria um dos princípios elementares dos sistemas digitais, que é a manipulação da imagem. Além disso, levou-se em consideração que o conceito de uma densidade radiográfica ideal, cai muitas vezes dentro de um critério subjetivo de análise ou dentro de uma adequação à uma tarefa específica de diagnóstico. Portanto, em virtude da análise das imagens deste trabalho ter sido conduzida de acordo com o registro de várias estruturas (Apêndice 9) que se apresentavam, radiograficamente, com diferentes níveis de radiopacidade e radiolucidez, a manipulação do brilho e contraste se constituiria numa valiosa ferramenta para melhor visualização de todas estas estruturas. Não foi permitida a utilização dos demais comandos de processamento da imagem, visando prevenir que a falta de familiaridade dos observadores em analisar radiografias de forma diferente da tradicional escala de cinza, pudesse vir a influenciar um resultado final.



4.1.6.5. Escala de Classificação das Imagens

Para o registro das notas equivalentes à qualidade radiográfica exibida pela imagem, utilizou-se *uma Escala Visual Analógica (EVA)* (Figura 4.10 e Apêndice 8). Esta escala possibilitou a classificação das imagens dentro de pequenos intervalos, minimizando ou prevenindo uma discrepância *intra* e *inter* avaliadores. Isto porque, o estabelecimento de escores em números inteiros se constituem em “saltos” grandes de uma nota para outra, que tenderiam a favorecer um quadro de discrepância, dada a ausência de opções intervalares.

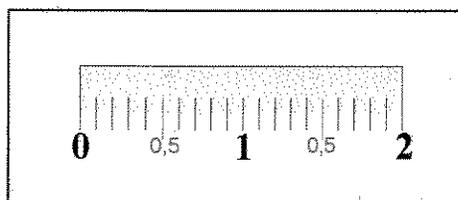


Figura 4.10. Escala Visual Analógica empregada para classificar a qualidade das imagens.

Previamente ao início das análises, explicou-se aos avaliadores a maneira apropriada de aplicar uma nota com o emprego da EVA, sendo que cada avaliador recebeu um pacote de tabelas para o registro das notas com uma folha de rosto (Apêndice 9) detalhando e orientando os critérios da EVA, que serviu como complemento para a memorização das explicações oralmente efetuadas. No Apêndice 8, tem-se um exemplar da tabela empregada para o registro das notas classificatórias das imagens.

4.1.6.6. Condições Estabelecidas para Análise das Imagens

Estabeleceu-se que a aplicação da nota classificatória das radiografias ficaria vinculada à qualidade de registro dos detalhes dos objetos evidenciados



na imagem (Apêndice 9). Portanto, na análise das regiões anatômicas solicitou-se aos avaliadores, que focalizassem suas análises em estruturas importantes para o diagnóstico de cáries, de doenças periodontais e de patologias periapicais. Assim, foi selecionada como tarefa de diagnóstico a análise generalizada da imagem, pois essa é uma metodologia de trabalho que os radiologistas costumam adotar para a realização de um laudo radiográfico.

Uma dificuldade encontrada foi a padronização das avaliações no que diz respeito ao reduzido tamanho da face ativa dos sensores CCD em relação às PF, principalmente no caso do sistema Sens-A-Ray. A diferença dimensional das faces ativas dos detectores de radiação pode ser comprovada por meio da observação das imagens dos objetos de análise das Pranchas 4.1.9.1, 4.1.9.2, 4.1.9.3 e 4.1.9.4. Vale ressaltar que embora o sensor do CDR possua uma face ativa maior que a do Sens-A-Ray, acabou, igualmente, englobando somente um elemento dentário na região de molar. Isto em função da necessidade de se efetuar o seu posicionamento com o longo eixo na vertical, pois do contrário, teríamos corte de estruturas na região apical ou coronária, que se constituíam em parâmetros de comparação da qualidade dos sistemas (Apêndice 9). Tal fato, entretanto não pôde ser evitado no Sens-A-Ray para a região de canino. Essas condições obrigaram que se estabelecesse critérios seletivos para análise das radiografias, pois as dimensões menores dos sensores CCD, acarretavam numa menor quantidade de registros dimensionais dos objetos. Conduziu-se, então, a avaliação, de modo que as informações perdidas por uma questão dimensional da face ativa dos detectores de radiação não fossem consideradas.

A limitação do número de radiografias analisadas por dia foi um cuidado que se procurou ter, prevenindo-se que o avaliador comprometesse a



A seleção da amplitude de exposição iniciando de 1 pulso (0,01s) se deu pelo fato de, desta forma, se poder analisar comparativamente o comportamento dos sistemas frente ao emprego de uma dose ínfima de radiação. Selecionou-se 30 pulsos (0,05s) como o outro extremo, em virtude da grande sensibilidade dos sensores digitais, visto não se acreditar que algum sistema ou objeto viesse a necessitar do emprego de um tempo de exposição maior que esse para produzir a sua melhor qualidade de imagem.

4.1.4. Avaliação da Dose de Entrada do Feixe de Raios X

Medições de dose foram realizadas, permitindo uma avaliação mais objetiva da relação entre tempo de exposição *versus* dose, que pode variar entre os diferentes aparelhos de raios X, e ainda, para a verificação da consistência da dose utilizada. Para avaliação da tensão utilizou-se o “kVp meter” Unfors Inst. –9002 (Unfors Instruments, Billdal, Swiss). Para análise dos tempos de exposição empregou-se o “timer de RX” Victoreen 07-457 (Victoreen Inc., Cleveland, Ohio, USA), e para o cálculo da dose no ar posicionou-se a câmara de ionização Victoreen 06-526 (Victoreen Inc., Cleveland, Ohio, USA) na posição onde se desejava calcular a dose. Os resultados mostraram que o aparelho de raios X empregado no estudo apresentou exatidão na reprodutibilidade das respostas em relação ao tempo de exposição, a quilovoltagem e a dose de radiação. Tal condição, assegurou a consistência da radiação exposta nos sensores digitais. Os resultados estão mostrados no Gráfico 4.1 de dose *versus* tempo de exposição, onde pode-se observar a boa linearidade da função em questão e na tabela do Apêndice 5.

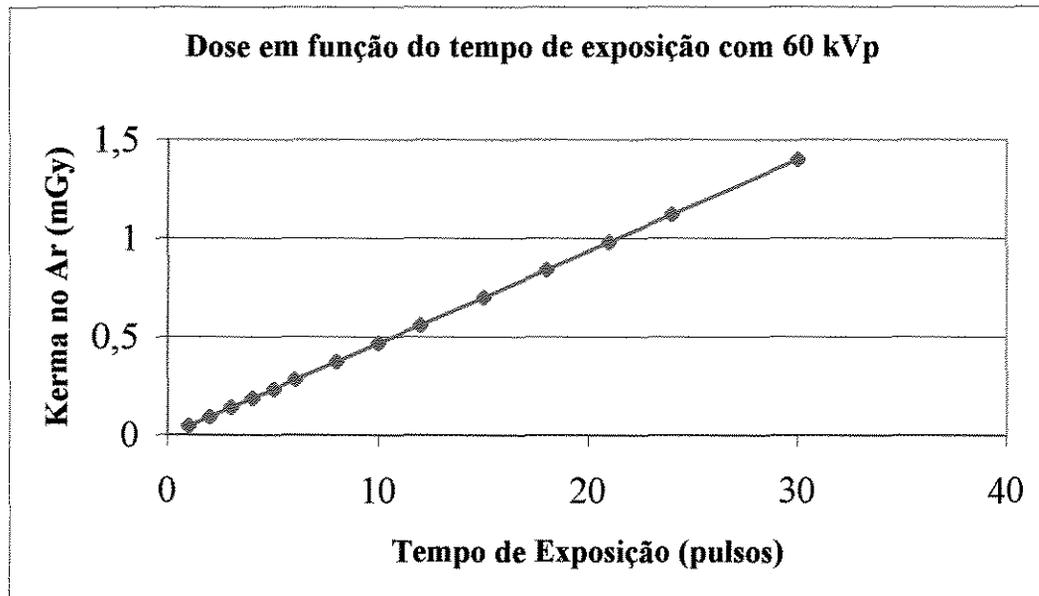


Gráfico 4.1. Característica dosimétrica do aparelho GE1000 operando com 60 kVp, 10mA e distância foco receptor de 32 cm.

4.1.5. Tomadas Radiográficas

4.1.5.1. Exposição dos Detectores de Radiação

Todos os cinco objetos foram radiografados 14 vezes em cada sistema, pois 14 foram os tempos de exposição empregados, perfazendo para cada objeto 56 imagens, pois, 4 foram os sistemas avaliados, totalizando um número de 280 tomadas para a avaliação clínica (5 objetos, 4 sistemas e 14 TE). Anteriormente à exposição, as PF eram envolvidas em um invólucro protetor para protegê-las da influência da luz ambiente e prevenir injúrias físicas em suas faces ativas, o que se fazia dispensável para os sensores CCD visto que suas características externas já se constituem num invólucro de proteção ao chip CCD. As imagens foram adquiridas sem a alteração dos comandos padrões nos *softwares* de cada sistema.



sua análise, em virtude de um cansaço visual. Isto foi bastante enfatizado e o limite individual de cada série de avaliação ficou estabelecido em 24 imagens por turno, que foram analisadas dentro dos padrões recomendados como ideais para uma análise radiográfica digital, isto é, com a luz ambiente e o brilho do monitor reduzidos.

Achou-se, ainda, importante que cada imagem fosse analisada com a utilização dos *softwares* inerentes aos sistemas em que foram adquiridas, pelo fato desses, também, se constituírem em condições intrinsecamente relacionadas às características dos sistemas. Além disso, existem diferenças de tamanho entre as imagens dos sistemas (em número de pixels) e a importação destas no intuito de trabalhar no programa de único sistema, poderia acarretar em prejuízo para as imagens importadas, principalmente àquelas que tivessem o seu tamanho reduzido (VERSTEEG, C. H. *et al.*, 1997b).

4.1.6.7. Registro das Notas

Para o registro das notas classificatórias, cada avaliador recebeu uma pasta com um conjunto de tabelas para este fim (Apêndice 8), organizadas de acordo com os sistemas e com os objetos, anexado a uma folha de rosto explicando os critérios de classificação a serem seguidos (Apêndice 9). Pelo código, as imagens digitais eram importadas das pastas de arquivo e a nota correspondente registrada na EVA e repassada em valor numérico na linha e coluna adjacente. Com a conclusão do trabalho dos avaliadores, prosseguiu-se com a tabulação dos dados, submetendo-os a uma análise estatística.

4.1.6.8. Análise Estatística Empregada e Resultados

A análise estatística completa da calibração, encontra-se no Anexo 1.



Resumidamente, pode-se colocar aqui, que a análise estatística da calibração foi efetuada por meio de duas etapas. Inicialmente foi realizado um estudo descritivo da amostra, apenas para se observar as características gerais dos dados, sem ainda haver a preocupação de tirar conclusões, visando apenas, se verificar as características da amostra. Isto foi realizado por meio de medidas estatísticas básicas de tendência central, a citar, média, mediana e moda, e pelas medidas de dispersão, a citar, desvio padrão, variância, amplitude e intervalo inter-quartis. Por meio das medidas de dispersão pôde-se observar a variabilidade das notas atribuídas. Os resultados da estatística descritiva denotaram uma certa homogeneidade de critérios nas atribuições das notas, o que se pode constatar por meio das seções 2.1 e 2.2 do Anexo 1.

A segunda etapa da análise estatística da amostra da calibração constou da “Análise de Variância” para estudo da variação das notas atribuídas às imagens dos objetos, objetivando quantificar os efeitos das diversas fontes de variação sobre as notas atribuídas (seções 3.1 e 3.2 do Anexo 1).

O modelo adotado objetivou, inicialmente, quantificar a variabilidade *intra* avaliador existente, a fim de verificar a sua assimilação ao treinamento a que foi submetido e a sua consistência em classificar as imagens, isto é, a sua capacidade em reconhecer o mesmo grau de qualidade quando lhe é apresentada a mesma radiografia. O modelo adotado permitiu a quantificação deste efeito dentro de um ensaio casualizado em blocos (*inter* avaliadores) com arranjo fatorial das causas de variação (sistema e tempo de exposição). O efeito da diferença entre as repetições *intra* avaliador mostrou, por meio da soma dos quadrados das tabelas de análise de variância, valores bastante pequenos que conduziram a conclusão que os avaliadores aplicaram notas bem uniformes para uma mesma imagem avaliada. Isto pode ser comprovado por



meio das tabelas 7 e 10 do Anexo 1. Em relação a avaliação *inter* avaliadores os resultados estatísticos das tabelas de análise de variância (Tabelas 7 e 10 do Anexo 1) mostraram, por meio da soma de quadrados, valores perfeitamente toleráveis indicando uma diferença de critérios entre os avaliadores relativamente pequena, apontando um bom treinamento por parte dos avaliadores. Tais condições forneceram suportes que permitiram que se prosseguisse para a análise radiográfica definitiva do trabalho, com confiabilidade no delineamento estabelecido para a metodologia definitiva do estudo.

4.1.7. Análise Radiográfica Definitiva do Trabalho

Os mesmos seis avaliadores que participaram da calibração participaram da etapa definitiva do trabalho, em função dos bons resultados alcançados. A análise das imagens foi efetuada seguindo a mesma metodologia da calibração no que diz respeito aos *softwares* e as ferramentas digitais empregadas, a escala visual analógica de classificação das imagens, as condições estabelecidas para análise e o registro das notas. No total, esta etapa definitiva do trabalho constou de 1680 análises (14 TE x 6 avaliadores x 4 sistemas x 5 objetos) e com a conclusão do trabalho dos avaliadores prosseguiu-se com a tabulação dos dados submetendo-os à análise estatística.

4.1.8. Análise Estatística Empregada

Foi determinada como necessária a aplicação da técnica da análise de variância objetivando testar o efeito dos fatores principais, a citar, sistema e tempo de exposição, e o efeito da interação entre os referidos fatores. Em caso de efeitos significativos efetuou-se o teste de Bonferroni para comparação das



médias das notas atribuídas pelos avaliadores aos diferentes sistemas. Além do teste de Bonferroni foi adotado também o modelo quadrático de regressão linear como ferramenta mais adequada para se analisar a variação da qualidade de imagem dos sistemas em função do tempo de exposição. Vale ressaltar que antes da execução da técnica de análise de variância testou-se a existência de violações às suposições como embasamento à aplicação da análise de variância.

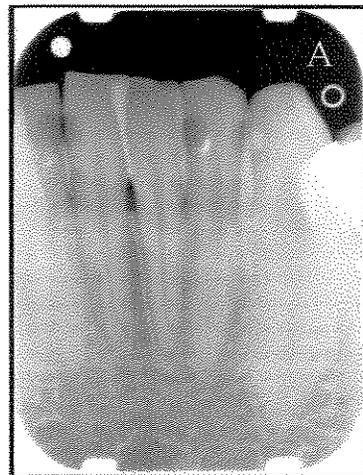
4.1.9. Pranchas

A título ilustrativo, organizou-se em Pranchas, algumas das imagens radiográficas empregadas no trabalho, como pode ser constatado, em seqüência, nas páginas que se seguem.....

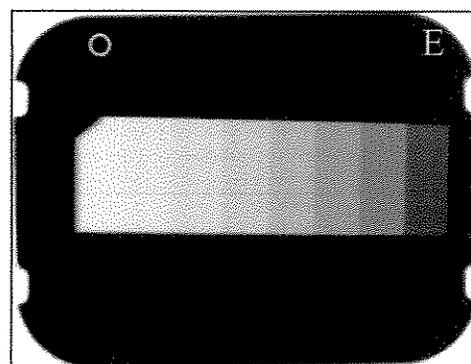
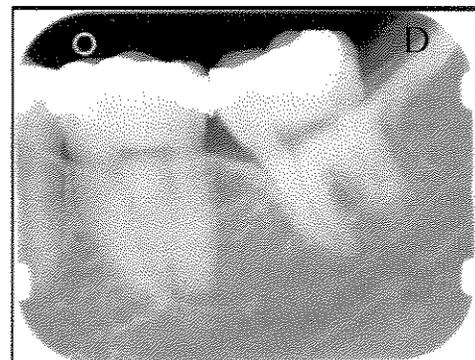
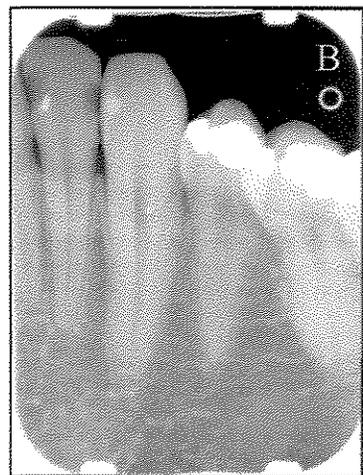
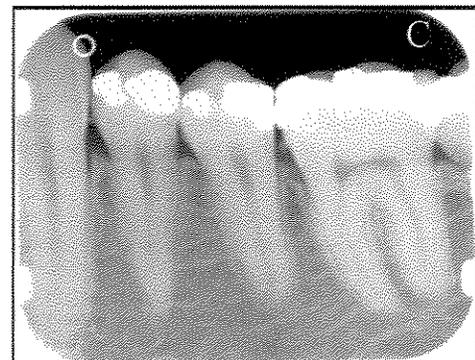


Prancha 4.1.9.1

Imagens Radiográficas dos Objetos de Análise - Sistema DenOptix.



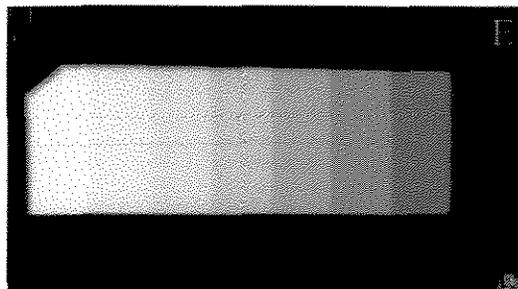
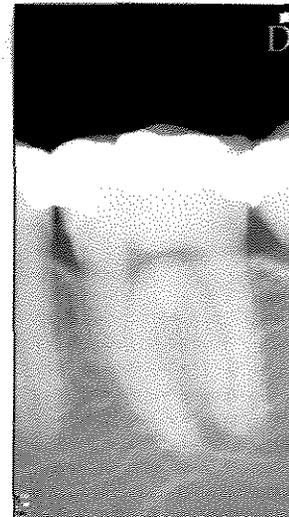
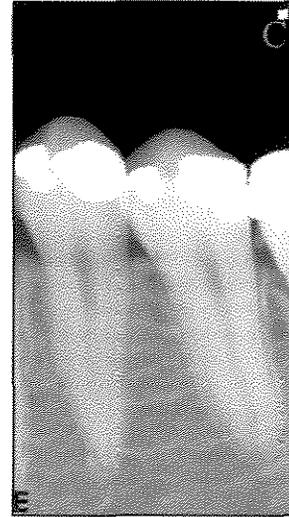
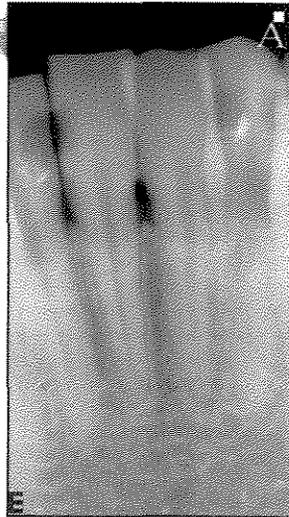
- A. Região de Incisivo
- B. Região de Canino
- C. Região de Pré-Molar
- D. Região de Molar
- E. Escala de Densidade





Prancha 4.1.9.2

Imagens Radiográficas dos Objetos de Análise - Sistema CDR.

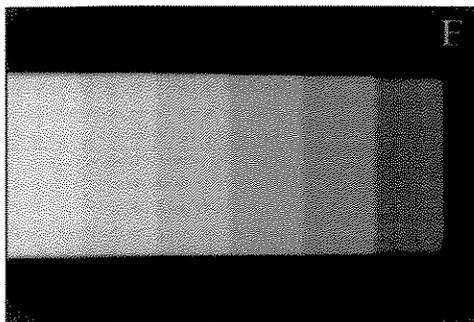
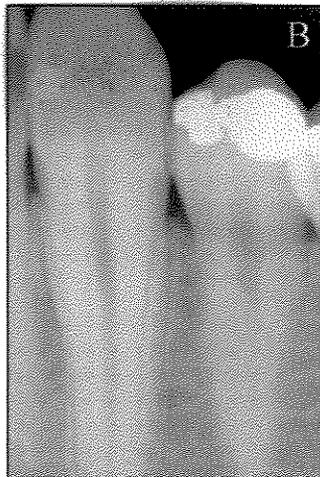
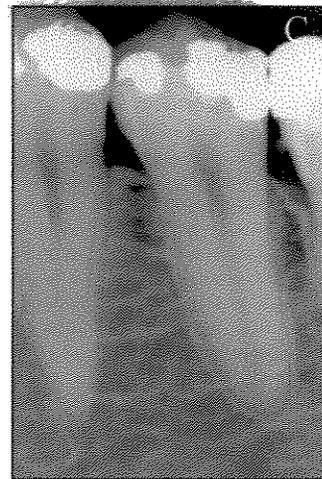


- A. Região de Incisivo
- B. Região de Canino
- C. Região de Pré-Molar
- D. Região de Molar
- E. Escala de Densidade



Prancha 4.1.9.3

Imagens Radiográficas dos Objetos de Análise - Sistema Sens-A-Ray.



- A. Região de Incisivo
- B. Região de Canino
- C. Região de Pré-Molar
- D. Região de Molar
- E. Escala de Densidade

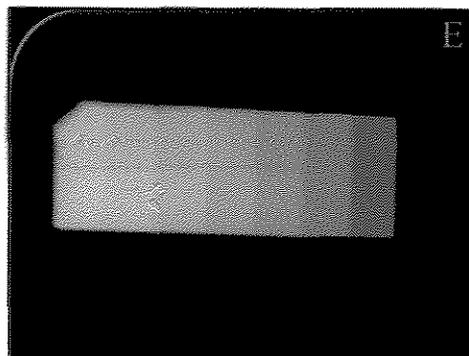
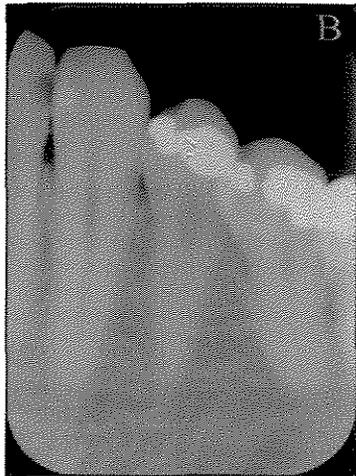
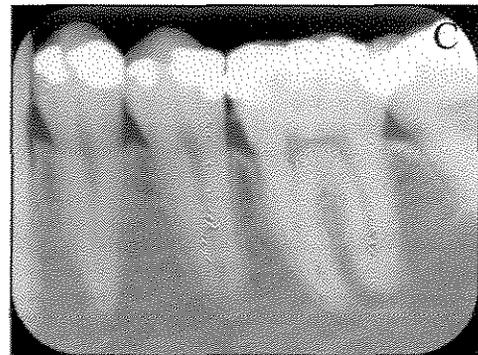


Prancha 4.1.9.4

Imagens Radiográficas dos Objetos de Análise - Sistema Digora.



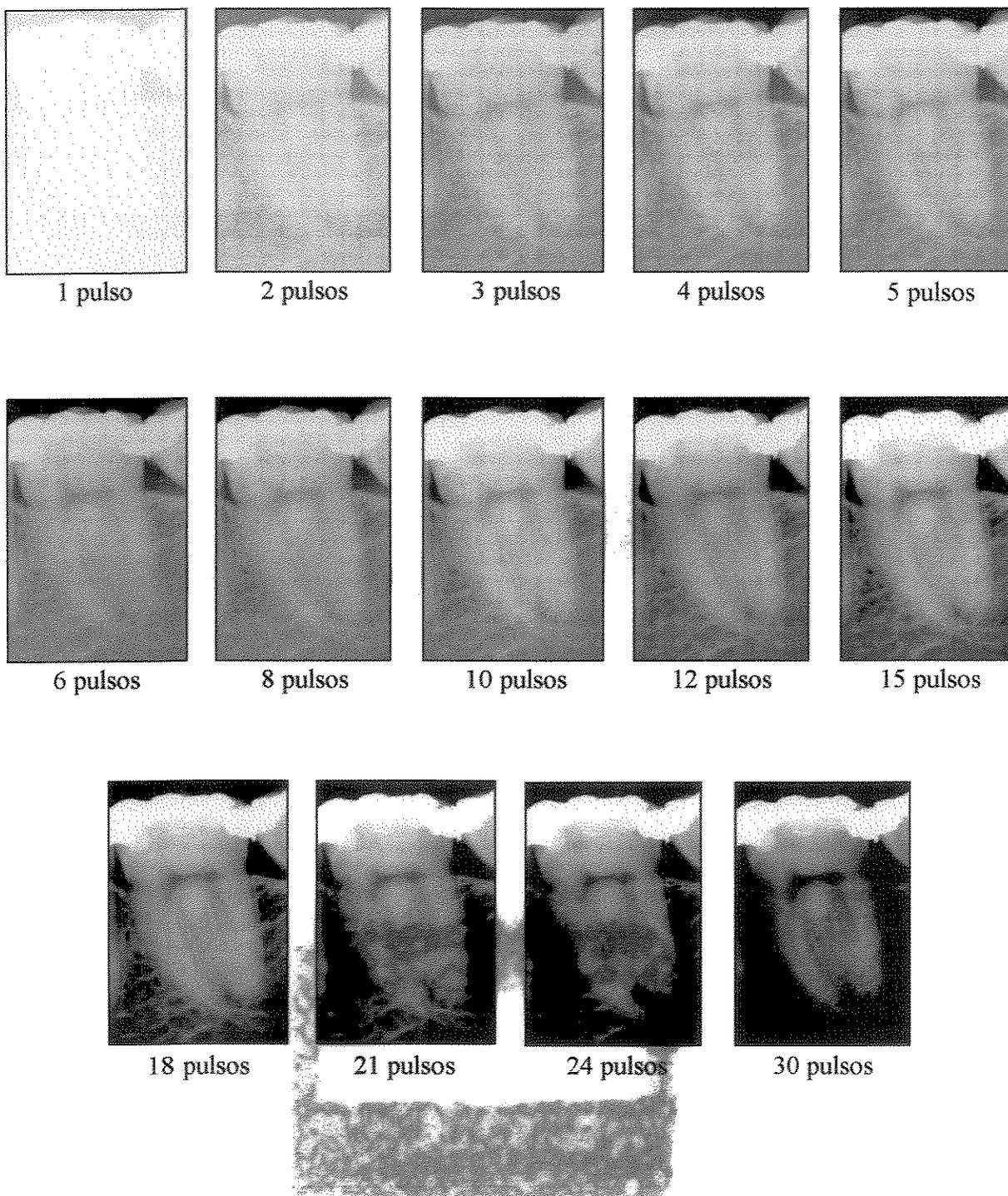
- A. Região de Incisivo
- B. Região de Canino
- C. Região de Pré-Molar
- D. Região de Molar
- E. Escala de Densidade





Prancha 4.1.9.5

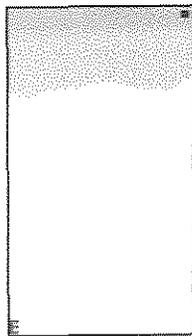
Série de 14 Imagens do Objeto “Região de Molar” do Sistema Sens-A-Ray, Organizada Sequencialmente em Função do Tempo de Exposição.



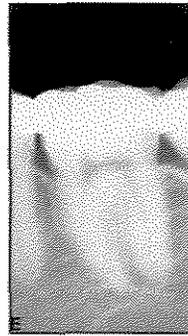


Prancha 4.1.9.6

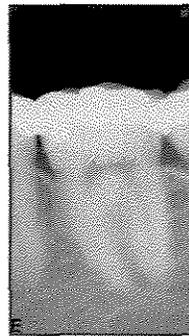
Série de 14 Imagens do Objeto “Região de Molar” do Sistema CDR,
Organizada Sequencialmente em Função do Tempo de Exposição.



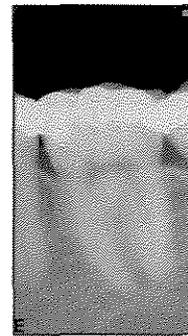
1 pulso



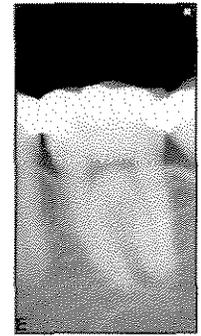
2 pulsos



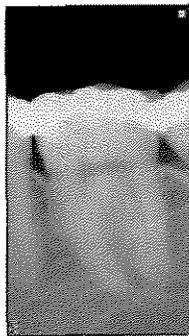
3 pulsos



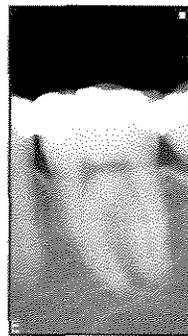
4 pulsos



5 pulsos



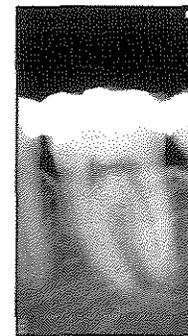
6 pulsos



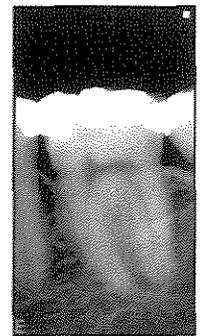
8 pulsos



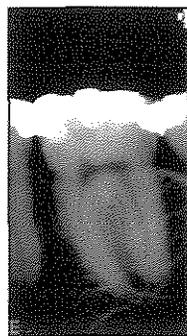
10 pulsos



12 pulsos



15 pulsos



18 pulsos



21 pulsos



24 pulsos

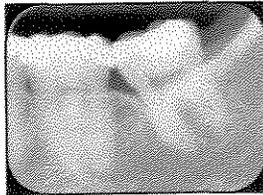


30 pulsos

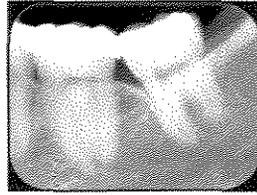


Prancha 4.1.9.7

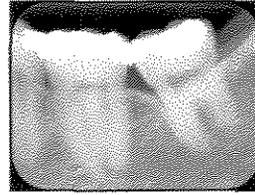
Série de 14 imagens do Objeto “Região de Molar” do Sistema Digora,
Organizada Sequencialmente em Função do Tempo de Exposição.



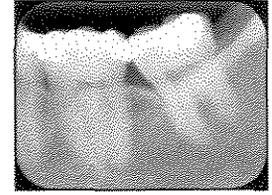
1 pulso



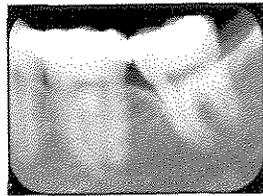
2 pulsos



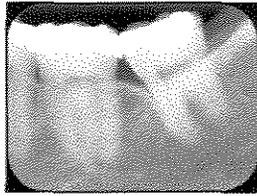
3 pulsos



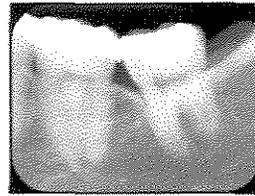
4 pulsos



5 pulsos



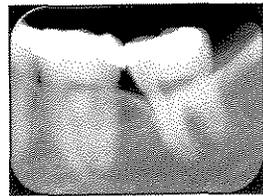
6 pulsos



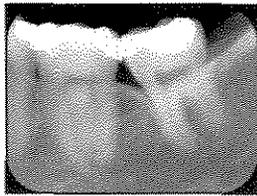
8 pulsos



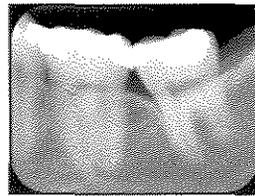
10 pulsos



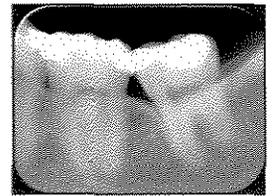
12 pulsos



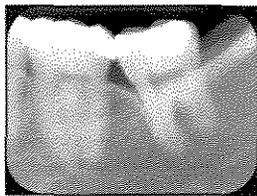
15 pulsos



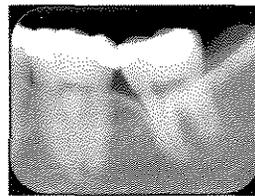
18 pulsos



21 pulsos



24 pulsos

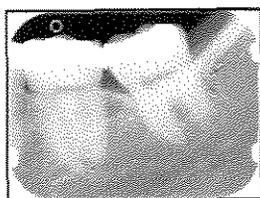


30 pulsos

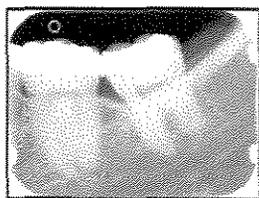


Prancha 4.1.9.8

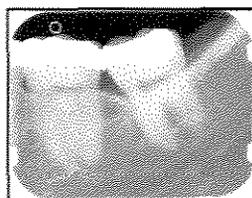
Série de 14 Imagens do Objeto “Região de Molar” do Sistema DenOptix,
Organizada Seqüencialmente em Função do Tempo de Exposição.



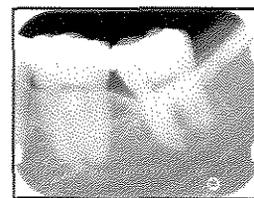
1 pulso



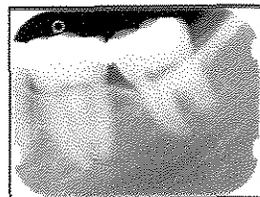
2 pulsos



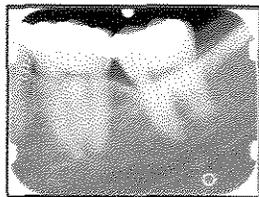
3 pulsos



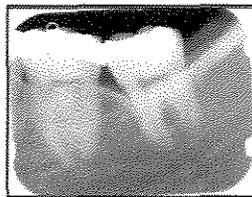
4 pulsos



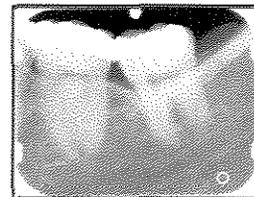
5 pulsos



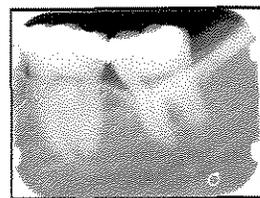
6 pulsos



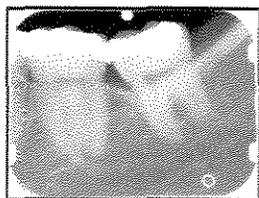
8 pulsos



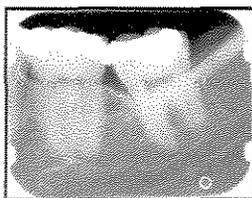
10 pulsos



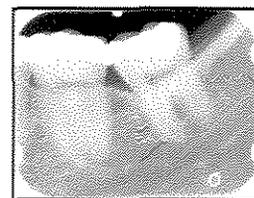
12 pulsos



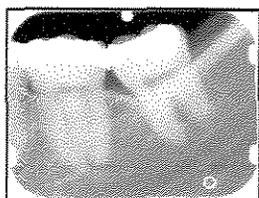
15 pulsos



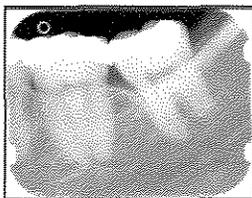
18 pulsos



21 pulsos



24 pulsos



30 pulsos



4.2. Análise Objetiva

Visando realizar uma avaliação objetiva dos sistemas radiográficos digitais, foi desenvolvido pelo Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas, em conjunto com o Centro de Engenharia Biomédica da mesma Universidade, um sistema integrado dedicado à avaliação quantitativa de parâmetros físicos representativos da qualidade da imagem, composto de *phantoms* específicos e um pacote computacional, que serão descritos a seguir.

4.2.1. Fontes de Raios-X e Dados da Exposição

Objetivando uma padronização com a análise subjetiva, todas as exposições desta etapa do trabalho, também foram realizadas com a unidade de raios-X GE 1000 (General Electric Company, Milwaukee, WI, USA), operando na condição de 60 kVp e 10 mA, e distância foco receptor (DFR) de 32 cm. Foram empregados cinco tempos de exposição, dentro de uma amplitude de 12 (0,2 s) a 36 pulsos (0,6 s), onde foram obtidas doses primárias de 560 a 1600 μGy e secundárias de 258 a 776 μGy conforme a Tabela 4.1.

TE (pulsos)	12 (0,2s)	18 (0,3s)	24 (0,4s)	30 (0,5s)	36 (0,6s)
Dose Primária (μGy)	560	840	1120	1140	1680
Dose Secundária (μGy)	258	387	517	646	776

Tabela 4.1. Valores de dose primária e secundária atenuada por *phantoms* específicos.

As doses secundárias foram aquelas atenuadas por *phantoms*, logo, selecionou-se a dose inicial de 12 pulsos em virtude do efeito da atenuação causada pelos *phantoms* específicos aos objetivos da pesquisa, que reduziria essa dose perto da metade (46,18%, atenuação relativa a 0,1 mm



de cobre). Assim, foi possível conduzir esta avaliação objetiva dentro de uma faixa das doses mais empregadas na prática clínica. Além disso, é importante ser destacado que ao se empregar cinco TE, necessitou-se de mais de 2000 radiografias, pois cada diferente TE requeria, frente à metodologia aqui traçada, mais de 400 radiografias, o que significava que a adição de um novo tempo de exposição, redundava num número muito alto de tomadas radiográficas a serem realizadas e de imagens a serem analisadas.

4.2.2. Tomadas Radiográficas

As exposições foram realizadas no mesmo suporte de acrílico em que foi irradiado o objeto “escala de densidade” (Figura 4.9), tendo-se assim, a garantia da manutenção da DFR de 32 cm e do alinhamento correto do feixe central. Os *phantoms* foram posicionados sobre os detectores de radiação de cada sistema. O número total de exposição nesta parte do estudo constituiu-se de cerca de 2050 radiografias.

Antes da realização da tomada, foram desativados todos os recursos de pós-processamento automático dos sistemas. Esse procedimento consiste em se avaliar diretamente a detecção de dados, que representam a qualidade do processo de obtenção de informação, assim como, a eficiência na reprodução do objeto pelo equipamento. Portanto, foram desabilitados os filtros de imagem, os ajustes de contraste e da característica de transferência (fator gama). Por conseguinte, os sistemas foram ajustados para uma característica linear que é própria dos equipamentos radiográficos digitais, no caso, CDR (HAYAKAWA *et al.*, 1996a; ARAKY *et al.*, 2000), S-A-R (HAYAKAWA *et al.*, 1996a; NISHIKAWA *et al.*, 1999; WELANDER *et al.*, 1993), Digora,



(STAMATAKIS *et al.*, 1999; VERSTEEG *et al.*, 1998b; HILDEBOLT *et al.*, 1997; BORG *et al.*, 2000a) e DenOptix (BORG *et al.*, 2000a). Tal condição pode ser percebida por meio do Gráfico 4.2, onde se observa um comportamento extremamente linear de todos os sistemas, que se conduziu assim, por toda a amplitude de exposição empregada no estudo.

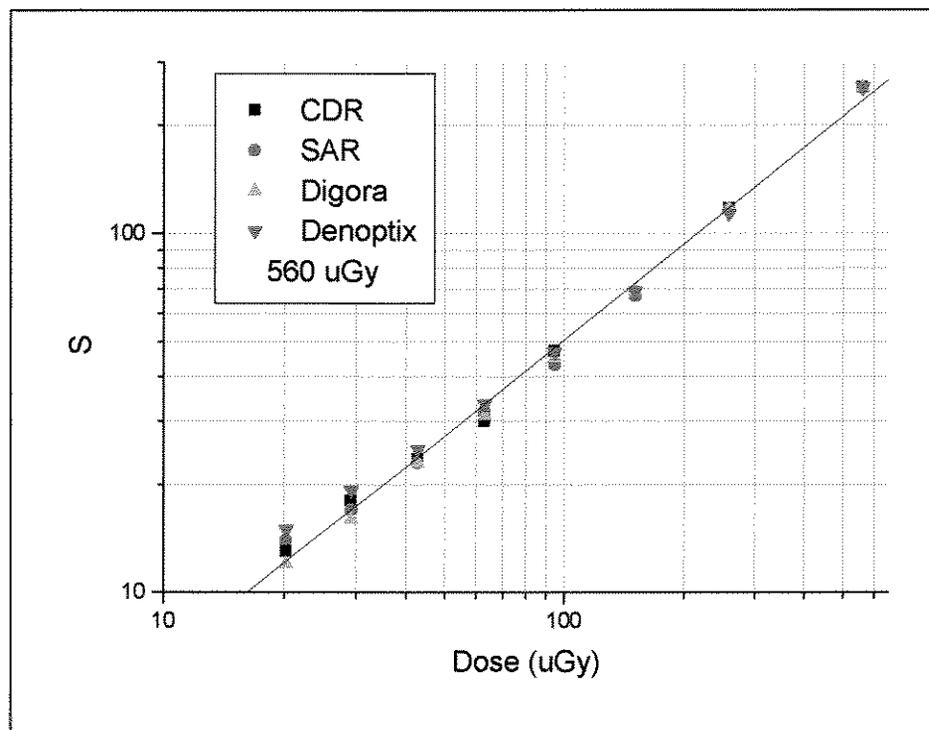


Gráfico 4.2. Curva sensitométrica dos sistemas avaliados para a calibração de 560 µGy.

4.2.3. Sistema Integrado de Avaliação

A metodologia proposta fundamentou-se em avaliar sistemas comercialmente disponíveis por meio de arquivos de imagem adquiridos e exportados a partir de *phantoms* padronizados. Dessa forma, a ferramenta adotada consistiu de um sistema integrado composto por um conjunto de



phantoms específicos e um pacote computacional. Vale aqui destacar que a validação do Sistema Integrado de Avaliação empregado neste estudo foi efetuado por meio:

- 1) de teste de imagens simuladas, com características conhecidas (para o *software*);
- 2) do confronto de vários métodos de análise (*phantom e software*);
- 3) do confronto dos dados da literatura (*phantom e software*).

A Figura 4.11 ilustra, simplificada, o processo de avaliação pelo sistema integrado utilizado. No 1º passo, os *phantoms* são expostos a um aparelho de raios-X convencional, sendo, a imagem de transmissão resultante, adquirida, digitalizada e exibida pelo sistema digital.

No 2º passo, as imagens resultantes são exportadas em arquivos de imagem em formato TIFF. Estes arquivos são fornecidos como parâmetros a um pacote computacional (*software*) que realiza a análise da qualidade e gera relatórios com os resultados obtidos.

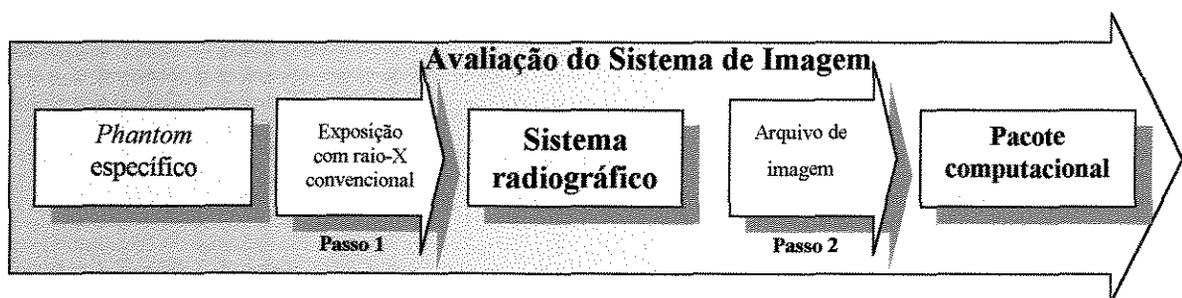


Figura 4.11. Processo de avaliação de um sistema de imagem utilizando o sistema integrado proposto.

4.2.3.1. *Phantoms*

Os *phantoms*, ou corpos de prova, servem de meio à obtenção de imagens padronizadas no sistema de imagem, das quais se possa extrair



parâmetros. A construção conveniente do *phantom* assegura o conhecimento da imagem de transmissão (YOSHIURA *et al.*, 1999a). Com o conhecimento do *phantom* e da imagem radiográfica, se determina as características do sistema de imagem.

Nessa análise, os *phantoms* são considerados ideais. Qualquer defeito de construção, distorção geométrica ou não-homogeneidade do *phantom* é considerada imperfeição do sistema de imagem. Isto, em virtude do conhecimento prévio que se tem da confecção e do grau de pureza do material empregado na confecção dos mesmos. Os *phantoms* foram confeccionados a partir da simples sobreposição de lâminas de cobre (Cu) (Nuclear Associates, New York, NY, USA) com espessura de 0,1 mm, 99,999% de pureza, tendo a planicidade garantida pelo fabricante. A escolha do cobre foi devido a dois principais fatores: 1) adequação da atenuação proporcionada pelas lâminas de cobre (Cu); e 2) facilidade de montagem dos *phantoms* em função da espessura apresentada pelo cobre empregado, que facilitava sua construção. Tal condição somente poderia ser alcançada com o alumínio por mecânica de precisão, pois a maior espessura requisitada por este elemento (função da menor atenuação) daria margem a uma heterogeneidade geométrica da montagem.

Os *phantoms* empregados podem ser classificados em:

- 1) *Phantom* de linearidade;
- 2) *Phantom* de uniformidade;
- 3) *Phantom* de resolução;
- 4) *Phantom* de barras.



Cada *phantom* está associado a um parâmetro físico correspondente, onde as imagens resultantes são analisadas em módulos igualmente específicos.

4.2.3.1.1. Phantom de Linearidade

O *phantom* de linearidade (Figura 4.12), consiste na justaposição de lâminas de cobre com 0,1 mm de espessura e comprimentos diferenciados, de forma a compor 12 degraus de absorção crescentes espaçados uniformemente (0,3 mm). Este *phantom* (dimensão de 32 x 42 x 2,2 mm) é posicionado diretamente sobre o detector de radiação e está diretamente relacionado à medida da curva sensitométrica.

Os sistemas radiográficos analisados neste estudo dispõem de um controle de ganho, de forma a ajustar, a partir de uma leitura prévia, a amplificação do sinal detectado. Este procedimento, também conhecido por escalonamento de histograma, otimiza a quantização do sinal e maximiza o contraste na imagem resultante, porém perde a relação entre a dose exposta e a intensidade da imagem resultante em níveis de cinza (BRETTLE *et al.*, 1996). Assim, não é possível estimar diretamente a curva sensitométrica (relação níveis de cinza em função da dose). Isso porque, a faixa de variação da dose de radiação será ajustada à escala de cinza, ou seja, a imagem resultante será sempre uma distribuição em torno do valor médio em níveis de cinza, independentemente da dose (BRETTLE *et al.*, 1996; STAMATAKIS *et al.*, 1999). Para contornar esta problemática, o *phantom* de linearidade conta com três regiões diferenciadas, conforme a Figura 4.12 e sua respectiva imagem radiográfica (Figura 4.13), onde:

Região A. Área de Interesse: região da justaposição de fatias de cobre –“degraus”;



Região B. Marcador de absorção: constituído de 5 x 42 x 1 mm de cobre, gerando uma área radiopaca, com atenuação do feixe;

Região C. Marcador de exposição: espaço sem absorção de 27 x 4 mm, gerando uma área radiotransparente, com o feixe sem atenuação.

Dessa forma, o ganho da pré-calibração é necessariamente ajustado para a faixa entre a dose nula e a máxima (STAMATAKIS *et al.*, 1999).

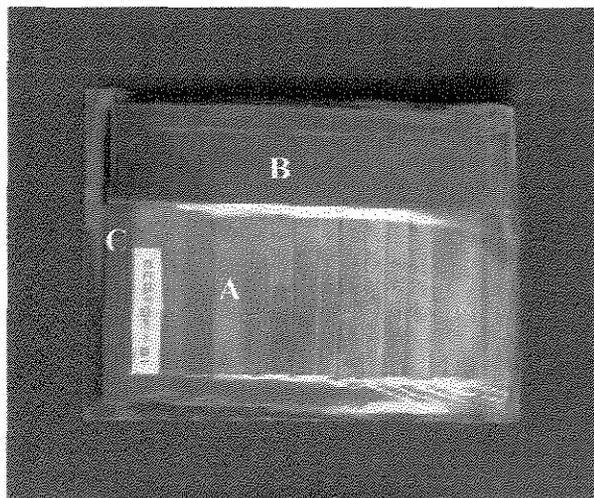


Figura 4.12. *Phantom* de linearidade empregado

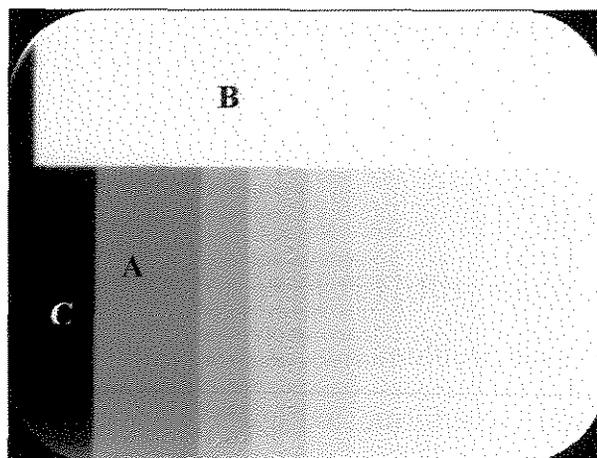


Figura 4.13. Imagem radiográfica do *phantom* de linearidade, onde pode-se observar a perda progressiva do registro dos degraus.



Na região A, observa-se que a justaposição de camadas de cobre gera uma série de níveis intermediários de absorção e cada gradação de cinza corresponde diretamente a uma determinada dose pré-estabelecida. Isso porque, os marcadores garantiam a eliminação do escalonamento do histograma em função dos extremos de escala de cinza que forneciam. Como a planicidade e a homogeneidade de cada camada de cobre são garantidas pelo fabricante do cobre (Nuclear Associates, New York, NY, USA), imprecisões no corte ou na montagem do *phantom* não alteravam a medida. Foi tomado o nível médio da região interna de cada camada, segmentada automaticamente, de maneira que a forma geométrica de cada “degrau” não tinha influência no nível médio.

O Gráfico 4.3 mostra a calibração entre a atenuação proporcionada por cada região de absorção em função da espessura da camada de cobre, para a condição do aparelho de raios-X GE 1000 operando em 60 KVp e 10 mA. Pode-se observar que a justaposição de camadas de 0,1 mm de cobre proporcionou uma atenuação em torno da metade. Devido a esse fato, a atenuação exponencial das camadas de cobre sucessivamente justapostas torna as medidas da curva sensitométrica igualmente espaçadas no espaço logarítmico.

A dose irradiada em cada região é dada diretamente pelo produto da relação do Gráfico 4.3 pela dose máxima. Dessa forma, foi possível obter diretamente a curva sensitométrica apenas com uma única imagem do *phantom* de linearidade.

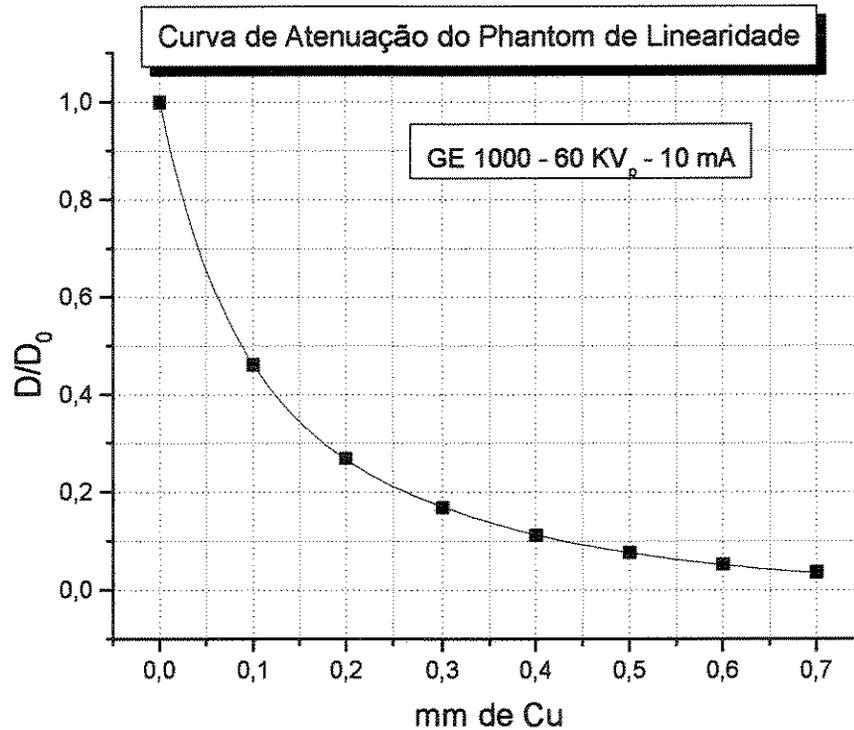


Gráfico 4.3. Curva de atenuação do *phantom* de linearidade.

4.2.3.1.2. *Phantom* de Uniformidade

O *phantom* de uniformidade constitui-se basicamente de uma única lâmina de cobre de com 85,0 x 85,0 de área e 0,1 mm de espessura, com sobreposição de um marcador de absorção (3 x 5 x 1,0 mm) e presença de três orifícios (Figura 4.14. I). As dimensões superiores desse *phantom* em relação aos detectores de radiação do estudo serviram para evitar vazamento de radiação nas bordas. O seu posicionamento para realização das tomadas radiográficas se fazia diretamente sobre os detectores de radiação. O respectivo *phantom* está associado à medida do ruído, podendo-se citar entre outras, a estimativa da densidade espectral de ruído (NPS-Noise Power



Spectra) e a medida de SNR (*Signal-to-Noise Ratio*). Sua imagem radiográfica resultante (Figura 4.14. II) consiste basicamente em uma região uniforme “A”, com os parâmetros de uniformidade aí calculados, pela média de sua estimativa, em um conjunto de 2000 imagens (100 imagens para cada um dos 5 tempos de exposição x 4 sistemas), utilizando uma região de interesse (ROI) circular, e centrada na origem de 75% da área total da imagem. Essa ROI é definida na norma NEMA pela CFOV - *Central Field of View* (HART & SMITH, 1992). Amostras foram tomadas internamente a região de interesse como regiões quadradas (janelas) de 64 pixels de lado, das quais foi possível se extrair entre 3500 a 5000 amostras no conjunto de 100 imagens. Importante era evitar a presença de marcadores de referência inerentes às imagens ou pontos defeituosos no interior das amostras, o que era efetuado automaticamente. A detecção de arranhões, também, era realizada por meio de algoritmos de processamento de imagem e morfologia matemática. Segundo simulações efetuadas, o erro esperado nessa metodologia é da ordem de 0,1%.

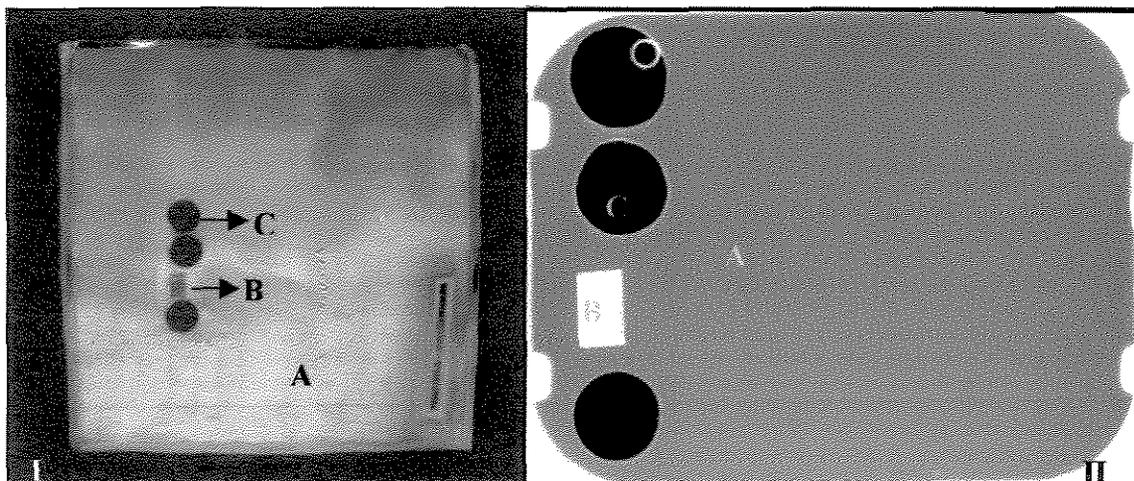


Figura 4.14. *Phantom* de Uniformidade (I) e sua respectiva imagem radiográfica (II).



A atenuação proporcionada pela camada de 0,1 mm cobre na região uniforme “A” delinea três funções básicas: 1) servir de espalhador (uniformizador), de forma a gerar radiação espalhada; 2) proporcionar um feixe aproximadamente monocromático; 3) aumentar a qualidade do feixe, de forma a aproximá-lo de uma situação clínica.

No caso do posicionamento de filtros próximos ao detector, temos a presença de radiação espalhada (JANHS *et al.*, 1983). Esta condição se aproxima de uma condição clínica, pois as regiões anatômicas consistem em um meio espalhador de radiação.

Como foi mencionado anteriormente, é necessário compensar a pré-calibração de ganho fornecida pelos equipamentos em estudo, pois de outra forma, a variação de níveis de cinza em torno da média não guardará relação direta com as variações locais de detecção de dose de radiação.

Assim, o *phantom* de uniformidade também conta com dois marcadores: 1) marcador de absorção: constituído de 3 x 5 x 1 mm de cobre (Região B), gerando uma área radiopaca, com atenuação do feixe; 2) marcador de exposição, constituído de orifícios de 3 mm de diâmetro (Região C), gerando uma área radiotransparente, com o feixe sem atenuação. Tais condições podem ser constatadas por meio da Figura 4.14.

Dessa forma, as medidas de ruído (variações dos níveis de cinza em torno da média na região uniforme “A”) são devidamente adquiridas com a mesma calibração da curva sensitométrica, o que torna possível a posterior estimativa do DQE. O emprego desse *phantom* possibilitou, ainda, que fosse estimado, automaticamente, o tamanho do pixel (*pixel pitch*).



4.2.3.1.3. *Phantom* de Resolução

O *phantom* de resolução constituem-se basicamente por um degrau de absorção (1 mm de Cu), com um plano inclinado, sobre um fundo de 0,1 mm de Cu (Figura 4.15). Esses *phantoms* (dimensão 45,0 x 32,0 x 1,1 mm), também, foram posicionados diretamente sobre o detector de radiação e estão associados à medida da MTF. As imagens radiográficas resultantes (Figura 4.16) consistem de uma região de interesse (Região A - borda), onde temos um degrau em níveis de cinza, um marcador de absorção (Região B), de 3 x 5 x 1 mm de cobre, utilizado para estimativa do tamanho do pixel, e um marcador de exposição (Região C), representado por orifícios de cerca de 3 mm de diâmetro. Esses *phantoms* foram confeccionados em três versões, em relação ao eixo de extensão dos detectores de radiação, com inclinação de 2° a 7° com a horizontal, com inclinação de 2° a 7° com a vertical e com uma inclinação de 45°.

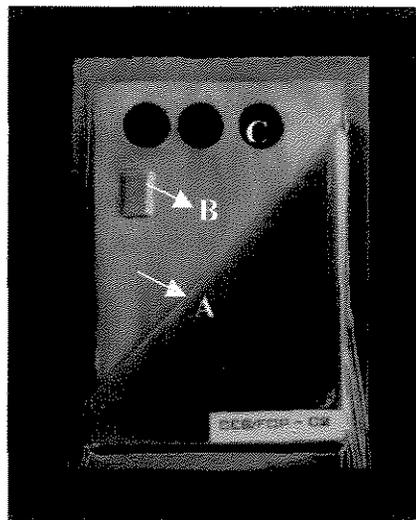


Figura 4.15. Exemplo fotográfico de um *phantom* de resolução com a inclinação da borda em 45°.

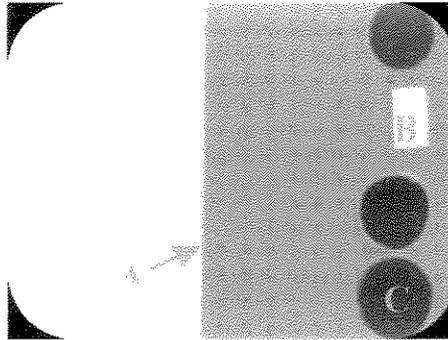


Figura 4.16. Exemplo radiográfico de um *phantom* de resolução com a inclinação da borda em 5° com a vertical.

4.2.3.1.4. *Phantom* de Barras

O *phantom* de barras (Nuclear Associates, New York, NY, USA) constitui-se de um material radiopaco, onde são montadas seqüências de pares de linhas com frequências entre 5 a 20 pl/mm (Figura 4.17. I). Sua imagem radiográfica resultante é vista na Figura 4.17. II. Esse *phantom* (dimensões - cerca de 30, 10, 1 mm) foi, também, posicionado diretamente sobre os detectores de radiação, sendo utilizado na estimativa visual da frequência espacial e do MTF (Região A). Esse *phantom* dispõe ainda de um marcador de exposição (Região B), representado por uma retângulo radiotransparente de 2 x 5 mm. Este marcador pode ser usado para orientação do *phantom* na imagem.

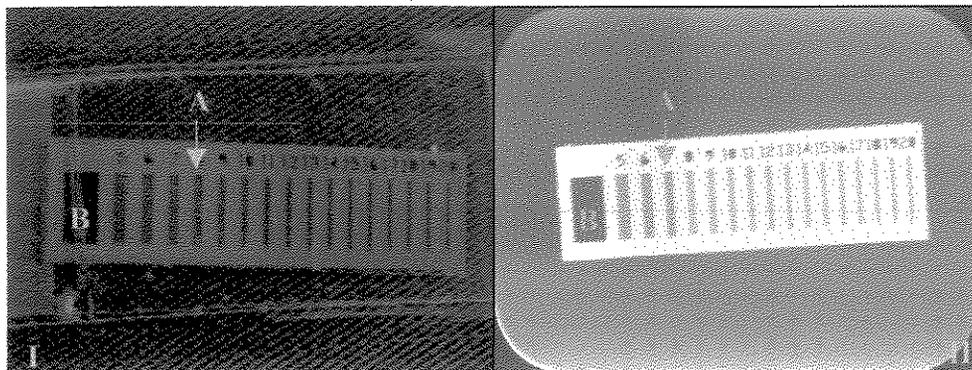


Figura 4.17. *Phantom* de barras empregado (I) e sua imagem radiográfica (II).



4.2.3.2. Pacote Computacional:

Conforme a segunda meta desta análise objetiva, foi desenvolvido com base nas imagens radiográficas dos *phantoms* previamente desenvolvidos, um pacote computacional (*software*) para análise automática de parâmetros físicos de qualidade da imagem dos sistemas.

Este pacote computacional foi denominado LISIER – Sistema de Avaliação Automática de Parâmetros Físicos de Qualidade para Sistemas de Radiologia Digital Odontológica – e foi desenvolvido para as plataformas Microsoft Windows™ de 32 bits (versão 95 ou posterior).

As imagens radiográficas dos *phantoms* foram exportadas dos programas de aquisição dos equipamentos em arquivos TIFF (*Targa Interlaced File Format*) de 8 Bits (256 níveis de cinza). Estes arquivos são fornecidos como parâmetros a um pacote computacional que realiza a análise da qualidade e gera relatórios com os resultados obtidos. O pacote é compatível com outros nove formatos de arquivos de imagem.

A avaliação de qualidade proposta se subdivide em três tarefas principais: 1) caracterização do ruído; 2) caracterização da sensibilidade (curva sensitométrica) e 3) caracterização da resolução (MTF). As três tarefas básicas promoveram o desenvolvimento de três módulos associados, ordenando a estrutura do pacote segundo o diagrama da Figura 4.18.

4.2.3.2.1. Interface Principal

Serve como provedor de janelas para os outros módulos, que podem ser autorizados ou desautorizados, pela inclusão de números de série apropriados.

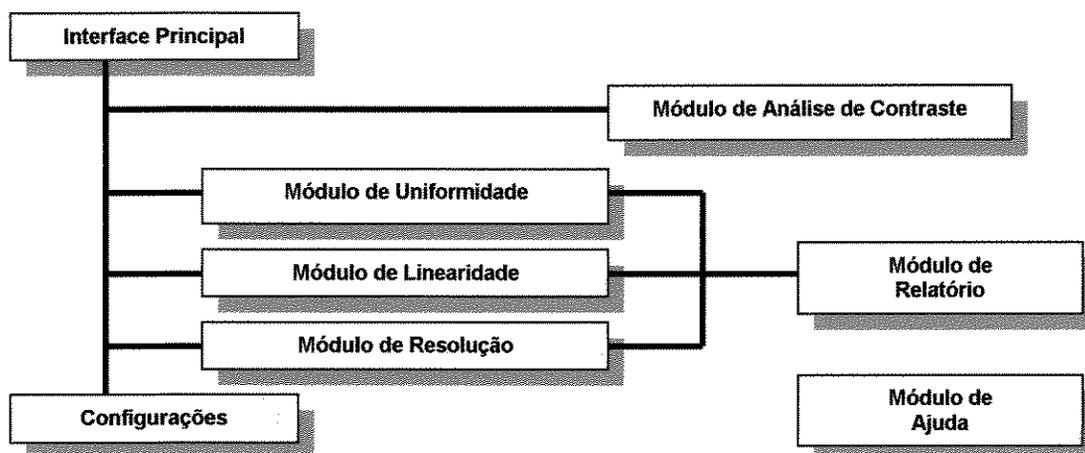


Figura 4.18. Diagrama de blocos do pacote computacional.

4.2.3.2.2. Módulo de Uniformidade

Relacionado à caracterização do ruído. Recebe como parâmetro imagens do *phantom* de uniformidade e realiza a análise da densidade espectral de ruído (NPS) e de outros parâmetros de ruído tais como, relação sinal ruído integral (SNR), coeficiente de variação e uniformidade diferencial, entre outros. Por meio das Figuras 4.19, tem-se exemplo da tela do módulo de uniformidade, onde o operador imediatamente pode visualizar as figuras de ruído (Figura 4.20) e o campo de uniformidade diferencial (Figura 4.21). A Figura 4.22 exemplifica como podem ser ajustadas as opções de estimativa dos parâmetros de ruído no módulo de configurações.

4.2.3.2.3. Módulo de Linearidade

Relacionado à caracterização da sensibilidade. Recebe como parâmetro imagens do *phantom* de linearidade e realiza a análise da curva sensitométrica, da curva gama e do fator gama (Figura 4.23)



4.2.3.2.4. Módulo de Resolução

Relacionado à caracterização da resolução. Recebe como parâmetro imagens do *phantoms* de resolução e de barras, realizando a análise do MTF (*Modulation Transfer Function*) e resolução espacial (Figura 4.24).

4.2.3.2.5. Módulo de Análise de Contraste

Relacionado ao contraste da imagem. Este módulo recebe imagens de situações clínicas, e analisa os parâmetros de contraste relativo e relação contraste ruído.

4.2.3.2.6. Módulo de Relatório

Após a finalização da análise dos módulos de linearidade, resolução e uniformidade, o módulo de relatório combina os parâmetros extraídos de forma a obter os parâmetros derivados: o ruído quântico equivalente (NEQ – *Noise Equivalent Quanta*) e a detecção efetiva de quanta (DQE – *Detective Quantum Efficiency*). Adicionalmente, este módulo ainda gera um relatório completo da análise do sistema, com elaboração de texto em padrão RTF (*Rich Text Format*).

4.2.3.2.7. Módulo de Configurações

Seleciona opções e parâmetros para a estimativa dos demais módulos do programa (Figura 4.22).

4.2.3.2.8. Módulo de Ajuda

Formado por conjunto de tutoriais em formato HTML (*Hypertext Meta Language*).

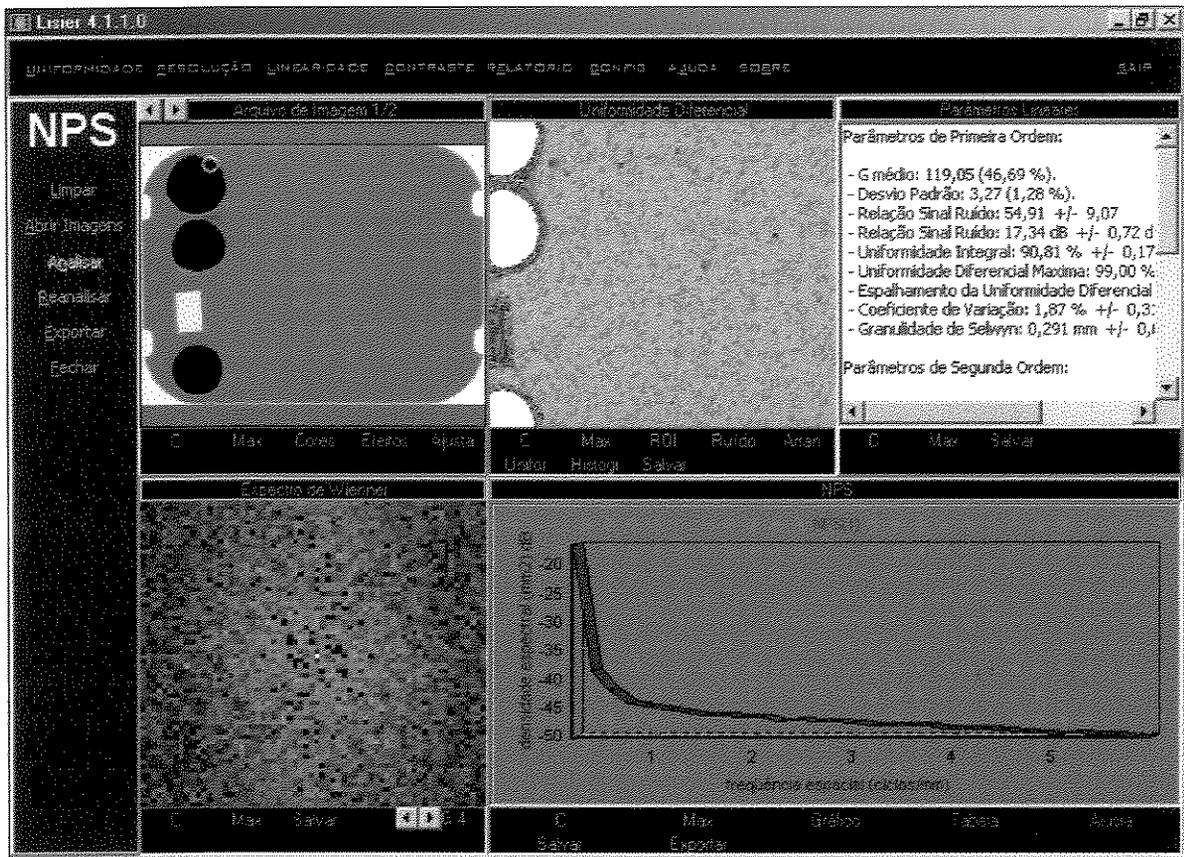


Figura 4.19. Tela do módulo de uniformidade.

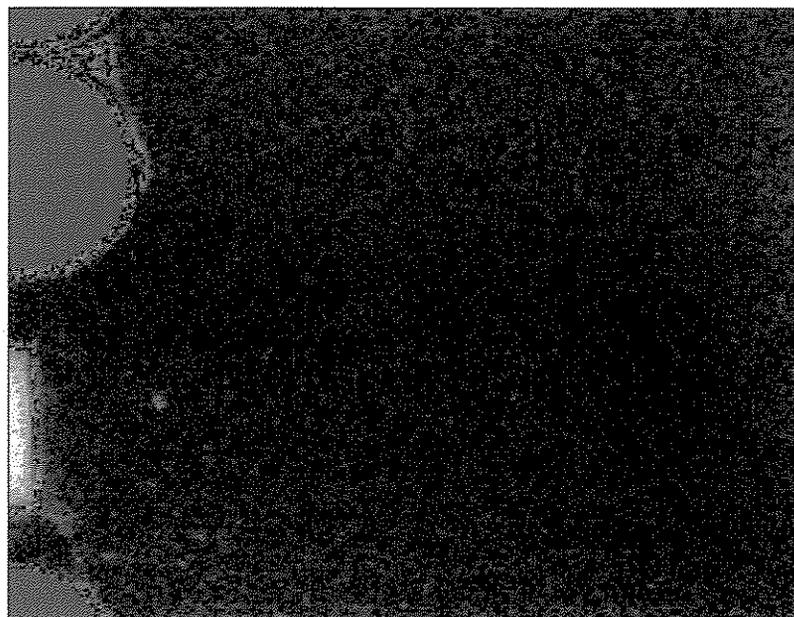


Figura 4.20. Representação gráfica de ruído na tela do software (pseudo-cores).

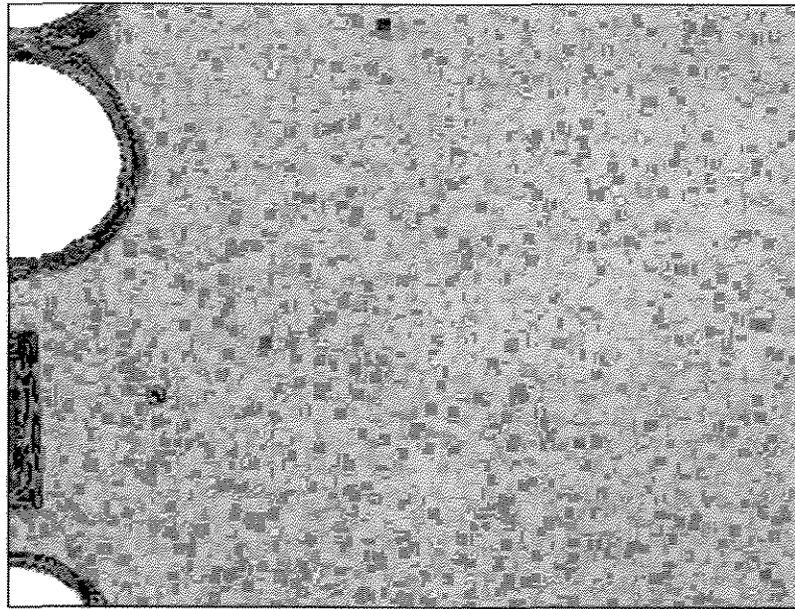


Figura 4.21. Campo de uniformidade diferencial na tela do *software* (pseudo-cores).

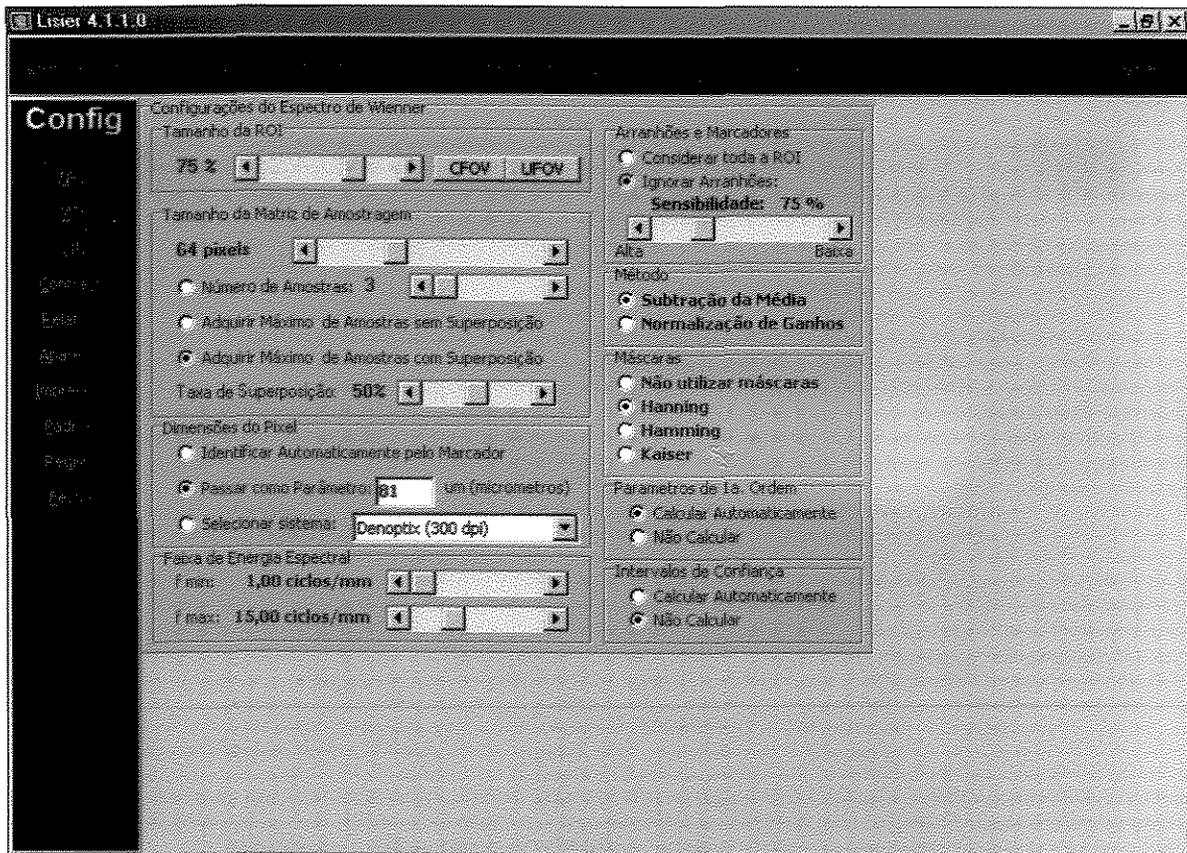


Figura 4.22. Menu de configurações do módulo de uniformidade.

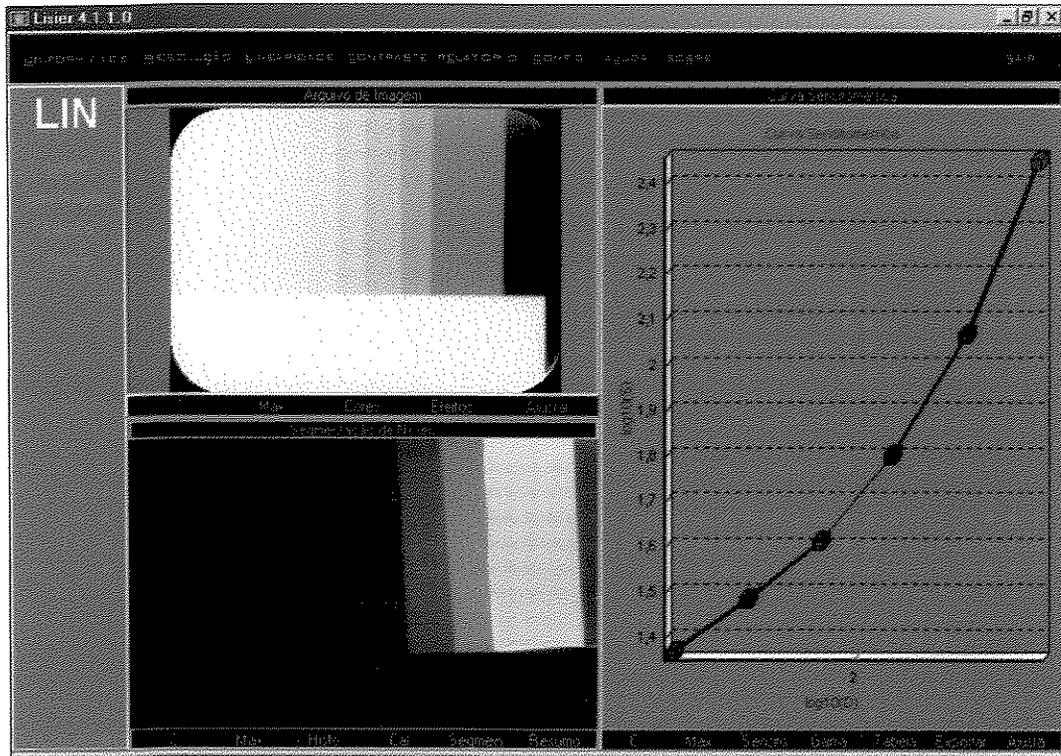


Figura 4.23. Tela do módulo de linearidade.

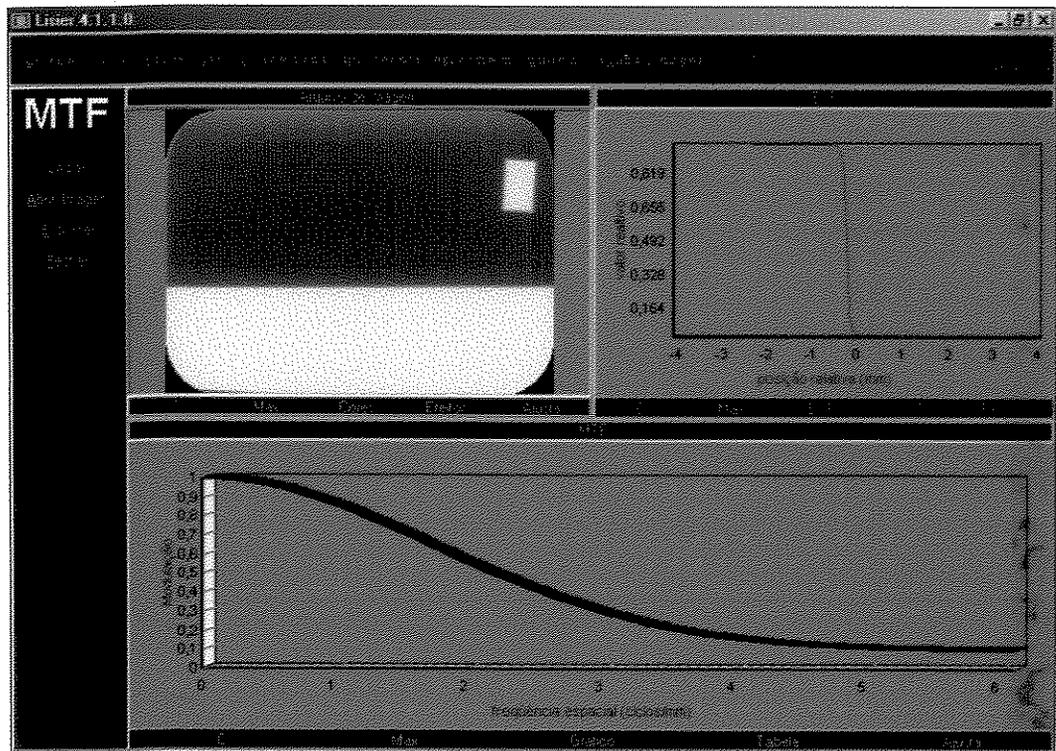


Figura 4.24. Tela do módulo de resolução.



5. RESULTADOS

5.1. ANÁLISE SUBJETIVA

Os resultados advindos da análise subjetiva da pesquisa foram obtidos com o apoio de um serviço de processamento de dados elaborado de acordo com as diretrizes especificadas para a metodologia do trabalho. Isto pode ser observado neste capítulo, por meio do suporte oferecido pelo modelo estatístico empregado.

5.1.1. Técnicas de Análise de Dados Adotadas

Para apoiar as decisões inerentes a este experimento, foi determinada como necessária, a aplicação da técnica de análise de variância com modelo adequado para experimentos casualizados em blocos, com arranjo fatorial dos fatores sistema e tempo.

A aplicação do experimento em blocos se deve à necessidade de se considerar o efeito decorrente de critérios particulares de avaliação utilizados pelos seis avaliadores. Considerou-se, dessa forma, a utilização de blocos que correspondem aos pareceres dos avaliadores.

5.1.1.1. Estudo de Suposições

Antes da aplicação da técnica de análise de variância é recomendável testar a existência de violações às suposições que embasam a aplicação dessa poderosa



técnica de análise de dados. Por meio do *software* SAS/LAB serão testadas, comentadas e corrigidas violações às suposições da análise de variância para cada objeto de análise, o que pode ser constatado pelo Anexo 2.

5.1.1.2. Análise de Variância

A análise de variância objetiva testar o efeito dos fatores principais (sistema e tempo de exposição) e da interação entre estes fatores (sistema*tempo) sobre a qualidade das radiografias analisadas.

Cada "objeto" radiografado terá uma análise de variância própria, sendo assim, serão elaborados 5 análises de variâncias com os respectivos testes de suposições. Isto dada a dificuldade em se quantificar diferenças de qualidade quando se avalia objetos distintos e, também, porque analisando-os individualmente, poder-se-á ter maior confiabilidade nos resultados alcançados, em virtude de se ter a certeza que esses resultados não serão influenciados pelo comportamento discrepante de algum objeto em relação aos demais.

5.1.1.3. Teste para Comparações Múltiplas de Médias

Em caso de efeitos significativos denunciados pela análise de variância será efetuado um teste de Bonferroni para comparações múltiplas de médias e conseqüente detecção das médias que diferem entre si.

O desdobramento da interação será necessário, quando a análise de variância denunciar que seu efeito é significativo. Neste caso, não é recomendável a utilização dos testes aplicados aos efeitos principais, em



decorrência dos erros que podem ser cometidos ao se adotar um resultado geral onde deve ser usado um resultado desmembrado.

Além do teste de Bonferroni usado na comparação dos sistemas, recomenda-se a adoção da regressão linear como a ferramenta mais adequada para se comparar o efeito dos tempos de exposição, um fator quantitativo. Em vista dessa necessidade, será utilizado o modelo quadrático de regressão.

5.1.2. Objetos Específicos

Em vista da adoção de técnicas univariadas, as notas dadas a cada um dos objetos será tratada de maneira independente, sendo assim, cada análise de variância abordará os resultados de um único objeto.

Para facilitar a interpretação dos resultados, cada objeto será analisado em um item diferente.

5.1.2.1. Região de Canino

A análise das notas atribuídas às imagens da região de canino foram analisadas quanto às suposições da análise de variância (Anexo 2), análise de variância, comparação de médias para comparação entre médias de sistemas e regressão polinomial objetivando a comparação do efeito dos tempos de exposição.



5.1.2.1.1. Análise de Variância

A análise de variância calculada por meio do *software* SAS/STAT é apresentada por meio da Tabela 5.1.1 e comentada em seguida.

Tabela 5.1.1. Análise de variância para estudo da variação das notas atribuídas às imagens do objeto “região de canino”.

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Valor F	Pr > F
Avaliadores	5	22.05443125	4.41088625		
Sistema	3	120.36676756	40.12225585	187.96	0.0001**
Tempo	13	89.93757887	6.91827530	32.41	0.0001**
Sistema*Tempo	39	50.47111994	1.29413128	6.06	0.0001**
Resíduo	275	58.70248542	0.21346358		
Total Corrigido	335	341.53238304			

Nota: dois asteriscos indicam significância ao nível de 1%.

Analisando-se a referida tabela observa-se fortes indícios de que todos os fatores são altamente significativos. Dentro dessa situação é recomendada a aplicação de um teste para comparações múltiplas de médias e para tanto foi selecionado o teste de Bonferroni.

Dessa forma, o teste de Bonferroni será aplicado ao desdobramento da interação já que a existência de efeito significativo nesta causa de variação implica no descarte dos testes para os fatores principais.

O valor da estatística R^2 para a análise revela que 82,81% da variação total é explicada por variações listadas no modelo e que menos de 18% da variação pode ser considerada como erro experimental.

O valor do coeficiente de variação de 20,30% revela que o desvio padrão se refere a apenas 20,30% da média. Isto permite concluir, que houve um bom controle do acaso na elaboração deste trabalho e que as técnicas de comparação de médias deverão surtir um bom efeito.



5.1.2.1.2. Comparações de Médias de Sistemas

Para se comparar as médias das notas atribuídas pelos avaliadores aos diferentes sistemas, deve-se levar em conta a necessidade do desdobramento da comparação em cada um dos tempos de exposição analisados. Tal exigência decorre da constatação de efeito significativo da interação entre tempo de exposição e sistema que indica que os sistemas podem se comportar de maneira diferente quando se modifica o tempo de exposição. A Tabela 5.1.2 apresenta a comparação das médias após o desdobramento para o objeto região de canino.

Tabela 5.1.2. Médias das notas atribuídas pelos avaliadores ao objeto “região de canino” de acordo com o tempo de exposição e comparações das médias desdobradas por meio do teste de Bonferroni para comparação das imagens dos sistemas.

Tempo de Exposição (pulsos)	Sistemas			
	CDR	S-A-R	DenOptix	Digora
1	0,45 B	0,55 B	1,41 A	1,20 A
2	1,10 A B	0,86 B	1,53 A	1,48 A
3	1,33 A B	1,00 B	1,66 A	1,61 A
4	1,50 A B	1,18 B	1,70 A	1,55 A B
5	1,58 A B	1,25 B	1,68 A	1,68 A
6	1,73 A B	1,41 B	1,80 A	1,63 A B
8	1,78 A	1,46 A	1,78 A	1,58 A
10	1,78 A	1,55 A	1,71 A	1,71 A
12	1,70 A B	1,46 B	1,83 A	1,71 A B
15	1,60 A B	1,35 B	1,83 A	1,71 A B
18	1,41 B C	1,16 C	1,81 A	1,63 A B
21	0,88 B	0,95 B	1,71 A	1,65 A
24	0,48 B	0,73 B	1,83 A	1,66 A
30	0,88 B	0,95 B	1,71 A	1,65 A

Nota: médias com a mesma letra não diferem significativamente entre si, pelo teste de Bonferroni com nível de significância de 5%.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



Os Gráficos 5.1.1, 5.1.2 e 5.1.3 mostram, respectivamente, a média de notas para cada sistema em três condições: 1) média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição, visando assim, avaliar graficamente os sistemas dentro da melhor faixa de exposição apresentada, chamada de “média ótima”; 2) média das médias dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos, visando assim avaliar os sistemas dentro de um limite mais reduzido de amplitude de exposição, com o nome de “média de 1 a 15 pulsos”; 3) média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados, designado como “média geral”.

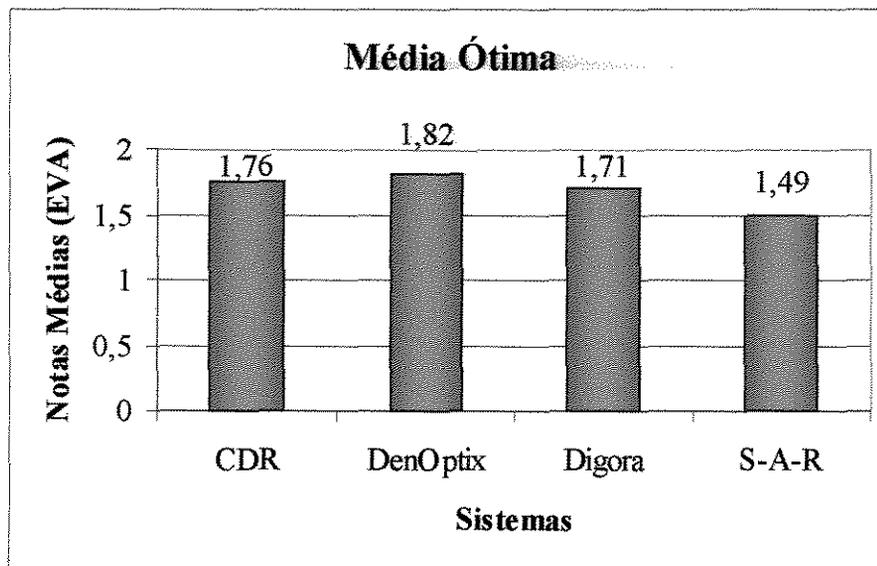


Gráfico 5.1.1. Média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição para o objeto “região de canino”.

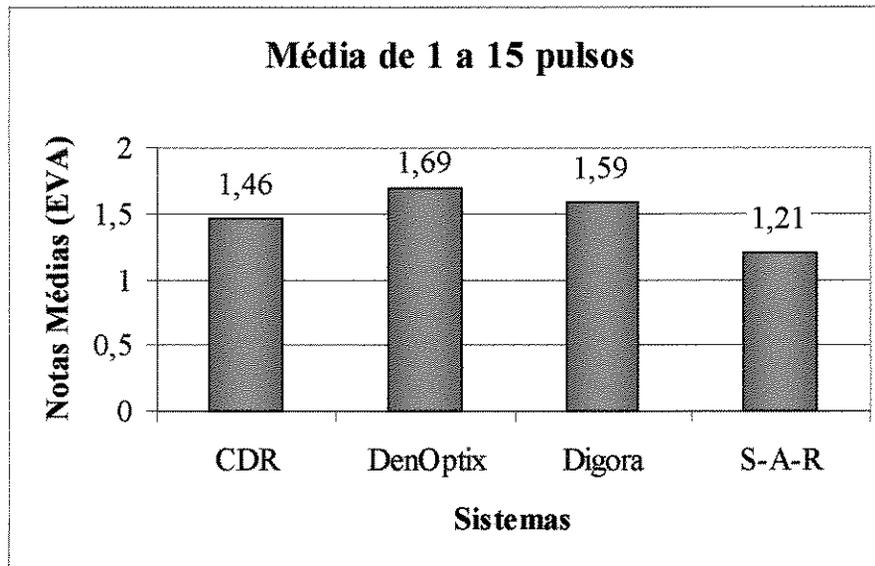


Gráfico 5.1.2. Média das médias de cada sistema dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos para o objeto “região de canino”.

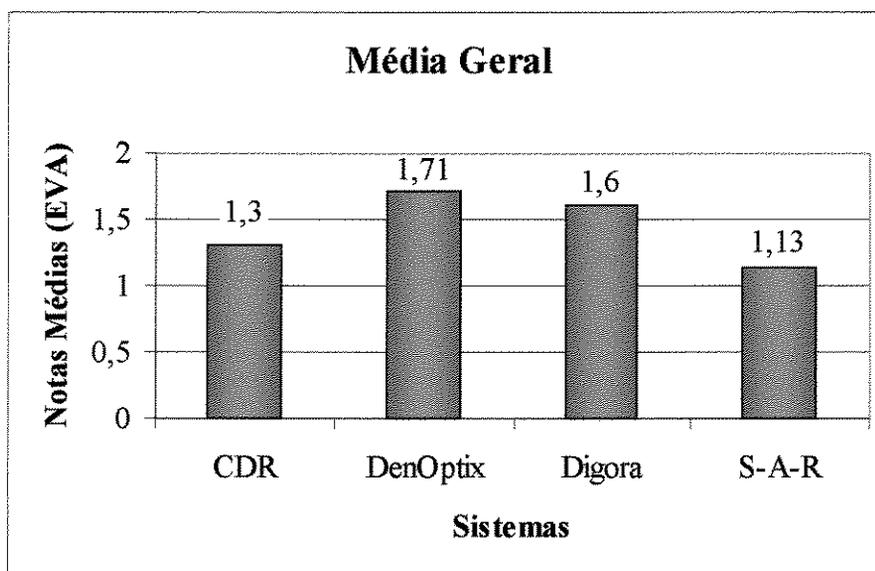


Gráfico 5.1.3. Média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados para o objeto “região de canino”.



5.1.2.1.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema

Conforme especificado, foram desenvolvidos modelos de regressão quadrática, um modelo adequado para explicar a variação da qualidade em função do tempo de exposição. Em seguida, a Tabela 5.1.3 lista os modelos desenvolvidos por meio do *software* SAS/STAT.

Tabela 5.1.3. Modelos de regressão quadrática para o objeto “região de canino”, em cada sistema.

Sistema	Modelo	R ²	valor-p
CDR	$Nota = 0,903381 + 0,126139xtempo - 0,004963xtempo^2$	65,36%	<0,0001
DenOptix	$Nota = 1,513565 + 0,035409xtempo - 0,000909xtempo^2$	36,44%	<0,0001
Digora	$Nota = 1,407269 + 0,034921xtempo - 0,000961xtempo^2$	13,23%	0,0032
Sens-A-Ray	$Nota = 0,744402 + 0,100849xtempo - 0,003562xtempo^2$	47,84%	<0,0001

Os quatro modelos são significativos o que nos dá indícios da validade da utilização do tempo na explicação da variação da qualidade representada pelas notas atribuídas pelos avaliadores. Observa-se que o sistema CDR apresenta o valor de R² alto, maior que 65% indicando que grande parte da variação é explicada pelo tempo de acordo com o modelo. O modelo já não é tão bem ajustado (menor que 50%) no caso dos sistemas Sens-A-Ray, DenOptix e Digora, dando indícios de um pior ajuste dos dados aos modelos desses sistemas em relação ao modelo do sistema CDR, e esta condição vai se acentuando na respectiva seqüência de citação dos referidos sistemas. Tal fato indica que a variação da qualidade da imagem destes sistemas está sendo influenciada por outros componentes além do tempo, principalmente no caso do Digora, o que aponta para a existência de fatores mais importantes que afetam a variação da qualidade da imagem do que o tempo de exposição. O Gráfico 5.1.4 apresenta as



regressões polinomiais quadráticas de cada sistema para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição com o objeto “região de canino”.

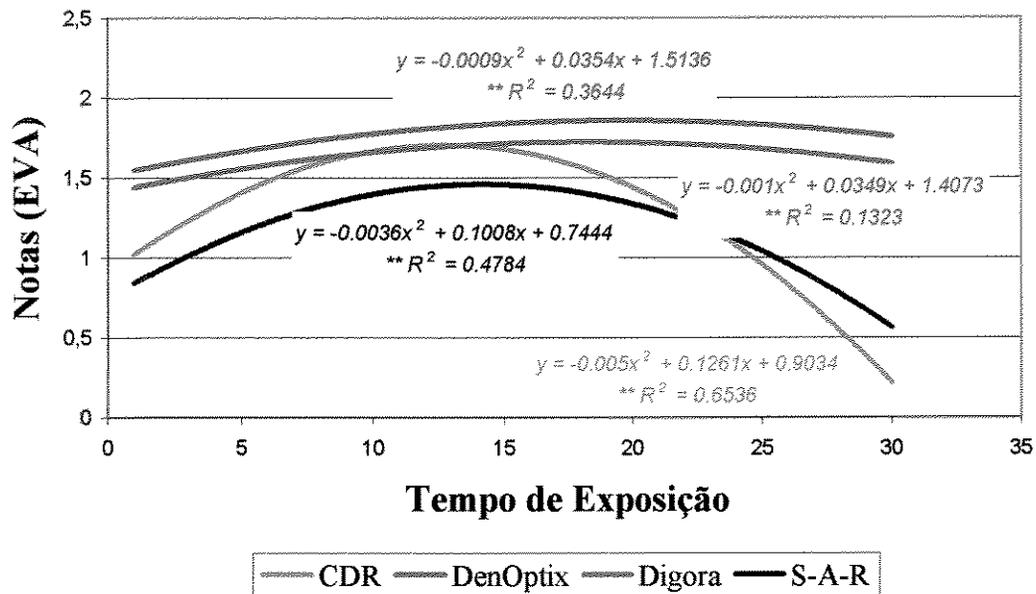


Gráfico 5.1.4. Regressões polinomiais quadráticas para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição para cada sistema de imagem, com o objeto “região de canino”.

Inicialmente, fica evidente a existência de dois comportamentos distintos quanto aos sistemas: os sistemas DenOptix e Digora parecem se comportar de uma maneira bastante semelhante de forma que os tempos de exposição não afetam muito a qualidade da imagem.

Entre estes dois sistemas, observa-se que o DenOptix apresenta qualidade superior ao longo de toda a curva, entretanto, esta diferença não é significativa em nenhum ponto da curva, conforme pode-se observar nos testes para comparações múltiplas de médias.



Os sistemas Sens-A-Ray e CDR, por sua vez apresentam um comportamento bastante diverso dos outros dois, havendo, claramente, uma maior inflexão da curva o que indica maiores evidências de um tempo de exposição ótimo que se situa, pelo gráfico, entre 10 e 15 pulsos.

Observa-se ainda, contrastando as curvas de Sens-A-Ray e CDR, que o sistema CDR se aproxima bastante dos sistemas DenOptix e Digora na faixa entre 10 e 15 pulsos mas que, em geral, fica abaixo dos níveis de qualidade dos dois.

O sistema Sens-A-Ray é sempre inferior, aos dois primeiros e somente apresenta algum grau de melhora em relação ao CDR quando é aplicado um tempo de exposição de aproximadamente 23 pulsos para mais.

A análise canônica do modelo de regressão adotado permitirá tirar informações à respeito dos valores críticos de cada sistema, que se traduz no tempo que gerará o máximo valor em notas. A Tabela 5.1.4 resume os resultados da análise para o objeto “região de canino”.

Tabela 5.1.4. Análise canônica do modelo de regressão adotado para o objeto “região de canino”, em cada sistema.

Sistema	Valor crítico	Valor estimado no ponto estacionário
CDR	12,71	1,70
DenOptix	19,48	1,86
Digora	18,16	1,72
Sens-A-Ray	14,15	1,46



5.1.2.2. Escala de Densidade

A análise das notas atribuídas às imagens da “escala de densidade” são analisadas quanto às suposições da análise de variância (Anexo 2), análise de variância, comparação de médias para comparação entre médias de sistemas e regressão polinomial objetivando a comparação do efeito dos tempos de exposição.

5.1.2.2.1. Análise de Variância

A análise de variância calculada por meio do *software* SAS/STAT é apresentada por meio da Tabela 5.1.5 e comentada em seguida.

Tabela 5.1.5. Análise de variância para estudo da variação das notas atribuídas às imagens do objeto “escala de densidade”.

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Valor F	Pr > F
Avaliadores	5	24.75697857			
Sistema	3	71.68874524	23.89624841	94.20	0.0001**
Tempo	13	49.49068333	3.80697564	15.01	0.0001**
Sistema*Tempo	39	113.50207143	2.91030952	11.47	0.0001**
Resíduo	275	69.76142143	0.25367790		
Total Corrigido	335	329.19990000			

Nota: dois asteriscos indicam significância ao nível de 1%.

Analisando-se a referida tabela observa-se fortes indícios de que todos os fatores são altamente significativos. Dentro desta situação é recomendada a aplicação de um teste para comparações múltiplas de médias e para tanto foi selecionado o teste de Bonferroni.

Desta forma, o teste de Bonferroni será aplicado ao desdobramento da interação já que a existência de efeito significativo nesta causa de variação implica no descarte dos testes para os fatores principais.



O valor da estatística R^2 para a análise revela que 78,81% da variação total é explicada por variações listadas no modelo e que menos de 22% da variação pode ser considerada como erro experimental por não encontrar explicação dentro dos fatores explicitados no modelo.

O valor do coeficiente de variação de 26,20% revela que o desvio padrão se refere a apenas 26,20% da média o que permite concluir que houve um bom controle do acaso na elaboração deste trabalho e que as técnicas de comparação de médias deverão surtir um bom efeito.

5.1.2.2.2. Comparações de Médias de Sistemas

A Tabela 5.1.6 apresenta a comparação das médias após o desdobramento em cada um dos tempos de exposição empregados para o objeto “escala de densidade”.

Tabela 5.1.6. Médias das notas atribuídas pelos avaliadores ao objeto “escala de densidade” de acordo com o tempo de exposição e comparações das médias desdobradas por meio do teste de Bonferroni para comparação das imagens dos sistemas.

Tempo de Exposição (pulsos)	Sistemas			
	CDR	S-A-R	DenOptix	Digora
1	0,90 A	0,98 A	1,23 A	1,35 A
2	1,08 A	1,25 A	1,35 A	1,40 A
3	1,46 A	1,46 A	1,48 A	1,38 A
4	1,70 A	1,60 A	1,41 A	1,46 A
5	1,65 A	1,60 A	1,51 A	1,41 A
6	1,71 A	1,41 A	1,56 A	1,45 A
8	1,63 A	1,43 A	1,55 A	1,45 A
10	1,71 A	0,93 B	1,58 A	1,45 A B
12	1,43 A	0,68 B	1,60 A	1,53 A
15	1,25 B C	0,63 C	1,70 A	1,46 A B
18	1,06 B C	0,71 C	1,71 A	1,45 A B
21	0,90 B	0,60 B	1,65 A	1,45 A
24	0,70 B	0,45 B	1,81 A	1,46 A
30	0,28 B	0,11 B	1,78 A	1,45 A

Nota: médias com a mesma letra não diferem significativamente entre si, pelo teste de Bonferroni com nível de significância de 5%.



Os Gráficos 5.1.5, 5.1.6 e 5.1.7 mostram, respectivamente, a média de notas para cada sistema em três condições: 1) média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição, visando assim, avaliar graficamente os sistemas dentro da melhor faixa de exposição apresentada, chamada de “média ótima”; 2) média das médias dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos, visando assim avaliar os sistemas dentro de um limite mais reduzido de amplitude de exposição, com o nome de “média de 1 a 15 pulsos”; 3) média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados, designado como “média geral”.

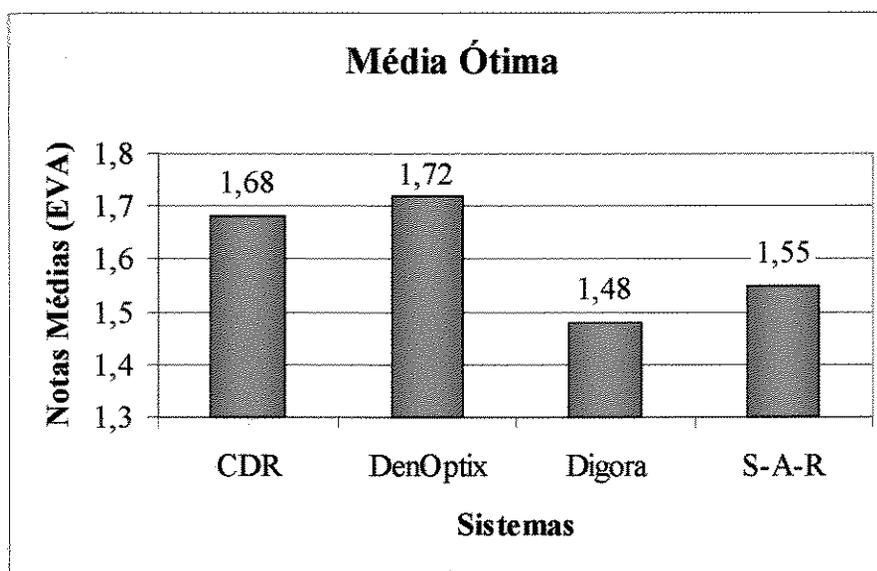


Gráfico 5.1.5. Média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição para o objeto “escala de densidade”.

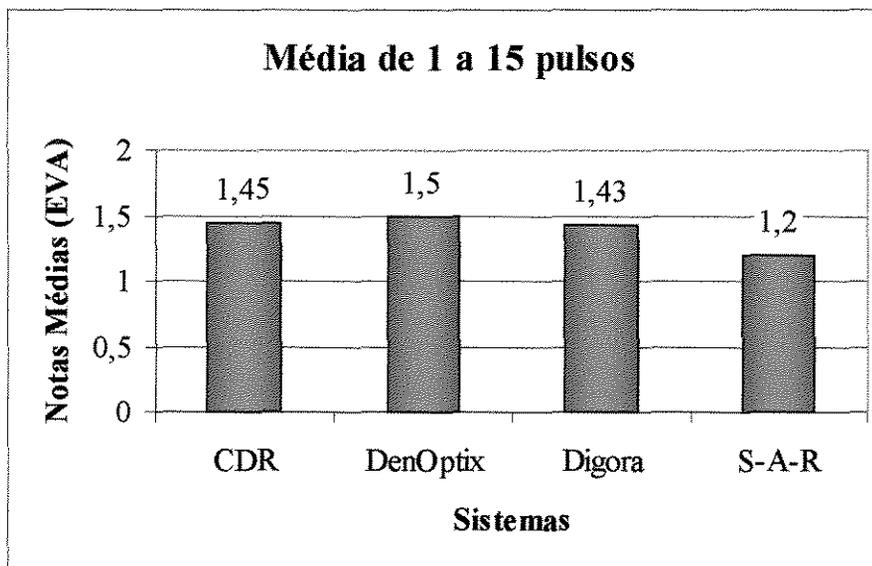


Gráfico 5.1.6. Média das médias de cada sistema dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos para o objeto “escala de densidade”.

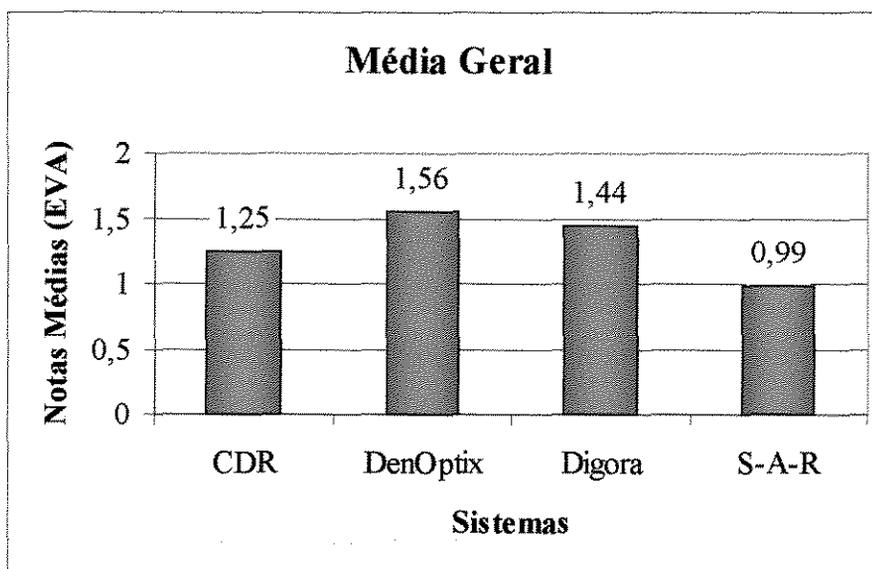


Gráfico 5.1.7. Média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados para o objeto “escala de densidade”.



5.1.2.2.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema

Conforme especificado, foram desenvolvidos modelos de regressão quadrática, um modelo adequado para explicar a variação da qualidade em função do tempo de exposição. Em seguida, a Tabela 5.1.7 lista os modelos desenvolvidos por meio do *software* SAS/STAT.

Tabela 5.1.7. Modelos de regressão quadrática para o objeto “escala de densidade”, em cada sistema.

Sistema	Modelo	R ²	valor-p
CDR	$Nota = 1,240689 + 0,059912xtempo - 0,003279xtempo^2$	61,80%	<0,0001
DenOptix	$Nota = 1,304772 + 0,035192xtempo - 0,000662xtempo^2$	46,78%	<0,0001
Digora	$Nota = 1,373436 + 0,012181xtempo - 0,000343xtempo^2$	1,71%	0,4964
Sens-A-Ray	$Nota = 1,512678 - 0,045875xtempo$	58,86%	<0,0001

Dentre os modelos listados na tabela anterior, descarta-se o obtido no sistema Digora pois o mesmo não é significativo, seja o modelo quadrático ou o linear. O fato de não ser significativo implica na impossibilidade de se atribuir relação à variação da qualidade em função do tempo de exposição.

Os demais sistemas apresentam modelos significativos, entretanto, no caso do sistema Sens-A-Ray, não há indícios de significância do componente quadrático, mas apenas do linear. Nos sistemas CDR e DenOptix, por sua vez há indícios de efeito significativo do modelo quadrático. No caso dos sistemas Sens-A-Ray e CDR observamos valores altos de R² (maiores que 50%) ao passo que no sistema DenOptix temos R² menor que 50% dando indícios de um pior ajuste dos dados ao modelo deste sistema em relação aos modelo dos demais sistemas. Tal fato, aponta para a existência de fatores mais importantes que afetam a variação da qualidade de imagem do que o tempo de exposição. O



Gráfico 5.1.8 apresenta as regressões polinomiais quadráticas de cada sistema para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição com o objeto “escala de densidade”.

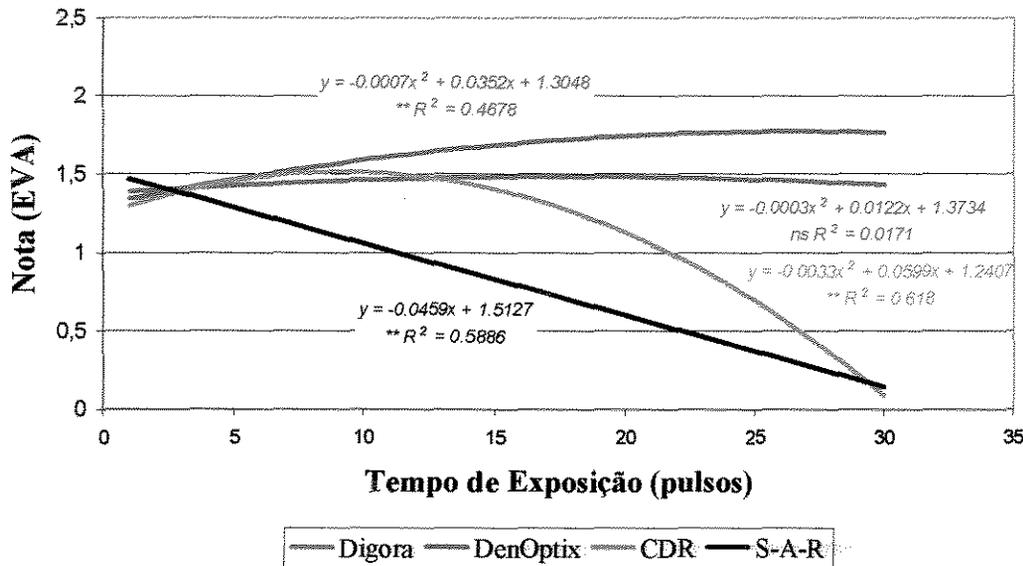


Gráfico 5.1.8. Regressões polinomiais quadráticas para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição para cada sistema de imagem, com o objeto “escala de densidade”.

Inicialmente, fica evidente a existência de um comportamento bastante similar quando são comparadas as imagens obtidas a partir de tempos de exposição de até 10 pulsos e em seqüência, começam haver diferenças no comportamento.

Os sistemas Digora e DenOptix demonstram sofrer pequena variação de acordo com o tempo de exposição, inclusive, de sorte que o sistema Digora não apresenta variação significativa, seja por meio do comportamento quadrático como do comportamento linear. Já o DenOptix parece receber um incremento na qualidade com tempos de exposição entre 10 e 15 pulsos.



Os sistemas Sens-A-Ray e CDR, por sua vez apresentam um comportamento indicativo de uma perda de qualidade de acordo com o aumento do tempo de exposição. Observa-se que o sistema Sens-A-Ray sofre uma perda linear, ou seja, conforme maior o tempo de exposição, maior a perda de qualidade. Já o sistema CDR começa a ter perdas de qualidade mais significativas a partir de 15 pulsos.

A análise canônica do modelo de regressão adotado permitirá tirar informações à respeito dos valores críticos de cada sistema, que se traduz no tempo que gerará o máximo valor em notas. A Tabela 5.1.8 resume os resultados da análise para o objeto “escala de densidade”.

Tabela 5.1.8. Análise canônica do modelo de regressão adotado para o objeto “escala de densidade”, em cada sistema.

Sistema	Valor crítico	Valor estimado no ponto estacionário
CDR	9,13	1,51
DenOptix	26,59	1,77
Digora	17,77	1,48
Sens-A-Ray	-	-

5.1.2.3. Região de Incisivo

A análise das notas atribuídas às imagens da região de incisivo são analisadas quanto às suposições da análise de variância (Anexo 2), análise de variância, comparação de médias para comparação entre médias de sistemas e



regressão polinomial objetivando a comparação do efeito dos tempos. Os resultados são apresentados nos itens em seguida.

5.1.2.3.1. Análise de Variância

A análise de variância calculada por meio do *software* SAS/STAT é apresentada por meio da Tabela 5.1.9 e comentada em seguida.

Tabela 5.1.9. Análise de variância para estudo da variação das notas atribuídas às imagens do objeto “região de incisivo”.

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Valor F	Pr > F
Avaliadores	5	4.18857143			
Sistema	3	22.56928571	7.52309524	192.90	0.0001**
Tempo	13	23.26702381	1.78977106	45.89	0.0001**
Sistema*Tempo	39	21.55321429	0.55264652	14.17	0.0001**
Resíduo	275	10.72476190	0.03899913		
Total Corrigido	335	82.30285714			

Nota: dois asteriscos indicam significância ao nível de 1%.

Por meio da tabela de análise de variância observamos fortes indícios de que todos os fatores são altamente significativos. Dentro desta situação é recomendada a aplicação de um teste para comparações múltiplas de médias e para tanto foi selecionado o teste de Bonferroni.

Desta forma, o teste de Bonferroni será aplicado ao desdobramento da interação, já que a existência de efeito significativo nesta causa de variação implica no descarte dos testes para os fatores principais.

O valor da estatística R^2 para a análise revela que 86,97% da variação total é explicada por variações listadas no modelo e que menos de 15% da variação pode ser considerada como erro experimental por não encontrar explicação dentro dos fatores explicitados no modelo.



O valor do coeficiente de variação de 15,11% revela que o desvio padrão se refere a apenas 15,11% da média o que permite concluir que houve um excelente controle do acaso na elaboração deste trabalho e que as técnicas de comparação de médias deverão surtir um bom efeito.

5.1.2.3.2. Comparações de Médias de Sistemas

A Tabela 5.1.10 apresenta a comparação das médias após o desdobramento, em cada um dos tempos de exposição empregados para o objeto “região de incisivo”.

Tabela 5.1.10. Médias das notas atribuídas pelos avaliadores ao objeto “região de incisivo” de acordo com o tempo de exposição e comparações das médias desdobradas por meio do teste de Bonferroni para comparação das imagens dos sistemas.

Tempo de Exposição (pulsos)	Sistemas			
	CDR	S-A-R	DenOptix	Digora
1	0,61 B	0,53 B	1,25 A	0,98 A B
2	0,91 B	0,98 B	1,31 A B	1,56 A
3	1,38 A	1,20 A	1,48 A	1,60 A
4	1,53 A	1,41 A	1,53 A	1,48 A
5	1,61 A	1,43 A	1,48 A	1,70 A
6	1,75 A	1,45 A	1,61 A	1,56 A
8	1,68 A	1,50 A	1,71 A	1,75 A
10	1,55 A	1,45 A	1,75 A	1,46 A
12	1,50 A	1,30 A	1,66 A	1,50 A
15	0,95 B	0,98 B	1,73 A	1,60 A
18	0,83 B	0,63 B	1,71 A	1,51 A
21	0,51 B	0,70 B	1,56 A	1,61 A
24	0,40 B	0,48 B	1,70 A	1,51 A
30	0,05 B	0,05 B	1,78 A	1,60 A

Nota: médias com a mesma letra não diferem significativamente entre si, pelo teste de Bonferroni com nível de significância de 5%.



Os Gráficos 5.1.9, 5.1.10 e 5.1.11 mostram, respectivamente, a média de notas para cada sistema em três condições: 1) média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição, visando assim, avaliar graficamente os sistemas dentro da melhor faixa de exposição apresentada, chamada de “média ótima”; 2) média das médias dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos, visando assim avaliar os sistemas dentro de um limite mais reduzido de amplitude de exposição, com o nome de “média de 1 a 15 pulsos”; 3) média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados, designado como “média geral”.

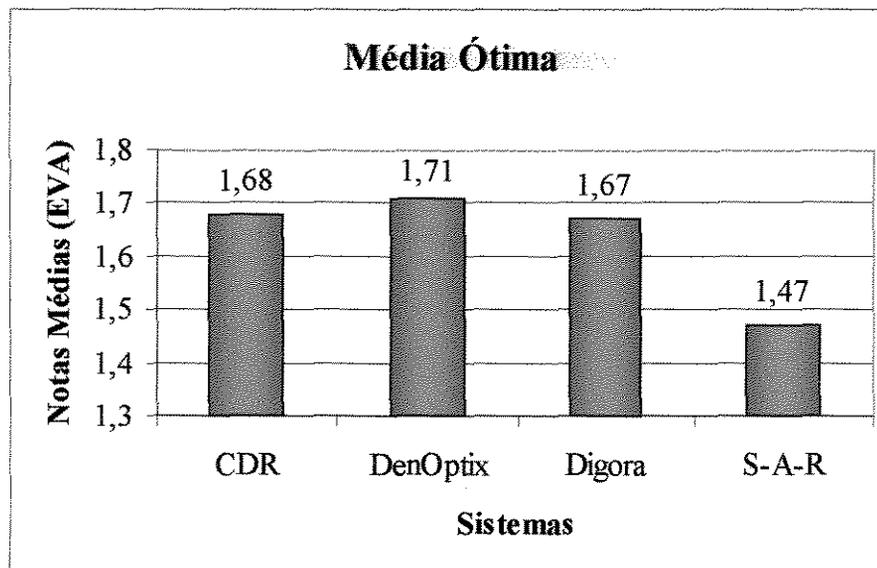


Gráfico 5.1.9. Média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição para o objeto “região de incisivo”.

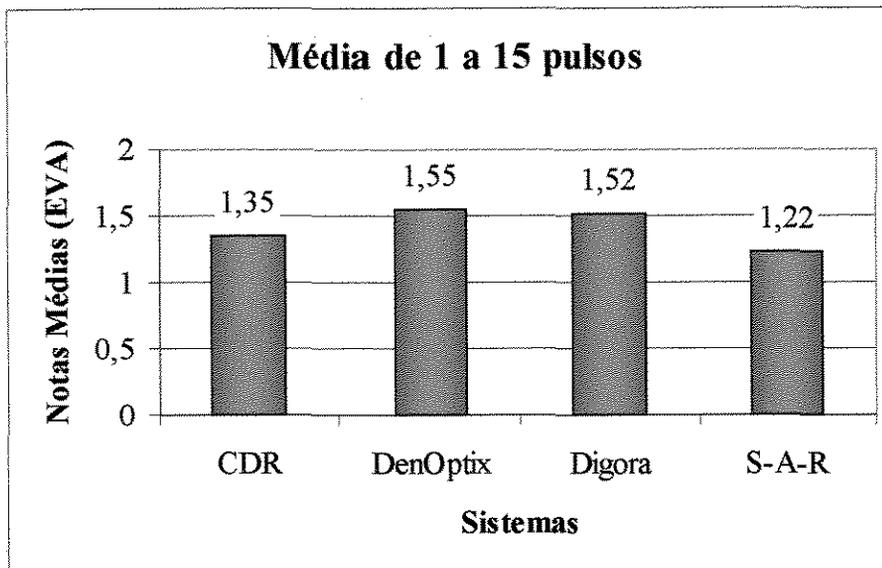


Gráfico 5.1.10. Média das médias de cada sistema dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos para o objeto “região de incisivo”.

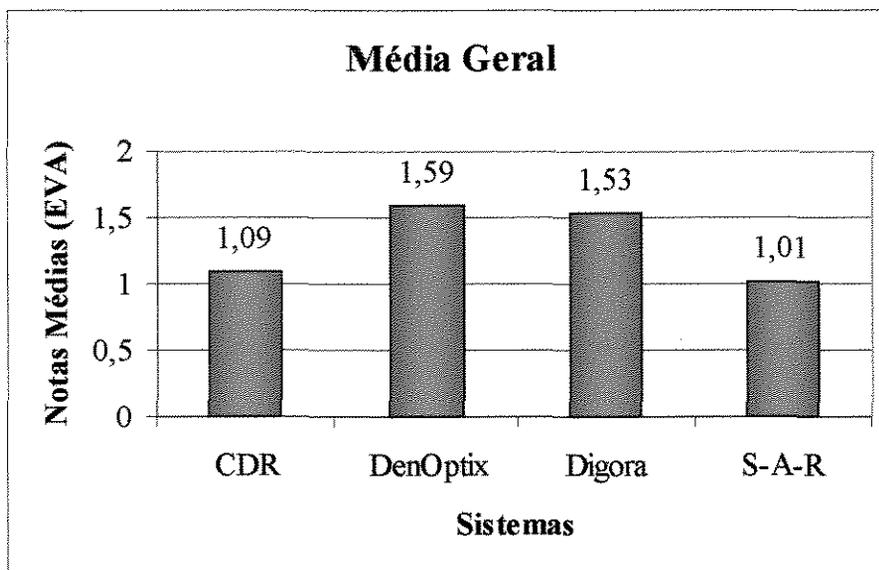


Gráfico 5.1.11. Média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados para o objeto “região de incisivo”.



5.1.2.3.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema

Conforme especificado, foram desenvolvidos modelos de regressão quadrática, um modelo adequado para explicar a variação da qualidade em função do tempo de exposição. Em seguida, a Tabela 5.1.11 lista os modelos desenvolvidos por meio do *software* SAS/STAT.

Tabela 5.1.11. Modelos de regressão quadrática para o objeto “região de incisivo”, em cada sistema.

Sistema	Modelo	R ²	valor-p
CDR	$Nota = 1,124458 + 0,062844xtempo - 0,003642xtempo^2$	62,73%	<0,0001
DenOptix	$Nota = 1,328423 + 0,041346xtempo - 0,000997xtempo^2$	21,95%	<0,0001
Digora	$Nota = 1,392200 + 0,024964xtempo - 0,000696xtempo^2$	4,22%	0,1741
Sens-A-Ray	$Nota = 1,002576 + 0,059536xtempo - 0,003276xtempo^2$	65,03%	<0,0001

Dentre os modelos listados na tabela anterior, descarta-se o obtido no sistema Digora pois o mesmo não é significativo, seja o modelo quadrático ou o linear. O fato de não ser significativo implica na inexistência de indícios de que a variação da qualidade se altere em função do tempo de exposição.

Nos sistemas CDR, DenOptix e Sens-A-Ray, por sua vez há indícios de efeito significativo do modelo quadrático. No caso dos sistemas Sens-A-Ray e CDR observamos valores altos de R² (maiores que 50%) ao passo que no sistema DenOptix temos R² menor que 30%, dando indícios de um pior ajuste dos dados ao modelo desse sistema em relação ao modelo dos demais sistemas. Tal fato aponta para a existência de fatores mais importantes que afetam a variação da qualidade observada no sistema DenOptix que o tempo de exposição. O Gráfico 5.1.12 apresenta as regressões polinomiais quadráticas de



cada sistema para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição com o objeto “região de incisivo”.

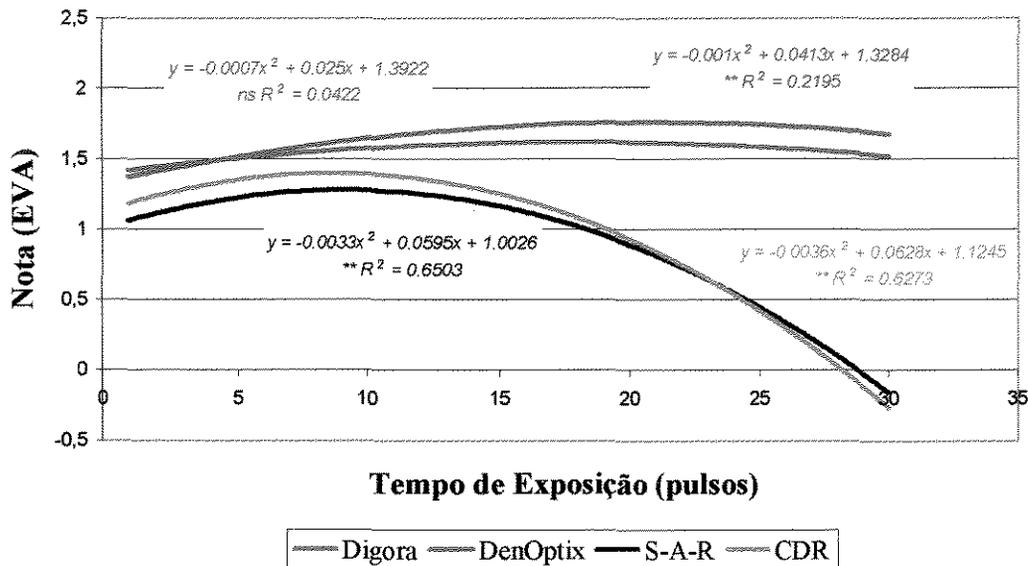


Gráfico 5.1.12. Regressões polinomiais quadráticas para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição para cada sistema de imagem, com o objeto “região de incisivo”.

Os sistemas Digora e DenOptix demonstram sofrer pequena variação de acordo com o tempo de exposição, inclusive, de sorte que o sistema Digora não apresenta variação significativa, seja por meio do comportamento quadrático como do comportamento linear. Já o DenOptix parece receber um incremento na qualidade com tempos de exposição entre 15 e 20 pulsos.

Os sistemas Sens-A-Ray e CDR, por sua vez apresentam um comportamento indicativo de uma perda de qualidade de acordo com o aumento do tempo de exposição. A melhor qualidade dentro deste grupo parece ocorrer próximo aos 10 pulsos.



A análise canônica do modelo de regressão adotado permitirá tirar informações à respeito dos valores críticos de cada sistema, que se traduz no tempo que gerará o máximo valor em notas. A Tabela 5.1.12 resume os resultados da análise para o objeto “região de incisivo”.

Tabela 5.1.12. Análise canônica do modelo de regressão adotado para o objeto “região de incisivo”, em cada sistema.

Sistema	Valor crítico	Valor estimado no ponto estacionário
CDR	8,63	1,39
DenOptix	20,74	1,76
Digora	17,94	1,62
Sens-A-Ray	9,08	1,27

5.1.2.4. Região de Molar

A análise das notas atribuídas às imagens da região de molar são analisadas quanto às suposições da análise de variância (Anexo 2), análise de variância, comparação de médias para comparação entre médias de sistemas e regressão polinomial objetivando a comparação do efeito dos tempos.

Os resultados são apresentados nos itens em seguida.

5.1.2.4.1. Análise de Variância

A análise de variância calculada por meio do *software* SAS/STAT é apresentada por meio da Tabela 5.1.13 e comentada em seguida.



Tabela 5.1.13. Análise de variância para estudo da variação das notas atribuídas às imagens do objeto “região de molar”.

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Valor F	Pr > F
Avaliadores	5	10.27095506			
Sistema	3	135.71742708	45.23914236	184.26	0.0001**
Tempo	13	125.19424554	9.63032658	39.22	0.0001**
Sistema*Tempo	39	64.04344375	1.64213958	6.69	0.0001**
Resíduo	275	67.51782827	0.24551938		
Total Corrigido	335	402.74389970			

Nota: dois asteriscos indicam significância ao nível de 1%.

Por meio da tabela de análise de variância observamos fortes indícios de que todos os fatores são altamente significativos. Dentro desta situação é recomendada a aplicação de um teste para comparações múltiplas de médias e para tanto foi selecionado o teste de Bonferroni.

Desta forma, o teste de Bonferroni será aplicado ao desdobramento da interação já que a existência de efeito significativo nesta causa de variação implica no descarte dos testes para os fatores principais.

O valor da estatística R^2 para a análise revela que 83,23% da variação total é explicada por variações listadas no modelo e que menos de 17% da variação pode ser considerada como erro experimental por não encontrar explicação dentro dos fatores explicitados no modelo.

O valor do coeficiente de variação de 20,79% revela que o desvio padrão se refere a apenas 20,79% da média o que permite concluir que houve um bom controle do acaso na elaboração deste trabalho e que as técnicas de comparação de médias deverão surtir um bom efeito.



5.1.2.4.2. Comparações de Médias de Sistemas

A Tabela 5.1.14 apresenta a comparação das médias após o desdobramento em cada um dos tempos de exposição empregados para o objeto “região de molar”.

Tabela 5.1.14. Médias das notas atribuídas pelos avaliadores ao objeto “região de molar” de acordo com o tempo de exposição e comparações das médias desdobradas por meio do teste de Bonferroni para comparação das imagens dos sistemas.

Tempo de Exposição (pulsos)	Sistemas			
	CDR	S-A-R	DenOptix	Digora
1	0,58 B	0,45 B	1,40 A	0,75 B
2	1,10 B C	0,75 C	1,56 A B	1,66 A
3	1,45 A B	1,15 B	1,68 A	1,61 A
4	1,53 A B	1,23 B	1,76 A	1,76 A
5	1,71 A	1,45 A	1,76 A	1,66 A
6	1,81 A	1,58 A	1,80 A	1,80 A
8	1,80 A	1,68 A	1,86 A	1,70 A
10	1,60 A	1,60 A	1,80 A	1,80 A
12	1,60 A	1,51 A	1,80 A	1,81 A
15	1,51 A B	1,40 B	1,83 A	1,73 A B
18	1,25 B	1,16 B	1,85 A	1,78 A
21	0,86 B	1,13 B	1,86 A	1,76 A
24	0,88 B	0,93 B	1,90 A	1,70 A
30	0,63 B	0,65 B	1,81 A	1,68 A

Nota: médias com a mesma letra não diferem significativamente entre si, pelo teste de Bonferroni com nível de significância de 5%.

Os Gráficos 5.1.13, 5.1.14 e 5.1.15 mostram, respectivamente, a média de notas para cada sistema em três condições: 1) média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição, visando assim, avaliar graficamente os sistemas dentro da melhor faixa de exposição apresentada, chamada de “média ótima”; 2) média das médias dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos, visando assim avaliar os sistemas dentro de um limite mais reduzido de amplitude de exposição, com o nome de “média



de 1 a 15 pulsos”; 3) média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados, designado como “média geral”.

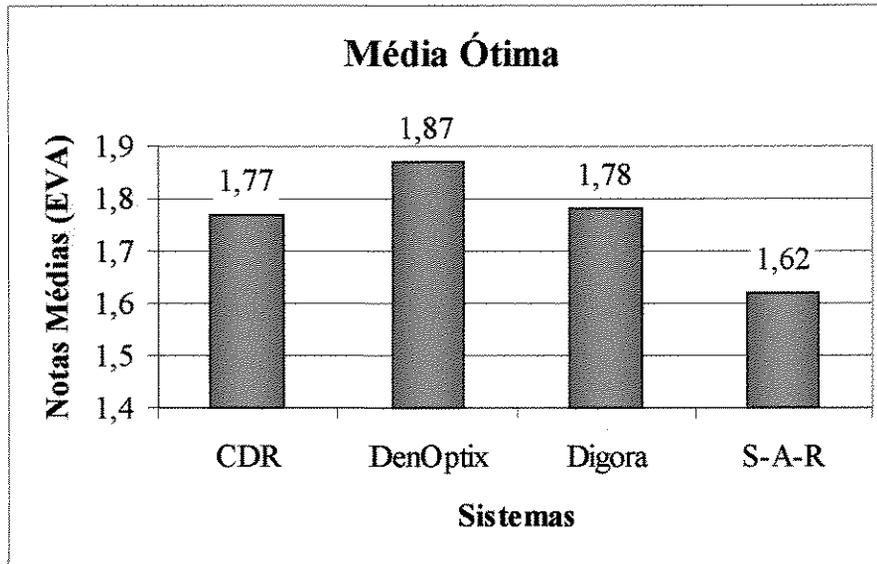


Gráfico 5.1.13. Média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos sequenciados de exposição para o objeto “região de molar”.

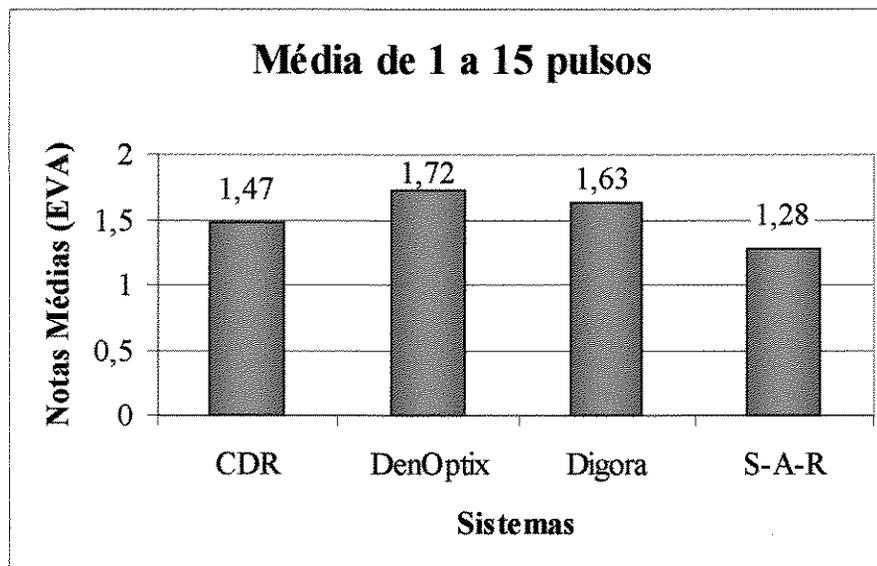


Gráfico 5.1.14. Média das médias de cada sistema dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos para o objeto “região de molar”.

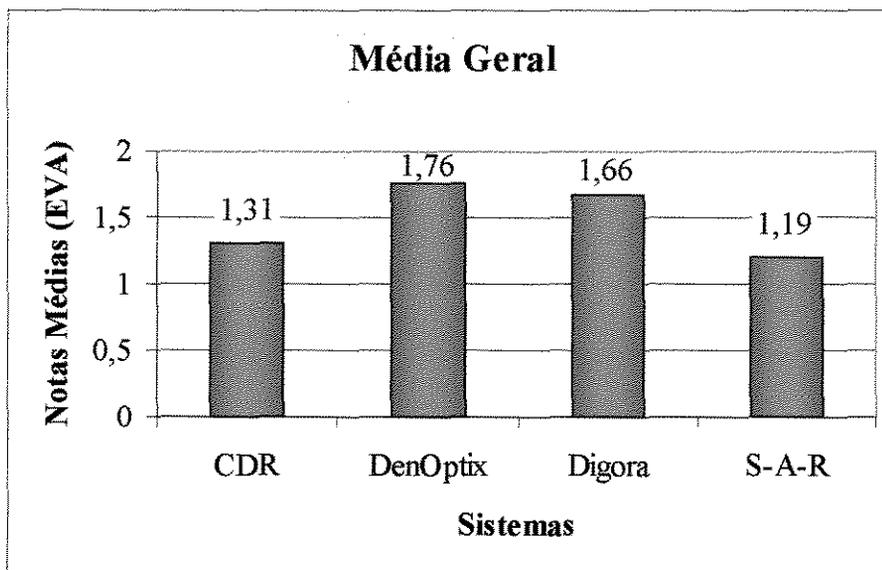


Gráfico 5.1.15. Média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados para o objeto “região de molar”.

5.1.2.4.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema

Conforme especificado, foram desenvolvidos modelos de regressão quadrática, um modelo adequado para explicar a variação da qualidade em função do tempo de exposição. Em seguida, a Tabela 5.1.15 lista os modelos desenvolvidos por meio do *software* SAS/STAT.

Tabela 5.1.15. Modelos de regressão quadrática para o objeto “região de molar”, em cada sistema.

Sistema	Modelo	R ²	valor-p
CDR	$Nota = 1,108715 + 0,083268xtempo - 0,003634xtempo^2$	42,67%	<0,0001
DenOptix	$Nota = 1,534441 + 0,038350xtempo - 0,000999xtempo^2$	41,78%	<0,0001
Digora	$Nota = 1,319442 + 0,063151xtempo - 0,001837xtempo^2$	26,86%	<0,0001
Sens-A-Ray	$Nota = 0,766954 + 0,112021xtempo - 0,004136xtempo^2$	51,72%	<0,0001



Todos os modelos são significativos o que corresponde a indícios de que as notas estão associadas aos tempos de exposição testados. Os valores de R^2 são relativamente baixos, pois com exceção do modelo para o sistema Sens-A-Ray que apresenta R^2 maior que 50%, todos os demais valores são menores que 50% indicando que a variação da qualidade das imagens está sendo influenciada por outros componentes além do tempo de exposição. O Gráfico 5.1.16 apresenta as regressões polinomiais quadráticas de cada sistema para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição com o objeto “região de molar”.

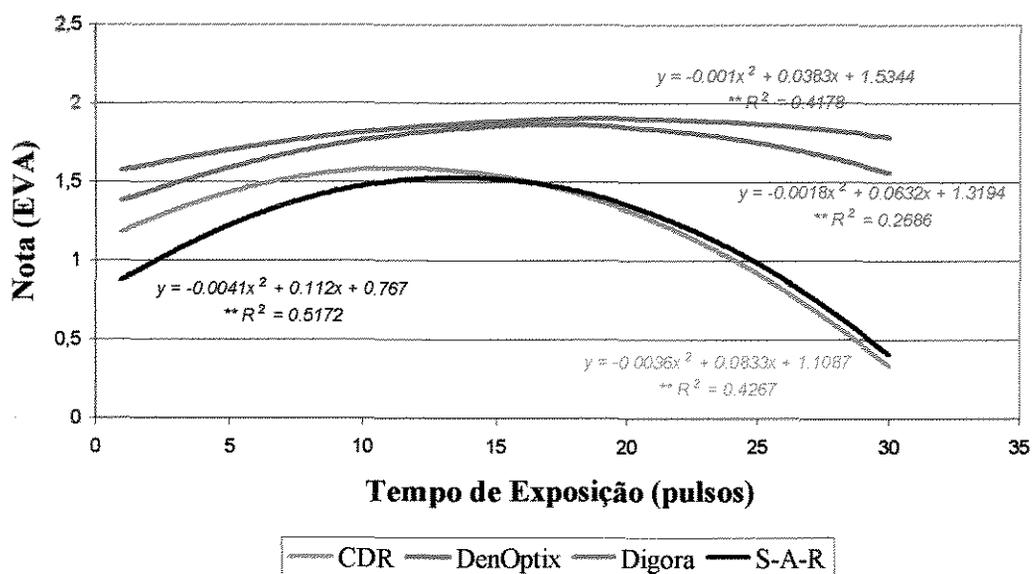


Gráfico 5.1.16. Regressões polinomiais quadráticas para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição para cada sistema de imagem, com o objeto “região de molar”.

Os sistemas Digora e DenOptix têm um comportamento bastante similar ao longo de todos os tempos de exposição especificados. São sempre maiores que



os outros dois sistemas. Entre eles, o sistema DenOptix permanece com maiores notas em toda a extensão da curva, entretanto, os testes de comparação de médias não indicam a existência de diferença significativa entre os sistemas. Neste grupo, não se nota, ainda uma excessiva melhoria ao longo da curva, entretanto, há uma tendência de que as notas máximas se situem próximas ao tempo de exposição de 20 pulsos.

Já os sistemas Sens-A-Ray e CDR apresentam um sensível aumento de notas entre os tempos de exposição de 10 e 15 pulsos em relação aos demais tempos, havendo no ponto de máxima nota do sistema CDR uma boa aproximação ao outro grupo.

A análise canônica do modelo de regressão adotado permitirá tirar informações à respeito dos valores críticos de cada sistema, que se traduz no tempo que gerará o máximo valor em notas. A Tabela 5.1.16 resume os resultados da análise para o objeto “região de molar”.

Tabela 5.1.16. Análise canônica do modelo de regressão adotado para o objeto “região de molar”, em cada sistema.

Sistema	Valor crítico	Valor estimado no ponto estacionário
CDR	11,46	1,59
DenOptix	19,19	1,90
Digora	17,19	1,86
Sens-A-Ray	13,54	1,53



5.1.2.5. Região de Pré-Molar

A análise das notas atribuídas às imagens da região de pré-molar são analisadas quanto às suposições da análise de variância (Anexo 2), análise de variância, comparação de médias para comparação entre médias de sistemas e regressão polinomial objetivando a comparação do efeito dos tempos.

Os resultados são apresentados nos itens em seguida.

5.1.2.5.1. Análise de Variância

A análise de variância calculada por meio do *software* SAS/STAT é apresentada por meio da Tabela 5.1.17 e comentada em seguida.

Tabela 5.1.17. Análise de variância para estudo da variação das notas atribuídas às imagens do objeto “região de pré-molar”.

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Valor F	Pr > F
Avaliadores	5	26.53471786			
Sistema	3	177.62882143	59.20960714	220.26	0.0001**
Tempo	13	82.76894048	6.36684158	23.68	0.0001**
Sistema*Tempo	39	64.28602857	1.64835971	6.13	0.0001**
Resíduo	275	73.92464881	0.26881690		
Total Corrigido	335	425.14315714			

Nota: dois asteriscos indicam significância ao nível de 1%.

Por meio do tabela de análise de variância observamos fortes indícios de que todos os fatores são altamente significativos. Dentro desta situação é recomendada a aplicação de um teste para comparações múltiplas de médias e para tanto foi selecionado o teste de Bonferroni.



Desta forma, o teste de Bonferroni será aplicado ao desdobramento da interação já que a existência de efeito significativo nesta causa de variação implica no descarte dos testes para os fatores principais.

O valor da estatística R^2 para a análise revela que 82,61% da variação total é explicada por variações listadas no modelo e que menos de 18% da variação pode ser considerada como erro experimental por não encontrar explicação dentro dos fatores explicitados no modelo.

O valor do coeficiente de variação de 21,55% revela que o desvio padrão se refere a apenas 21,55% da média o que permite concluir que houve um bom controle do acaso na elaboração deste trabalho e que as técnicas de comparação de médias deverão surtir um bom efeito.

5.1.2.5.2. Comparações de Médias de Sistemas

A Tabela 5.1.18 apresenta a comparação das médias dos sistemas após o desdobramento em cada um dos tempos de exposição empregados para o objeto “região de pré-molar”.



Tabela 5.1.18. Médias das notas atribuídas pelos avaliadores ao objeto “região de pré-molar” de acordo com o tempo de exposição e comparações das médias desdobradas por meio do teste de Bonferroni para comparação das imagens dos sistemas.

Tempo de Exposição (pulsos)	Sistemas			
	CDR	S-A-R	DenOptix	Digora
1	0,68 B	0,46 B	1,46 A	1,58 A
2	1,03 B C	0,66 C	1,40 A B	1,68 A
3	1,46 A B	1,18 B	1,70 A	1,75 A
4	1,66 A	1,35 A	1,61 A	1,75 A
5	1,78 A	1,50 A	1,80 A	1,83 A
6	1,73 A B	1,35 B	1,85 A	1,71 A B
8	1,40 A	1,58 A	1,80 A	1,76 A
10	1,70 A	1,53 A	1,80 A	1,71 A
12	1,71 A B	1,43 B	1,83 A	1,78 A B
15	1,36 B C	1,20 C	1,93 A	1,71 A B
18	1,41 B C	1,16 C	1,86 A	1,75 A B
21	0,98 B	0,95 B	1,83 A	1,80 A
24	0,96 B	0,85 B	1,86 A	1,75 A
30	0,68 B	0,55 B	1,88 A	1,80 A

Nota: médias com a mesma letra não diferem significativamente entre si, pelo teste de Bonferroni com nível de significância de 5%.

Os Gráficos 5.1.17, 5.1.18 e 5.1.19 mostram, respectivamente, a média de notas para cada sistema em três condições: 1) média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição, visando assim, avaliar graficamente os sistemas dentro da melhor faixa de exposição apresentada, chamada de “média ótima”; 2) média das médias dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos, visando assim avaliar os sistemas dentro de um limite mais reduzido de amplitude de exposição, com o nome de “média de 1 a 15 pulsos”; 3) média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados, designado como “média geral”.

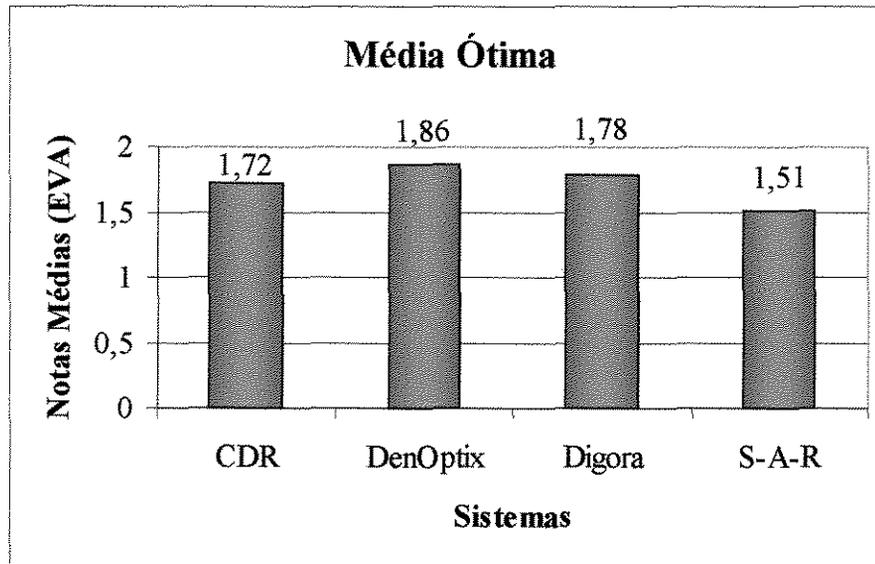


Gráfico 5.1.17. Média das três melhores médias apresentadas dentro dos três melhores tempos seqüenciados de exposição para o objeto “região de pré-molar”.

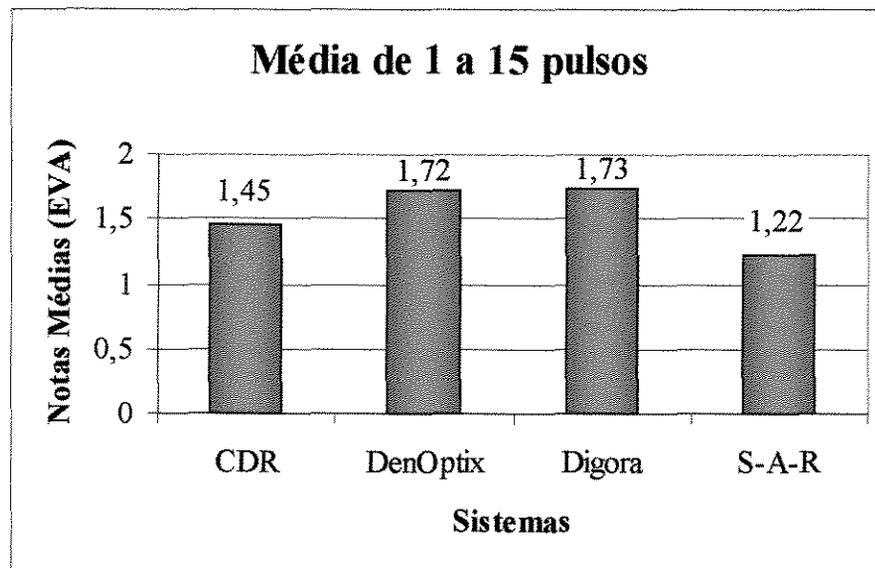


Gráfico 5.1.18. Média das médias de cada sistema dentro da faixa de exposição de 1 a 15 pulsos para o objeto “região de pré-molar”.

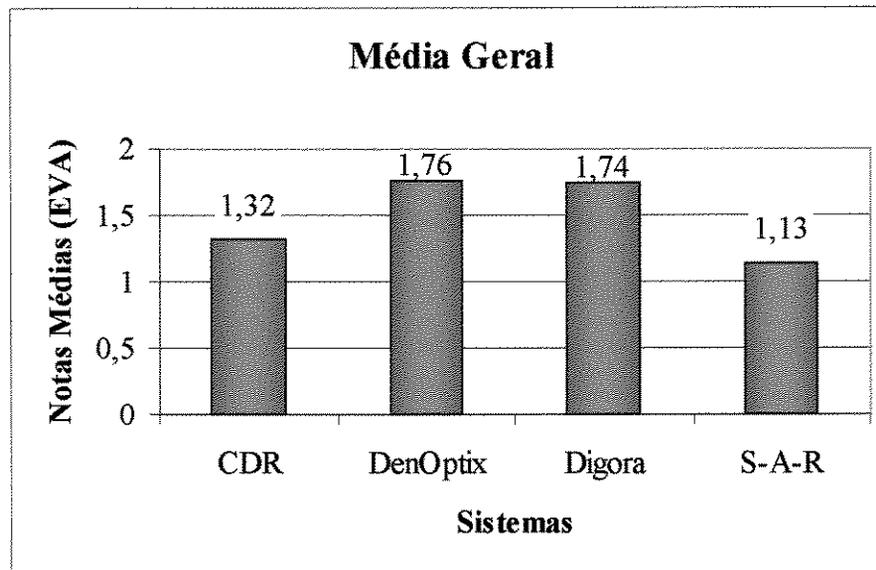


Gráfico 5.1.19. Média geral de todas as médias dos quatorze tempos de exposição empregados para o objeto “região de pré-molar”.

5.1.2.5.3. Efeito do Tempo Dentro de Cada Sistema

Conforme especificado, foram desenvolvidos modelos de regressão quadrática, um modelo adequado para explicar a variação da qualidade em função do tempo de exposição. Em seguida, a Tabela 5.1.19 lista os modelos desenvolvidos por meio do *software* SAS/STAT.

Tabela 5.1.19. Modelos de regressão quadrática para o objeto “região de pré-molar”, em cada sistema.

Sistema	Modelo	R ²	valor-p
CDR	$Nota = 1,119211 + 0,079538xtempo - 0,003391xtempo^2$	38,71%	<0,0001
DenOptix	$Nota = 1,491381 + 0,043306xtempo - 0,001087xtempo^2$	42,94%	<0,0001
Digora	$Nota = 1,686222 + 0,008130xtempo - 0,000174xtempo^2$	2,39%	0,3754
Sens-A-Ray	$Nota = 0,798838 + 0,096398xtempo - 0,003744xtempo^2$	47,30%	<0,0001

Dentre os modelos listados na tabela anterior, descarta-se o obtido no sistema Digora pois o mesmo não é significativo, seja o modelo quadrático ou o



linear. O fato de não ser significativo implica na inexistência de indícios de que a variação da qualidade se altere em função do tempo de exposição. Nos sistemas CDR, DenOptix e Sens-A-Ray, por sua vez, há indícios de efeito significativo do modelo quadrático. Entretanto, estes sistemas apresentam o valor de R^2 abaixo de 50% indicando que a variação da qualidade das imagens estão sendo influenciadas por outros componentes além do tempo de exposição. O Gráfico 5.1.20 apresenta as regressões polinomiais quadráticas de cada sistema para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição com o objeto “região de pré-molar”.

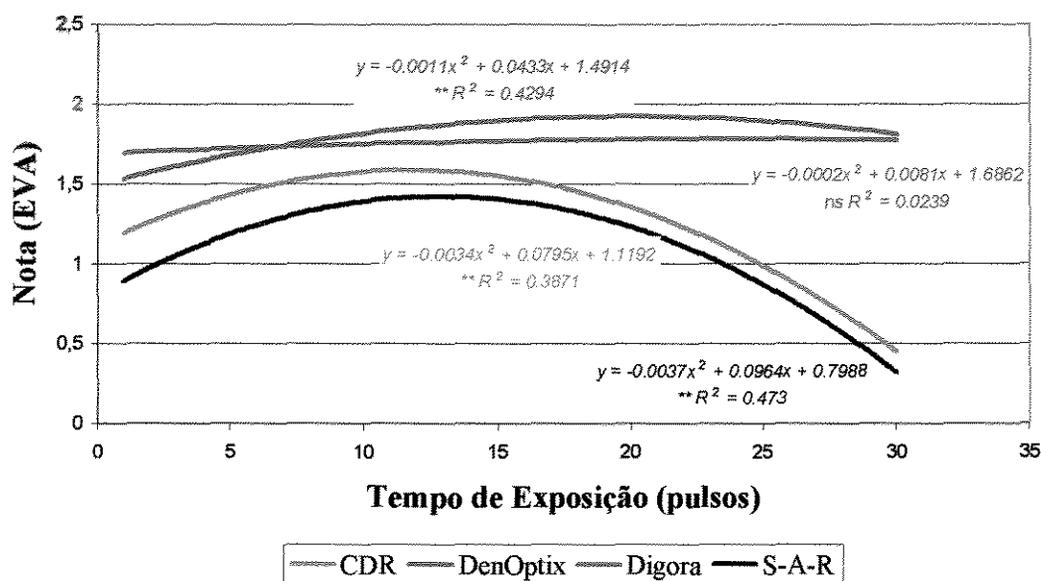


Gráfico 5.1.20. Regressões polinomiais quadráticas para comparação do comportamento das notas em função do tempo de exposição para cada sistema de imagem, com o objeto “região de pré-molar”.



Os sistemas Digora e DenOptix têm um comportamento bastante similar ao longo de todos os tempos de exposição especificados. São sempre maiores que os outros dois sistemas. Entre eles, o sistema DenOptix permanece com maiores notas a partir do tempo de exposição de 5 pulsos aproximadamente, entretanto, os testes de comparação de médias não indicam a existência de diferença significativa entre os sistemas. Neste grupo, não se nota, ainda uma excessiva melhoria ao longo da curva, entretanto, há uma tendência de que as notas máximas se situem próximas ao tempo de exposição de 20 pulsos.

O sistema Digora não apresenta um modelo significativo indicando que não há indícios para se afirmar que exista variação da qualidade em função do tempo de exposição.

Já os sistemas Sens-A-Ray e CDR apresentam um sensível aumento de notas entre os tempos de exposição de 10 e 15 pulsos em relação aos demais tempos, havendo no ponto de máxima nota do sistema CDR, uma boa aproximação ao outro grupo.

A análise canônica do modelo de regressão adotado permitirá tirar informações à respeito dos valores críticos de cada sistema, que se traduz no tempo que gerará o máximo valor em notas. A Tabela 5.1.20 a seguir, resume os resultados da análise para o objeto “região de pré-molar”.



Tabela 5.1.20. Análise canônica do modelo de regressão adotado para o objeto “região de pré-molar”, em cada sistema.

Sistema	Valor crítico	Valor estimado no ponto estacionário
CDR	11,73	1,59
DenOptix	19,91	1,92
Digora	23,30	1,78
Sens-A-Ray	12,87	1,42



5.2. ANÁLISE OBJETIVA

5.2.1. Linearidade

Como anteriormente referido, os sistemas foram ajustados para uma característica linear, reproduzindo-se, para cada um, a curva sensitométrica na calibração de dose primária (TE: 0,2, 0,3, 0,4, 0,5 e 0,6 s). A análise dessa curva é utilizada na estimativa da densidade espectral de ruído. A resposta extremamente linear dos sistemas ($R > 0,995$) conduz a conclusão que a curva gama consiste em apenas uma constante, neste caso denominada de fator gama(γ).

Nas Tabelas 5.2.1, 5.2.2, 5.2.3, 5.2.4 e 5.2.5 nota-se que os sistemas CDR, DenOptix, Digora e Sens-A-Ray, apresentam, respectivamente, ordem crescente de intensidade do fator gama. Foi mencionado que o fator gama está diretamente relacionado com o contraste da imagem, ou seja, a sensibilidade às variações na dose de radiação. Assim, o fator gama serve como indicador direto da sensibilidade da detecção do sistema em determinada dose. Isso significa, que o sistema CDR tem maior contraste inerente, seguido pelos sistemas DenOptix, Digora e S-A-R.

Sistema	γ
CDR	0,87502
DenOptix	0,87025
Digora	0,86864
S-A-R	0,86542

Tabela 5.2.1. Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 560 μ Gy.



Sistema	γ
CDR	0,82804
DenOptix	0,82401
Digora	0,82014
S-A-R	0,82120

Tabela 5.2.2. Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 840 μ Gy.

Sistema	γ
CDR	0,78850
DenOptix	0,78523
Digora	0,77654
S-A-R	0,77227

Tabela 5.2.3. Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1120 μ Gy.

Sistema	γ
CDR	0,76450
DenOptix	0,76024
Digora	0,75145
S-A-R	0,74568

Tabela 5.2.4. Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1400 μ Gy.

Sistema	γ
CDR	0,74612
DenOptix	0,74387
Digora	0,74124
S-A-R	0,74082

Tabela 5.2.5. Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1680 μ Gy.



5.2.2. Uniformidade

5.2.2.1. Parâmetros de 1ª Ordem (representados por escalares numéricos)

5.2.2.1.1. Uniformidade Integral

Esta grandeza consiste na máxima modulação de intensidade (S) mensurada em uma região circular, de diâmetro igual à região de interesse (ROI) (HART & SMITH, 1992), isto é, o cálculo da uniformidade integral é realizado em cima de toda a ROI. O Gráfico 5.2.1 representa a uniformidade integral em função da dose nos sistemas avaliados.

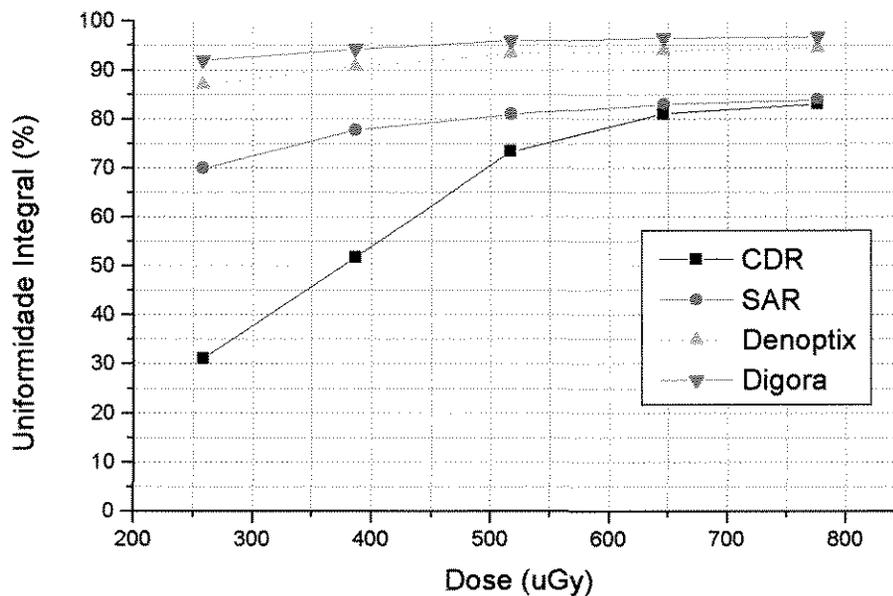


Gráfico 5.2.1. Uniformidade integral, em função da dose, nos sistemas avaliados.



Espera-se que o sistema menos ruidoso tenha uma imagem mais uniforme possível. Com base nessa análise, percebe-se que o sistema Digora foi o menos ruidoso, seguido pelos sistemas DenOptix, S-A-R e CDR.

5.2.2.1.2. Uniformidade Diferencial Máxima e Mínima

A uniformidade diferencial consiste na modulação de intensidade (S) em uma janela quadrada de 5 pixels de lado, no interior de uma região circular de diâmetro igual ao da região de interesse (ROI) (HART & SMITH, 1992).

Os Gráficos 5.2.2 e 5.2.3 representam a uniformidade diferencial máxima e mínima, em função da dose, nos sistemas avaliados. Percebe-se pelo Gráfico 5.2.2 da uniformidade diferencial máxima, que todos os sistemas apresentam regiões extremamente uniformes. Entretanto, os sistemas mais ruidosos apresentam zonas de degradação local da uniformidade, como observado no Gráfico 5.2.3 da uniformidade diferencial mínima. Observa-se que os sistemas Digora e DenOptix apresentam menor ruído em relação a uniformidade diferencial mínima, aparecendo em seqüência, o Sens-A-Ray e o CDR.

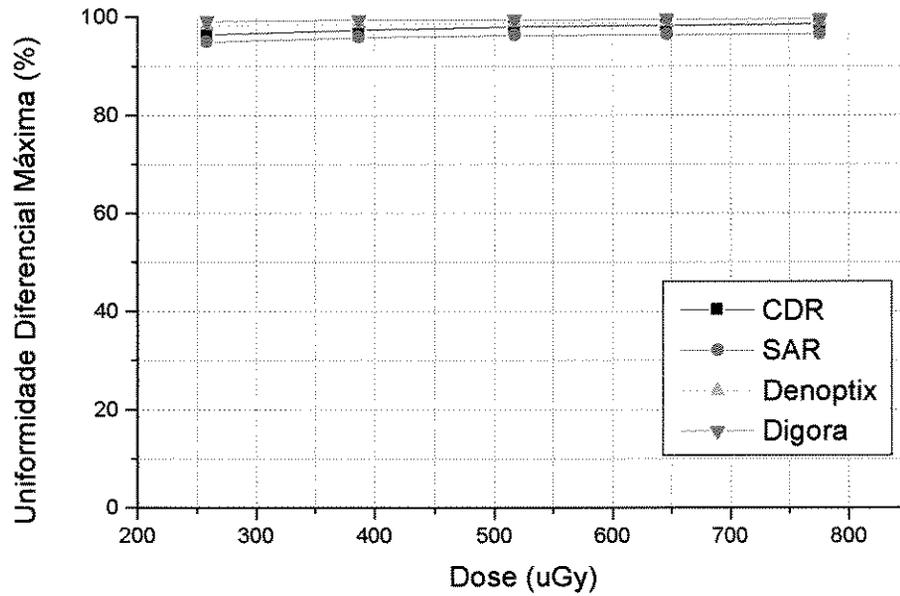


Gráfico 5.2.2. Uniformidade diferencial máxima, em função da dose, nos sistemas avaliados.

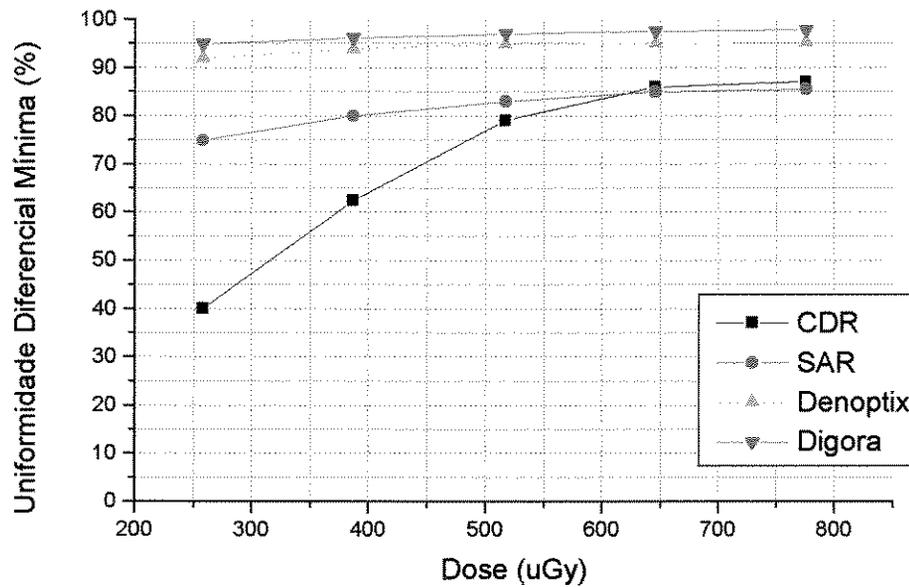


Gráfico 5.2.3. Uniformidade diferencial mínima, em função da dose, nos sistemas avaliados.



5.2.2.1.3. Espalhamento da Uniformidade Diferencial

No Gráfico 5.2.4, observa-se o espalhamento da uniformidade diferencial, que corresponderia à largura do histograma da uniformidade diferencial (HART & SMITH, 1992). É desejado que um sistema pouco ruidoso tenha o mínimo espalhamento da uniformidade diferencial. Nesse caso, o sistema de mais fraco desempenho foi o sistema DenOptix. Observa-se que um pequeno espalhamento não significa necessariamente maiores valores de uniformidade.

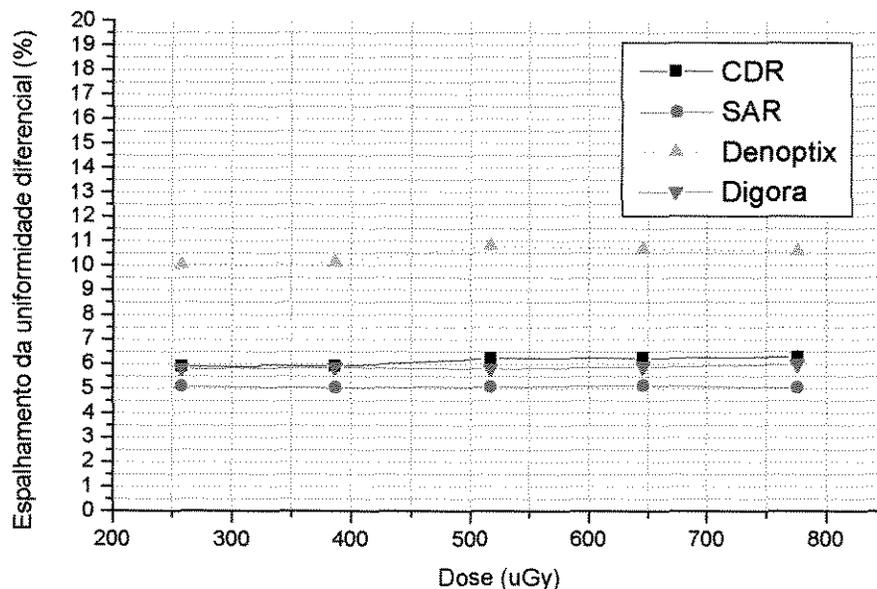


Gráfico 5.2.4. Espalhamento da uniformidade diferencial, em função da dose, nos sistemas avaliados.

5.2.2.1.4. Coeficiente de Variação

O Gráfico 5.2.5 representa o coeficiente de variação dos sistemas avaliados, que é definido pela razão entre o desvio padrão e a média dos



valores de intensidade (S) (HART & SMITH, 1992). É desejado que os sistemas disponham de coeficientes de variação reduzidos. Nesse critério, o sistema Digora se revela superior, seguido pelos sistemas DenOptix, CDR e S-A-R.

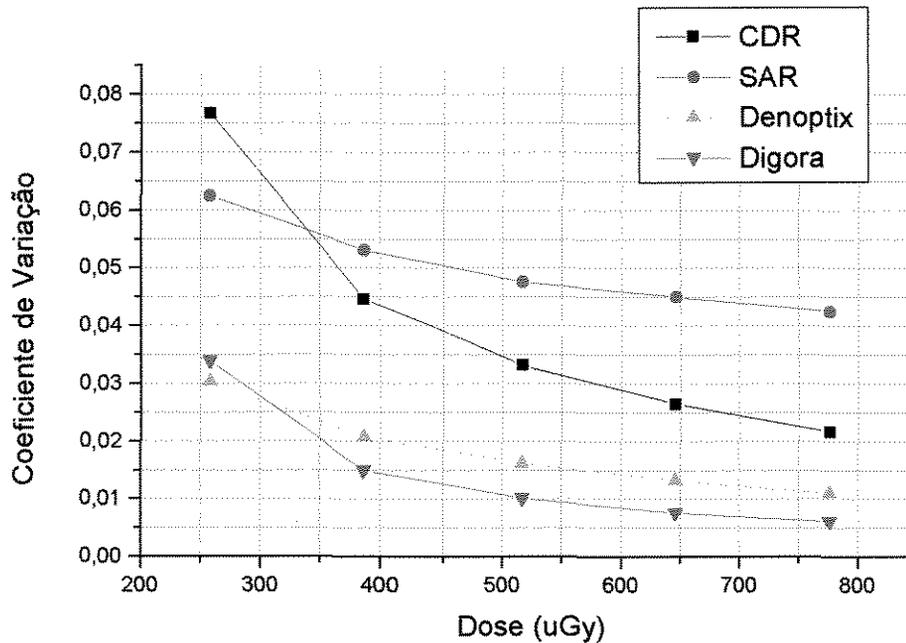


Gráfico 5.2.5. Coeficiente de variação, em função da dose, nos sistemas avaliados.

5.2.2.1.5. Relação Sinal Ruído Integral (SNR)

O Gráfico 5.2.6 representa a relação sinal ruído integral dos sistemas avaliados. É desejado que os sistemas disponham de SNR elevados. Neste critério, o sistema Digora também se revela superior, seguido pelos sistemas DenOptix, CDR e S-A-R.

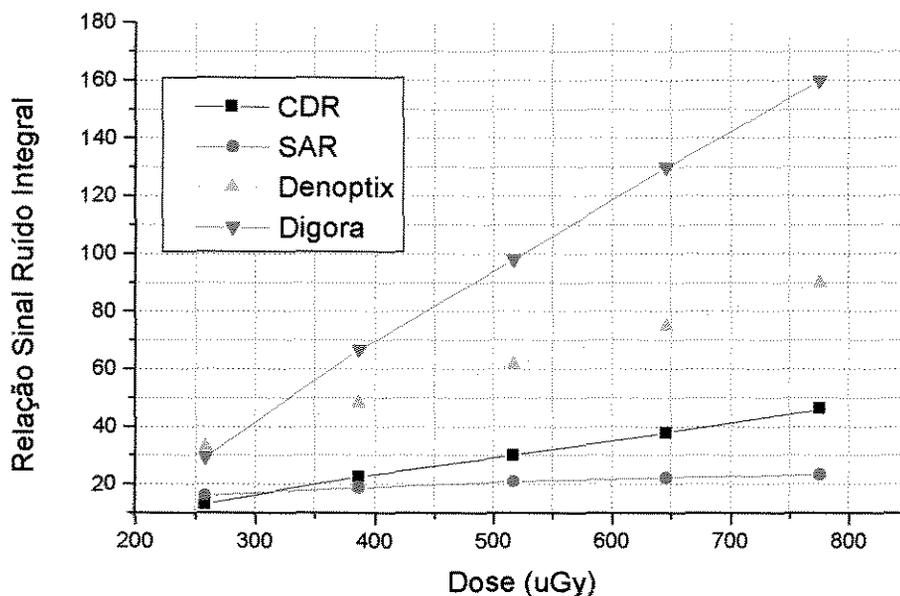


Gráfico 5.2.6. Relação sinal ruído integral, em função da dose, nos sistemas avaliados.

5.2.2.1.6. Granulosidade de Selwin

O Gráfico 5.2.7 representa a granulosidade de Selwyn dos sistemas avaliados. Este parâmetro faz analogia com a granulosidade de filmes radiológicos. Grânulos pequenos são desejados. Neste critério, o sistema Digora se revela superior.

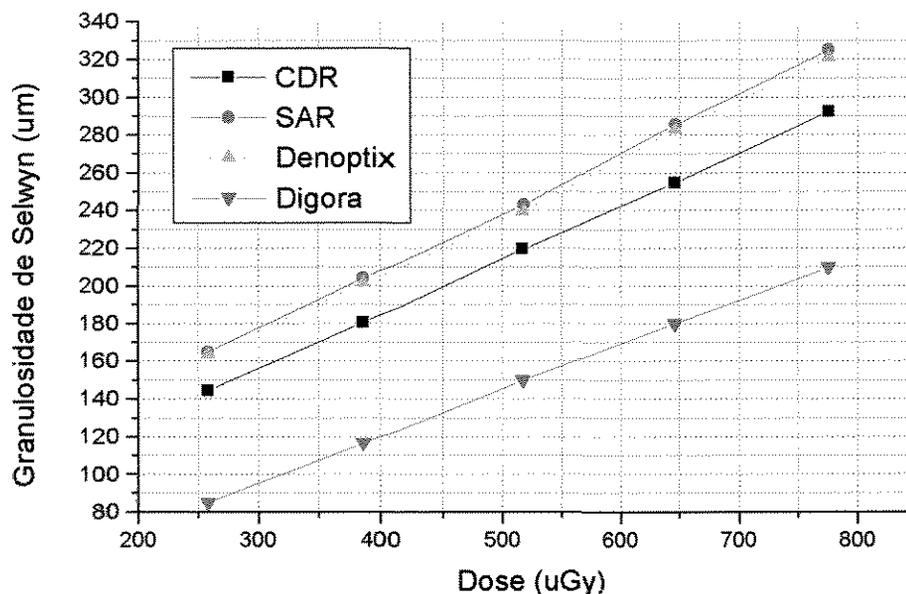


Gráfico 5.2.7. Granulosidade de Selwyn em função da dose nos sistemas avaliados.

Conclui-se que, embora não haja plena concordância entre os parâmetros de 1ª ordem, o sistema Digora se revela superior na maioria dos casos.

5.2.2.2. Parâmetros de 2ª Ordem

(representados por gráficos unidimensionais)

5.2.2.2.1. Densidade Espectral de Ruído (NPS) ou Espectro de Wiener

Os Gráficos 5.2.8, 5.2.9, 5.2.10, 5.2.11 mostram as estimativas da densidade espectral de ruído em função da dose secundária para os sistemas em estudo. Observa-se que, em todos os sistemas, ocorre uma redução da energia do ruído com o incremento da dose.

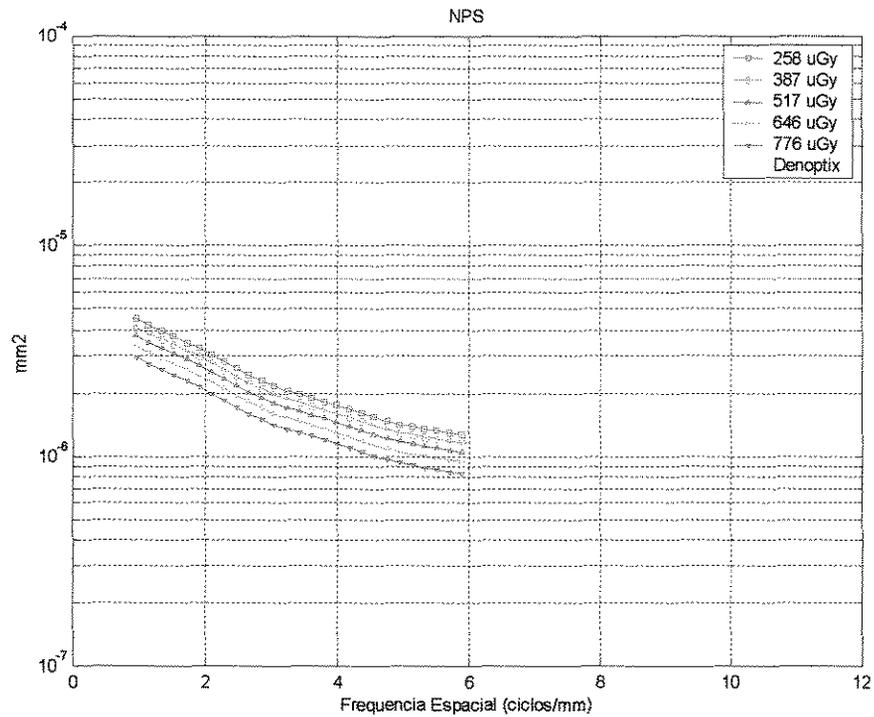


Gráfico 5.2.8. Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema DenOptix.

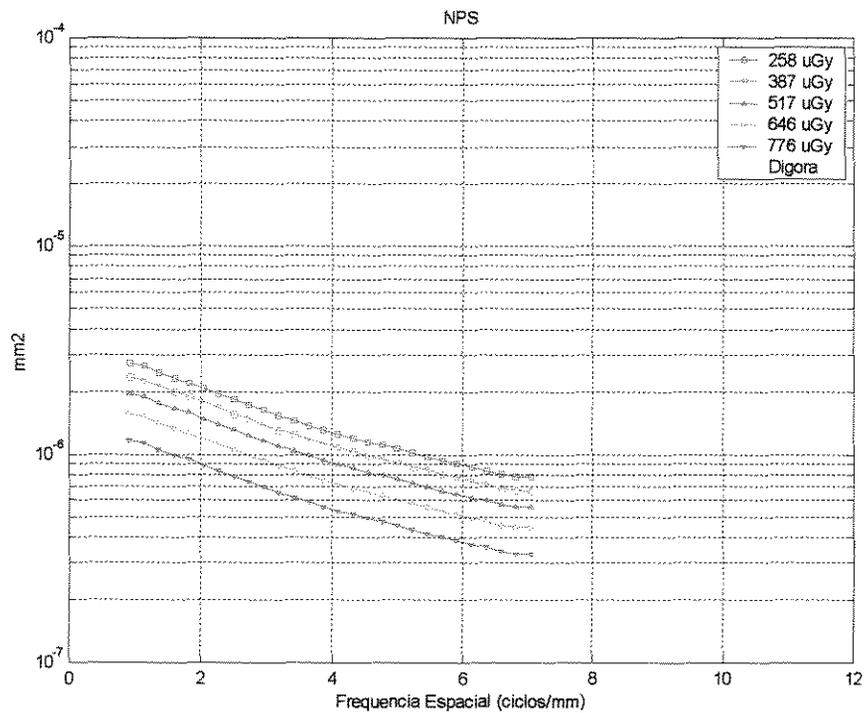


Gráfico 5.2.9. Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema Digora.

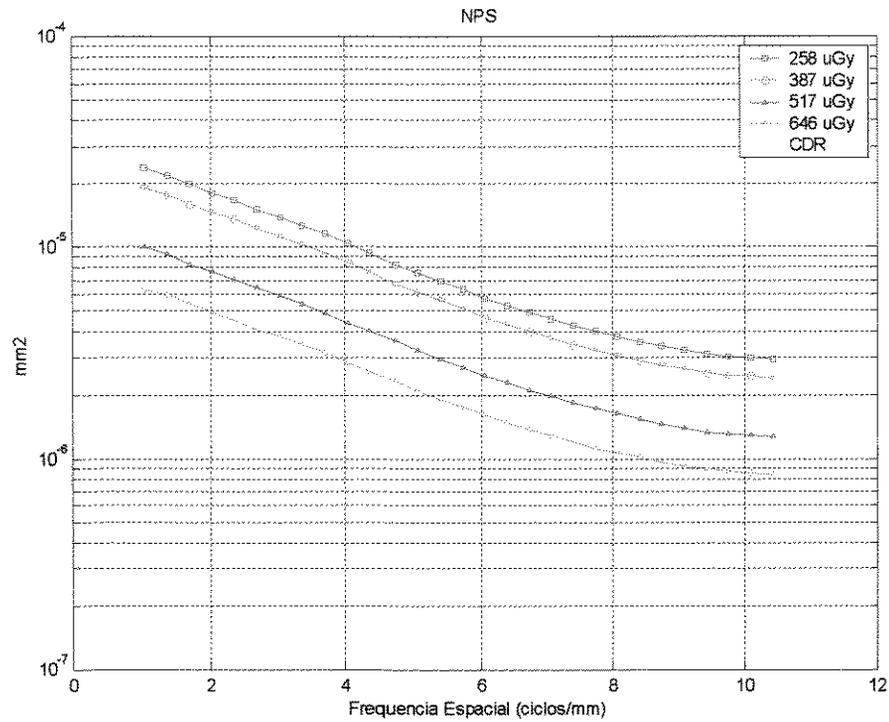


Gráfico 5.2.10. Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema CDR.

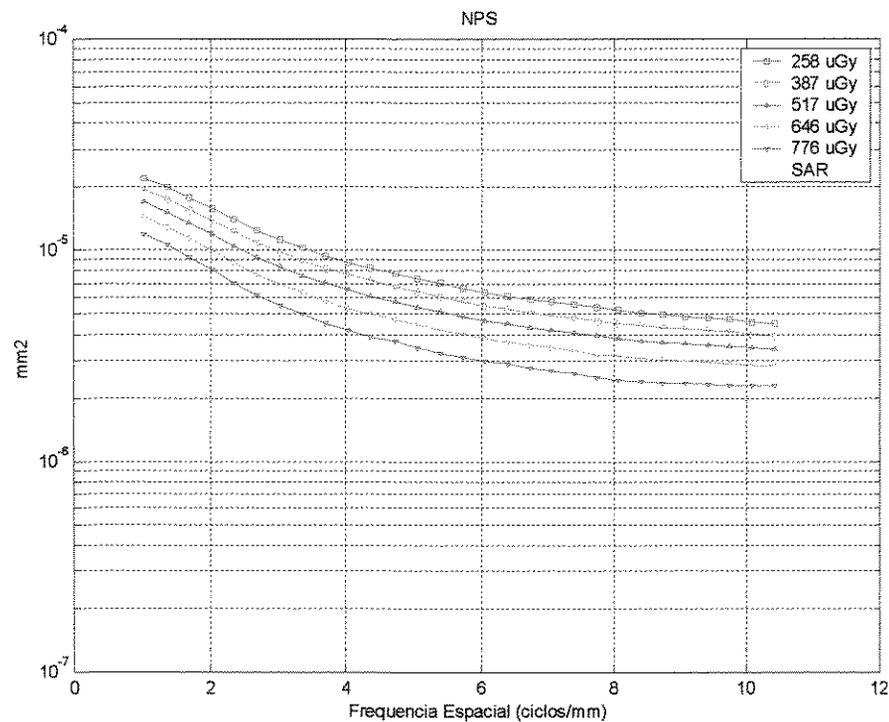


Gráfico 5.2.11. Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema Sens-A-Ray.



Observa-se mais claramente no Gráfico 5.2.12 que o sistema Digora apresenta o menor nível de ruído, seguindo pelo sistema DenOptix. Sob a dose de 387 μGy os sistemas baseados em CCD têm desempenhos semelhantes. Todavia, o sistema CDR apresenta menos ruído que o sistema S-A-R para frequências espaciais acima de 5 ciclos/mm.

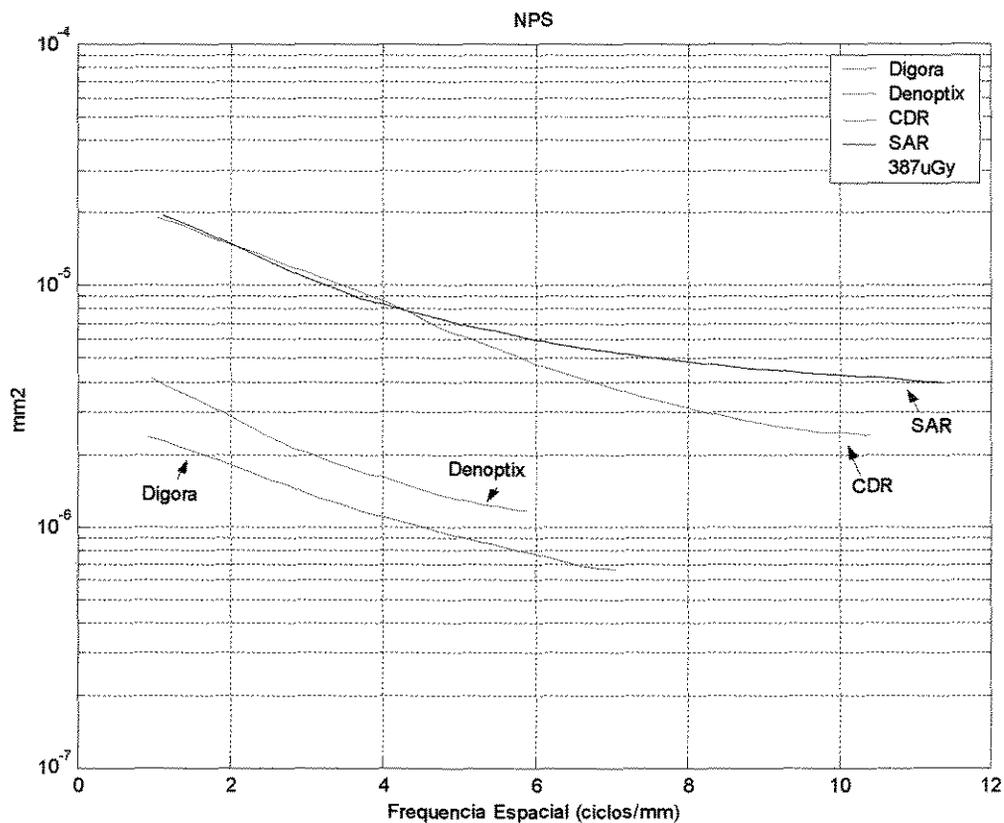


Gráfico 5.2.12. Comparação entre a densidade espectral de ruído dos sistemas avaliados para 387 μGy .

O Gráfico 5.2.13 apresenta a média do NPS em função da dose para os sistemas avaliados, para frequências de 1 a 12 ciclos/mm. Percebe-se que, em média, o sistema Digora é menos ruidoso, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e Sens-A-Ray.

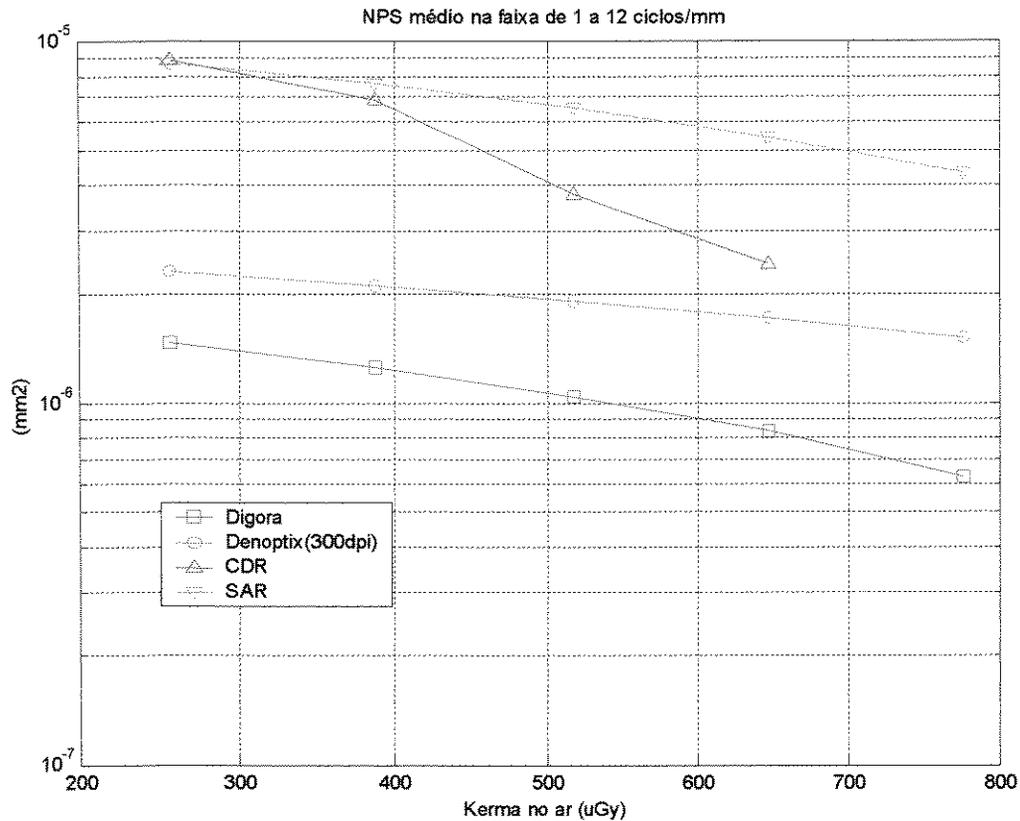


Gráfico 5.2.13. Comparação da densidade espectral de ruído média, no intervalo de 1 a 12 ciclos/mm, em função da dose, para os sistemas avaliados.

Desta forma, foi possível estimar a energia do ruído médio dos sistemas em relação ao sistema de pior desempenho, o sistema Sens-A-Ray. Dentro da faixa de exposições estudadas, o sistema Digora apresentou em média **16,07%** da energia de ruído do sistema Sens-A-Ray. Seguiram os sistemas Denoptix e CDR, com respectivamente, **29,35%** e **84,32%** da energia de ruído do sistema Sens-A-Ray.



5.2.3. Resolução

5.2.3.1. Avaliação pelo *Phantom* de Barras

Inicialmente, foi avaliada a resolução (em pl/mm) pela observação direta do perfil de níveis de cinza do *phantom* de barras. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 5.2.6, comparativamente as respectivas frequências de Nyquist.

Sistemas	Tamanho Pixel (μm)	f_{nyquist} (ciclos/mm)	Resolução (pl/mm)
CDR	048	10,42	10
Sens-A-Ray	044	11,36	10
DIGORA	071	07,04	7
DENOPTIX	085	05,88	7

Tabela 5.2.6. Comparação entre as resoluções dos sistemas estimadas por meio do *phantom* de barras.

Observa-se a concordância entre as estimativas da resolução, medida diretamente pela interpretação do *phantom* de barras, e a frequência de Nyquist. A única exceção é dada pela medida do sistema DenOptix. A estimativa realizada neste caso se situa acima da frequência de Nyquist, o que vai contra a teoria.

Deve-se lembrar que o critério de resolução pela avaliação direta de pares de linhas é função do ruído (BARRET & SWINDEL, 1981; HART & SMITH, 1992). Pode-se concluir que o ruído aleatório presente no par de linha de 7 ciclos/mm foi confundido pelo sistema com detecção do par de linha. Esse resultado indica que a interpretação do *phantom* de barras pode induzir resultados discrepantes.



5.2.3.2. Avaliação pelo Método da Borda

No segundo momento, foram estimadas as funções de transferência de modulação dos sistemas em estudo pelo método da borda, utilizando o *phantom* de resolução com inclinações entre 2° e 7° com as direções paralelas e perpendiculares ao eixo de extensão dos detectores de radiação. O resultado da análise do MTF é apresentado no Gráfico 5.2.14.

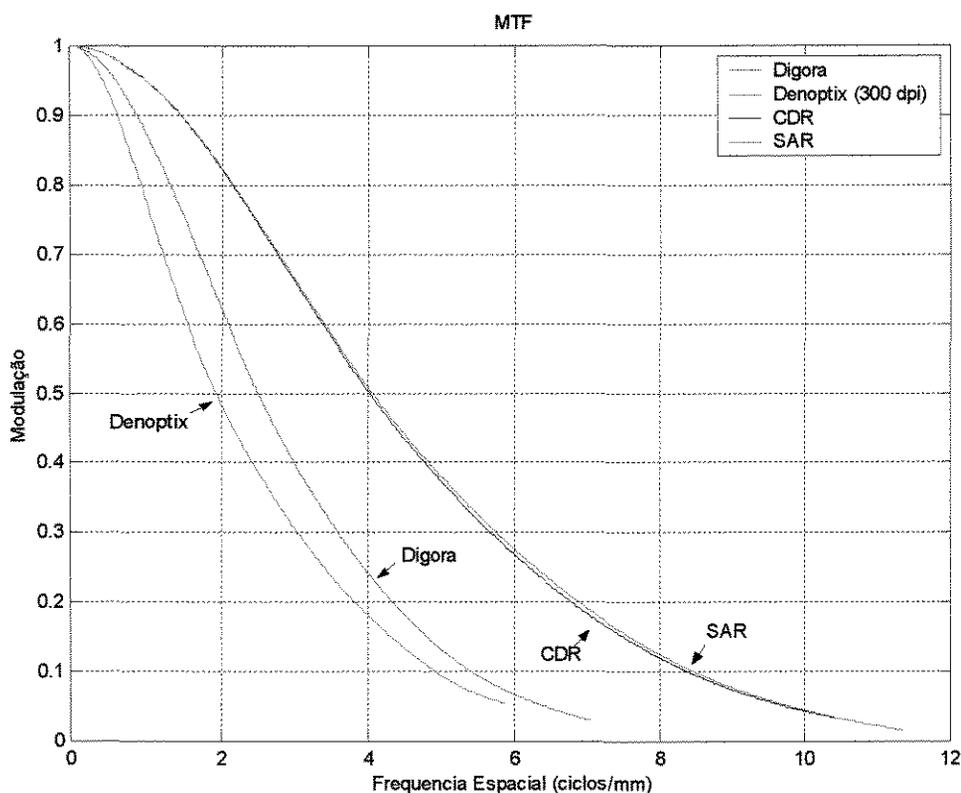


Gráfico 5.2.14. Comparação da função de transferência dos sistemas avaliados.

Em todo o espaço de frequência, os sistemas baseados em CCD apresentaram resoluções compatíveis, e superiores aos sistemas baseados em PF. Dentre os SAF, o Digora apresentou maior resolução que o DenOptix. A Tabela 5.2.7 ilustra a estimativa da resolução espacial por meio da largura



meia altura (FWHM) da LSF. Vemos que o sistema Sens-A-Ray apresenta maior resolução, sendo equivalente ao sistema CDR. Também é apresentada a frequência de corte do MTF para todos os sistemas.

Sistema	FWHM (mm)	Resolução (ciclos/mm)	f _{corte} (ciclos/mm)
CDR	0,0960	10,42	4,06
Sens-A-Ray	0,0960	10,41	4,01
Digora	0,1412	07,08	2,49
DenOptix	0.1862	05,37	1,93

Tabela 5.2.7. Comparação das resoluções dos sistemas avaliados, estimadas por meio do *phantom* de barras.

Os resultados obtidos pelo método da FWHM da LSF apresentam-se mais coerentes com os resultados obtidos pelas estimativas do MTF e com as frequências de Nyquist dos sistemas. Conclui-se, que a avaliação da resolução espacial por meio da FWHM é mais robusta por ser menos sensível ao ruído.

Pode-se observar que o Digora, DenOptix e S-A-R apresentam proximidade de suas resoluções e suas respectivas frequências de Nyquist, o que indica que o fator limitante da resolução é o tamanho do pixel. No caso do sistema CCD, pode-se concluir que a resolução é fortemente determinada pelas dimensões dos transistores e não pelos processos de formação e detecção da imagem. De outro modo, o tamanho do *pixel* dos sistemas baseados em PF não é condicionado pela dimensão de estruturas fixas, mas pela abertura focal do *laser*.

Os resultados mostram, ainda, que os sistemas CDR e S-A-R apresentam aproximadamente a mesma resolução, apesar do sistema S-A-R possuir um *pixel* menor. O sistema S-A-R apresenta resolução abaixo da frequência Nyquist, o que indica a presença de outros processos relevantes de



degradação na formação e detecção da imagem, sobre a transferência de amostragem.

O MTF pode ser linearizado e a linearidade das funções de transferências de modulação dos sistemas avaliados é vista no Gráfico 5.2.15. Note que tanto maior a resolução do sistema quanto menor for a inclinação da reta.

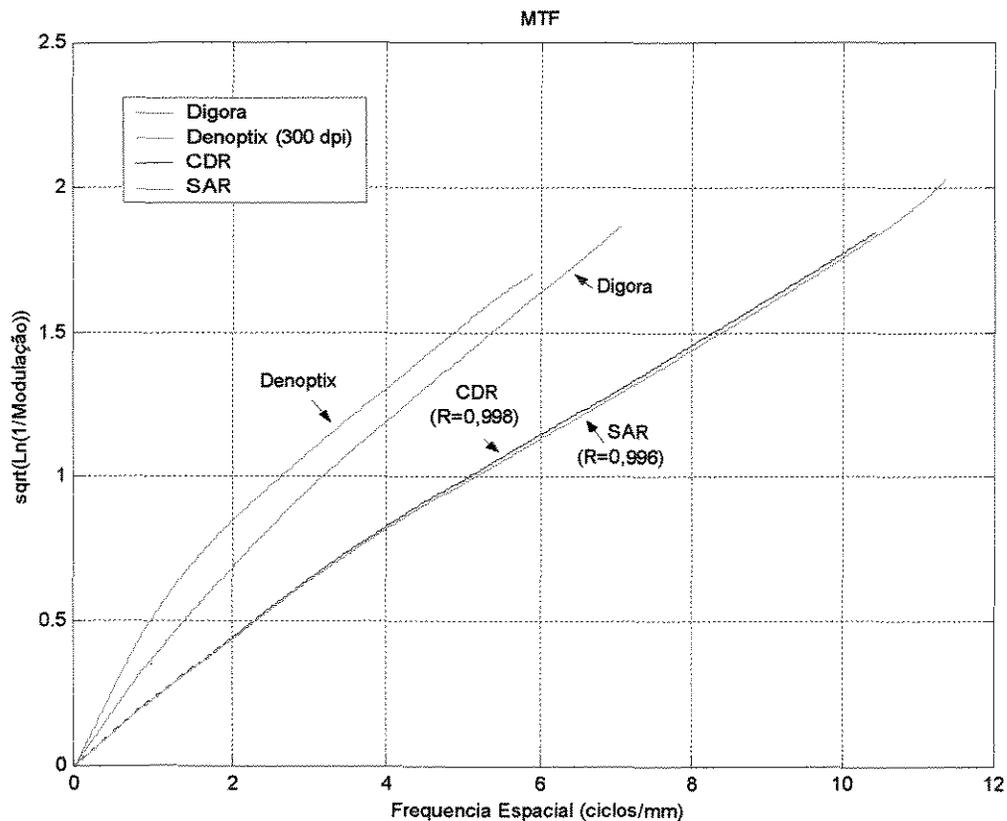


Gráfico 5.2.15. Comparação entre a função de transferência dos sistemas avaliados.

Observa-se que os sistemas baseados em CCD apresentam característica de transferência gaussiana ($R > 0,995$), enquanto os sistemas baseados em PF apresentam um desvio desta característica. Porém, os



sistemas baseados em PF, também, parecem convergir para uma característica gaussiana em frequências superiores a 2,5 ciclos/mm.

5.2.4. Parâmetros Derivados

5.2.4.1. Ruído Quântico Equivalente (NEQ)

Os Gráficos 5.2.16, 5.2.17, 5.2.18 e 5.2.19 apresentam o NEQ dos sistemas avaliados em função da dose de radiação. Foi observado um aumento do NEQ em todos os sistemas com o aumento da dose.

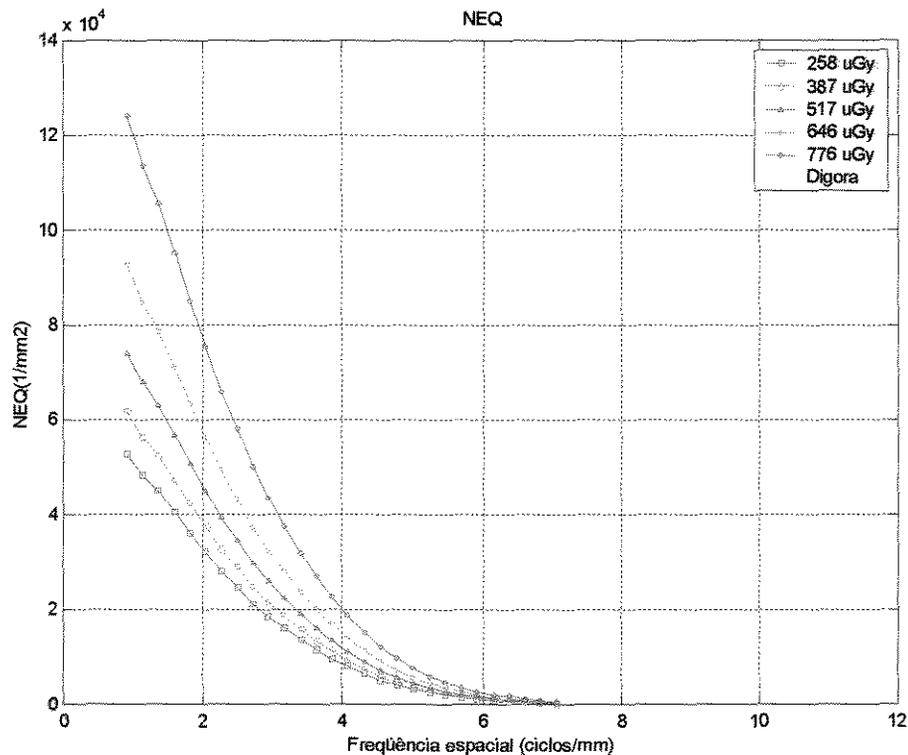


Gráfico 5.2.16. NEQ, em função da dose, no sistema Digora.

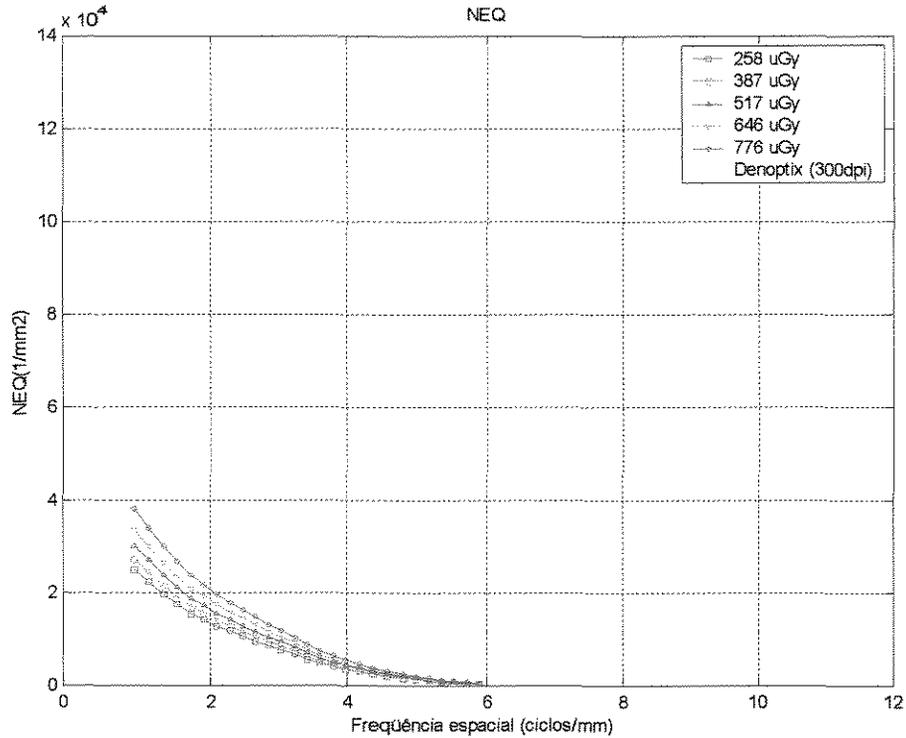


Gráfico 5.2.17. NEQ, em função da dose, no sistema DenOptix.

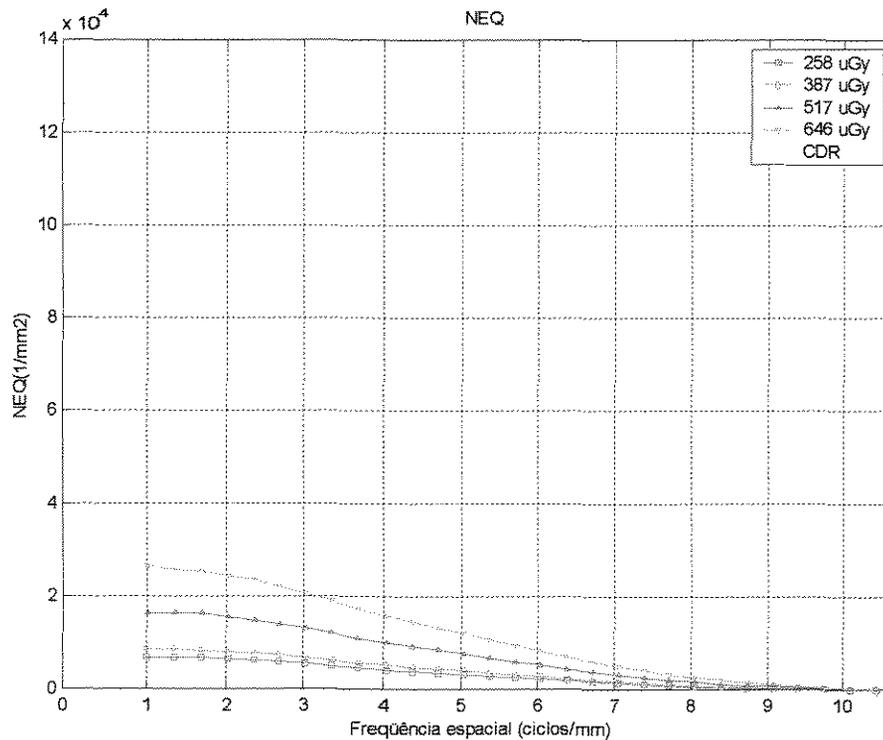


Gráfico 5.2.18. NEQ, em função da dose, no sistema CDR.

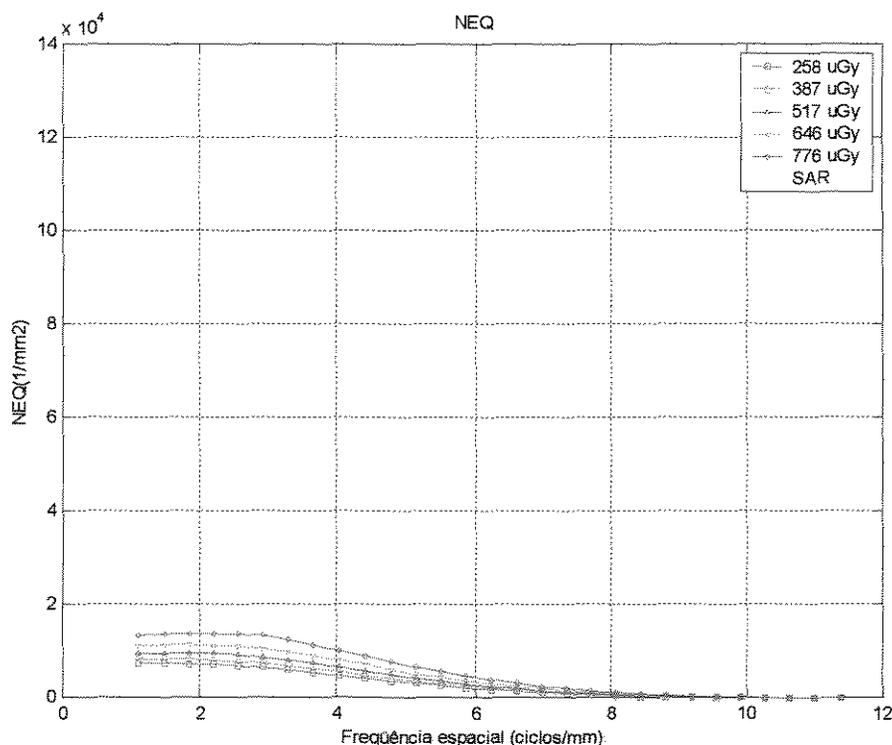


Gráfico 5.2.19. NEQ em função da dose, no sistema S-A-R.

Percebe-se uma clara conexão entre a redução do NPS e aumento do NEQ para todos os sistemas. Tal observação indica uma predominância do ruído de origem quântica em todos os sistemas. Observa-se, claramente, que o sistema Digora apresenta maior NEQ para qualquer dose até a frequência espacial de cerca de 4 ciclos/mm, seguido pelos sistemas DenOptix dentro da faixa de até 3 ciclos/mm. Desta forma, o sistema Digora possui maior habilidade para discriminar estruturas de baixo contraste (BRETTLER *et al.*, 1996).

A maior faixa de variação do NEQ em função da dose, também, foi obtida no sistema Digora, o que indica que este sistema é mais sensível ao



ruído quântico, ou seja, têm menor contribuição de ruído de outras fontes, tais como ruído eletrônico.

O NEQ é comprometido em altas frequências pelo decaimento da MTF, e tende a zero nos sistemas Digora e DenOptix, por volta, respectivamente, em 7 e 5,3 ciclos/mm, contra aproximadamente 10,5 ciclos/mm para os sistemas CDR e Sens-A-Ray.

5.2.4.2. Eficiência na Detecção de Quanta (DQE)

A eficiência na detecção de quanta, DQE, é determinada por meio da Equação $DQE = NEQ / \Phi$, onde Φ se traduz na fluência de fótons. Para tanto, é necessária a prévia estimativa dos parâmetros de ruído quântico equivalente (NEQ) e da fluência de fótons (Φ). Os resultados obtidos são vistos na Tabela 5.2.8.

Dose (μGy)	Φ (fótons/ mm^2)
258	$1,106.10^6$
387	$1,660.10^6$
517	$2,218.10^6$
646	$2,771.10^6$
776	$3,329.10^6$

Tabela 5.2.8. Relação entre dose e fluência de fótons.

Os Gráficos 5.2.20, 5.2.21, 5.2.22 e 5.2.23 apresentam o DQE dos sistemas avaliados em função da dose de radiação. Observa-se uma redução do DQE, em todos os sistemas, com o aumento da dose.

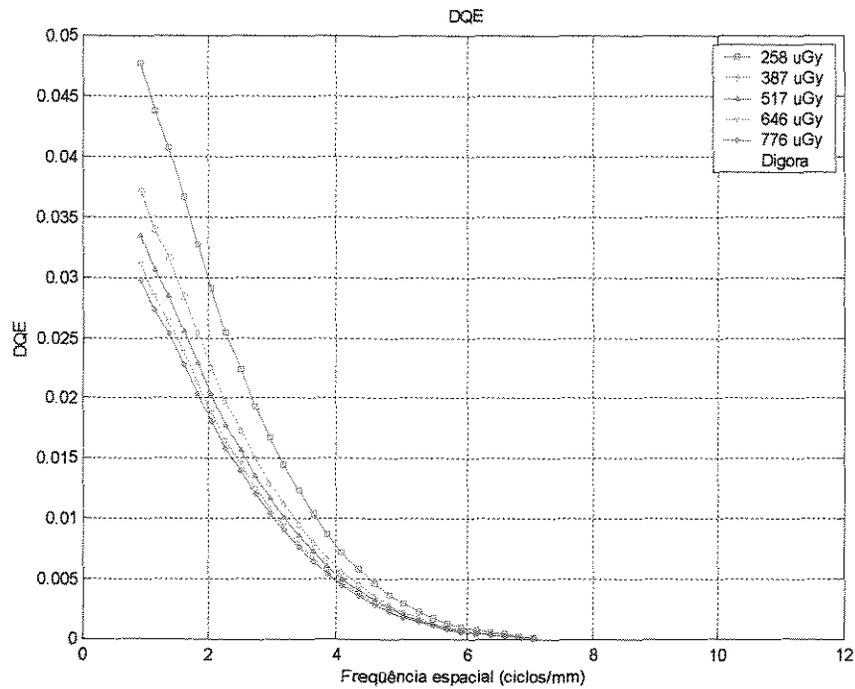


Gráfico 5.2.20. DQE, em função da dose, no sistema Digora.

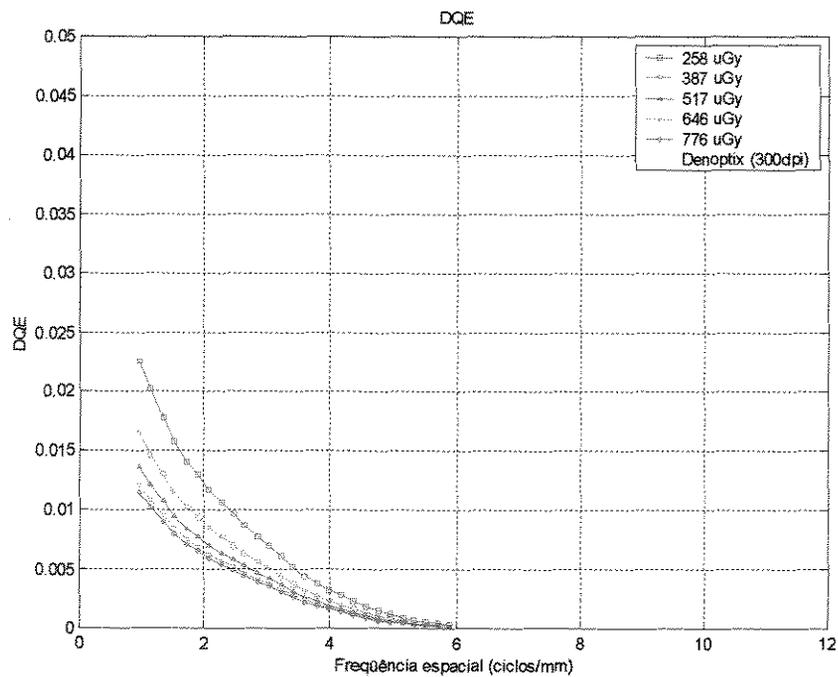


Gráfico 5.2.21. DQE, em função da dose, no sistema DenOptix.

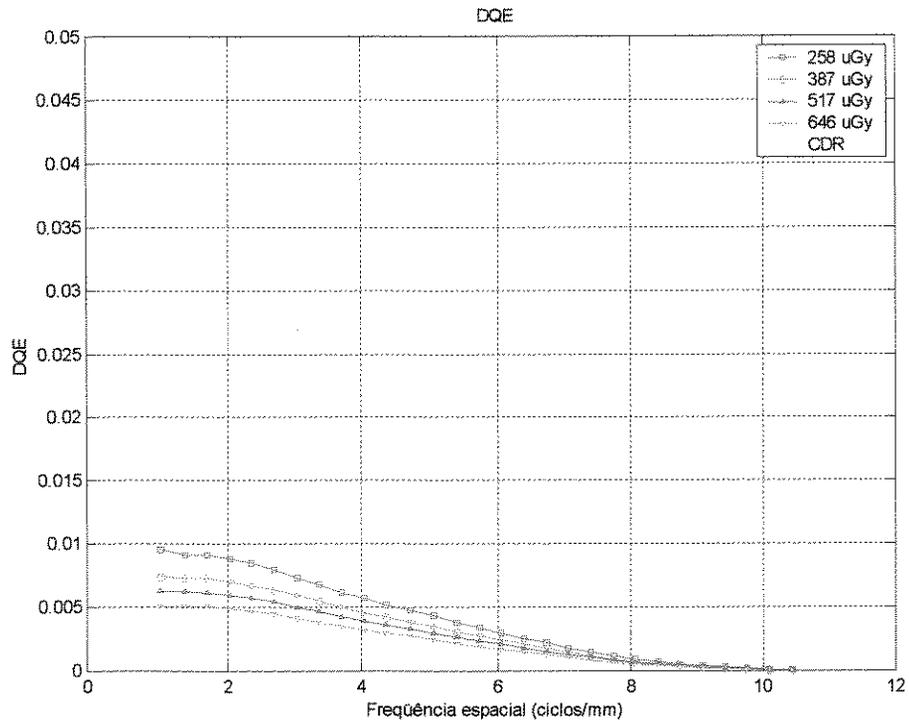


Gráfico 5.2.22. DQE em função da dose no sistema CDR.

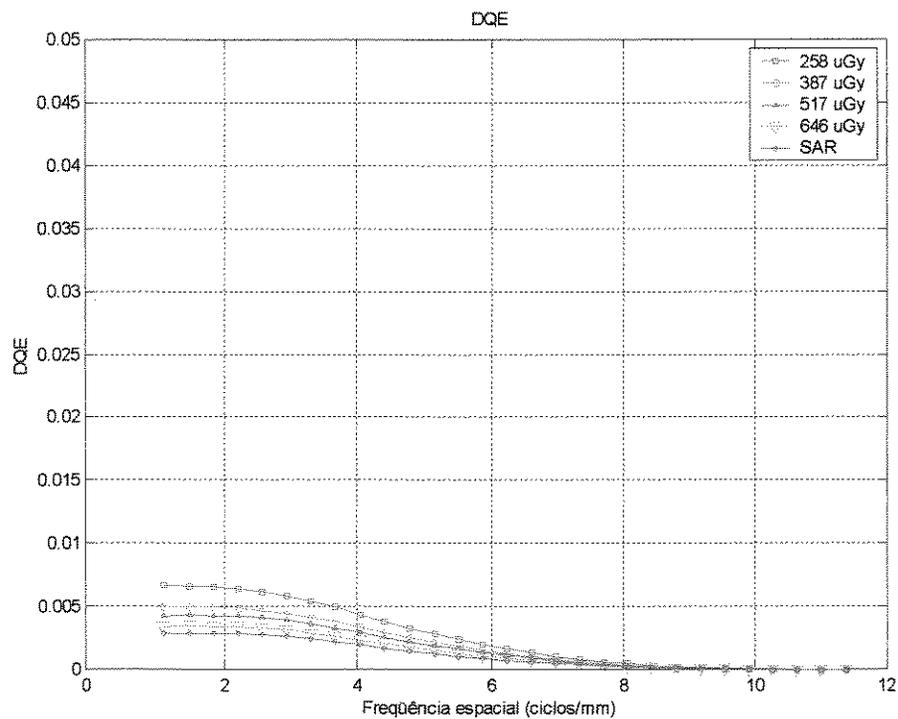


Gráfico 5.2.23. DQE em função da dose no sistema S-A-R.



Percebe-se, claramente, que o sistema Digora apresenta maior DQE para qualquer dose, seguido pelos sistemas DenOptix, CDR e S-A-R. Desta forma, o sistema Digora possui, potencialmente, a melhor imagem para doses baixas e conseqüentemente a maior habilidade de redução da dose.

No entanto, o Gráfico 5.2.24 mostra que o sistema Digora apresenta DQE superior em freqüências inferiores a 4,7 ciclos/mm. A partir dessa freqüência, os sistemas CCD apresentam maior eficiência na detecção de quanta, sendo eficientes em freqüências de até 10 ciclos/mm. O sistema DenOptix apresenta-se como um intermediário para baixas freqüências, tendo eficiência sempre inferior ao sistema Digora, mas superior aos CCD até a o nível de 3,1 ciclos/mm.

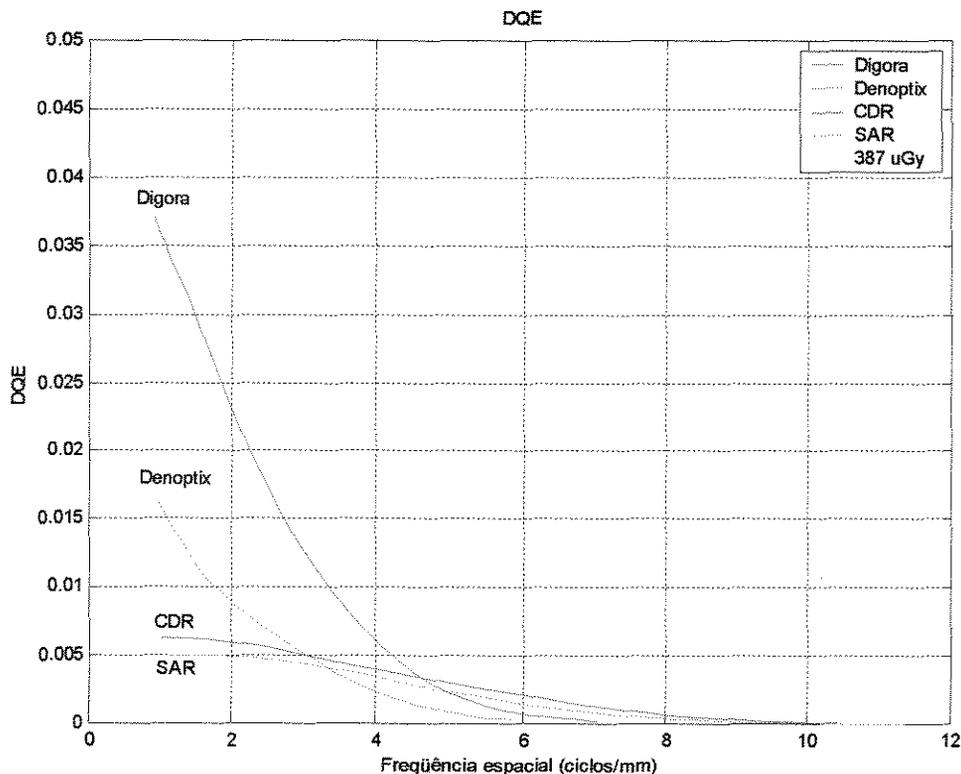


Gráfico 5.2.24. Comparação do DQE dos sistemas avaliados na dose de 387µGy.



O Gráfico 5.2.25 apresenta a média do DQE em função da dose para os sistemas avaliados. Percebe-se que, em média, o sistema Digora é mais eficiente na detecção de quanta, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e Sens-A-Ray.

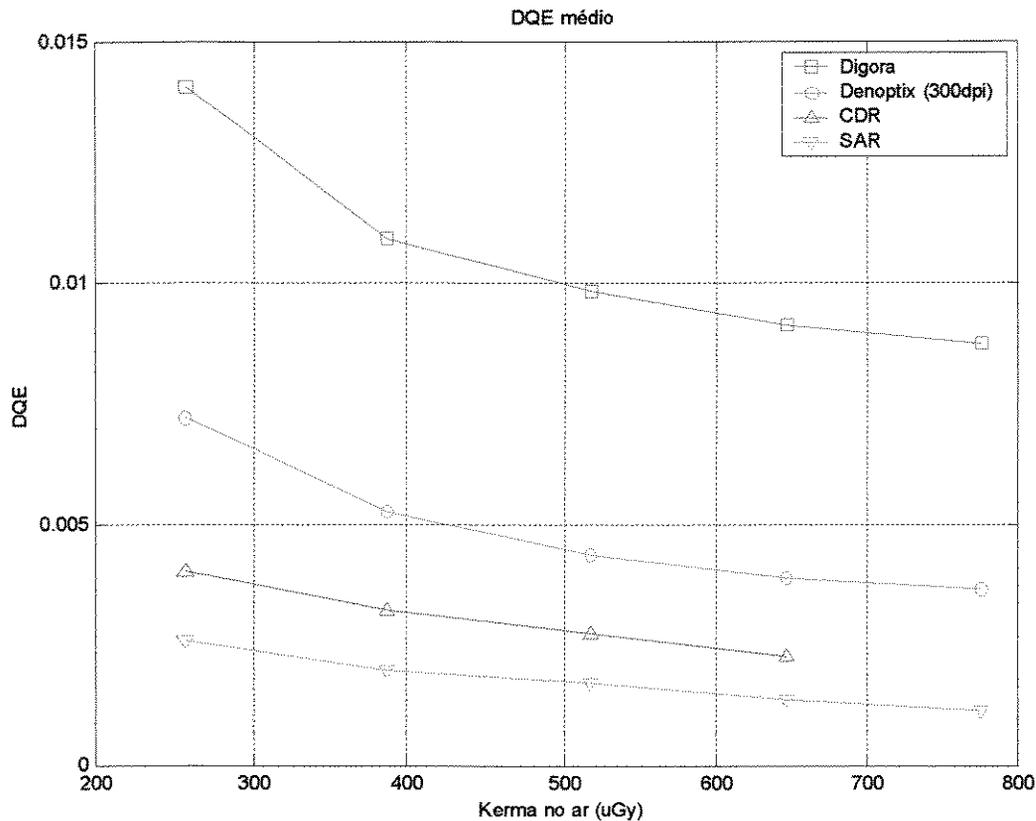


Gráfico 5.2.25. Comparação da média do DQE fornecido pelos sistemas avaliados.

O DQE expressa uma relação entre a relação sinal ruído quadrática da imagem resultante em função da dose. Portanto, pode-se estimar a redução da dose pela comparação do DQE, ou seja, pela comparação da dose necessária para a obtenção de uma dada relação sinal/ruído média na imagem (BRETTLE *et al.*, 1996 ; WORKMAN & BRETTLE, 1997). Dessa forma, foi possível estimar a possibilidade de comparação de dose em relação ao sistema de mais baixo desempenho na detecção de quanta, o sistema Sens-A-Ray.



Dentro da faixa de exposições estudadas, o sistema Digora proporcionou, a possibilidade de redução da dose entre 81,60% e 86,90%. Da mesma forma, o sistema Denoptix apresentou entre 60,52% e 68,76% de redução da dose e o sistema CDR apresentou entre 35,70% e 38,98%.

5.2.4.3. Relação Sinal Ruído (SNR) – 2ª ordem

Para estimativa da relação sinal ruído de segunda ordem, SNR, é necessária a prévia estimativa do parâmetro ruído quântico equivalente NEQ. Os Gráficos 5.2.26, 5.2.27, 5.2.28 e 5.2.29 apresentam o SNR dos sistemas avaliadas sobre a dose de radiação de 517 μGy , e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.

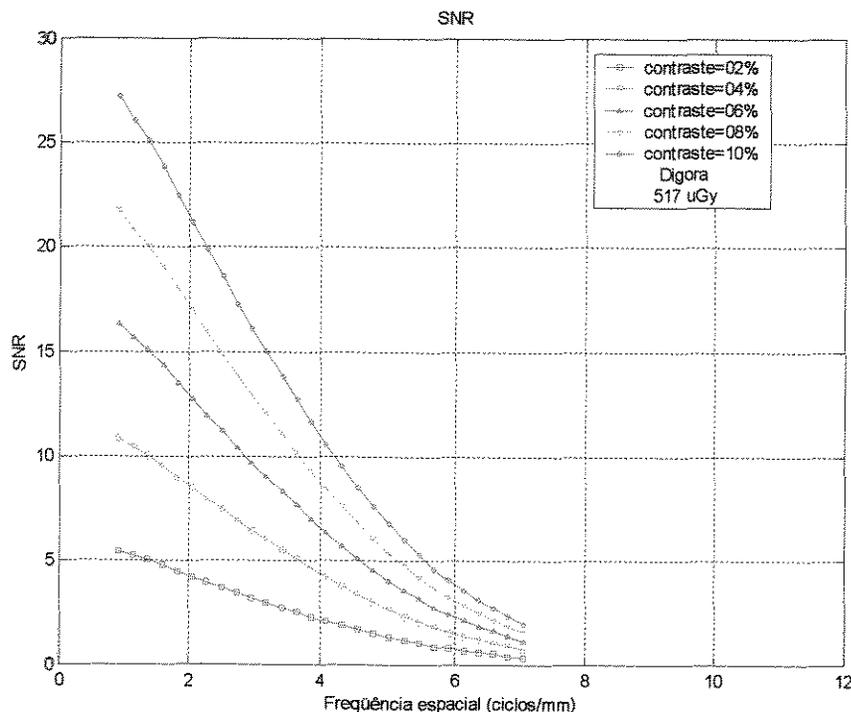


Gráfico 5.2.26. SNR para o sistema Digora, com exposição de 517 μGy , e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.

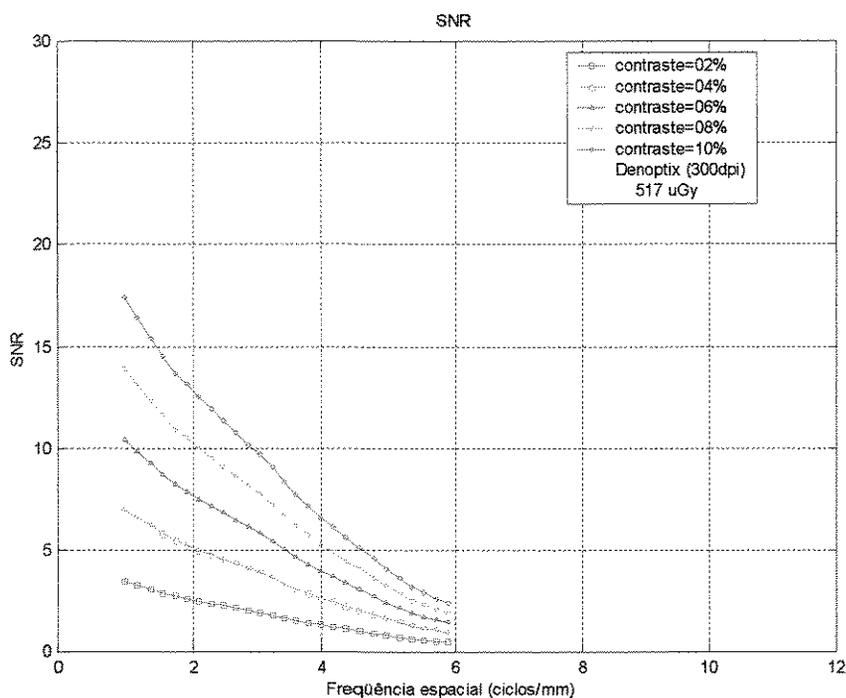


Gráfico 5.2.27. SNR para o sistema DenOptix, com exposição de 517 μ Gy e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio

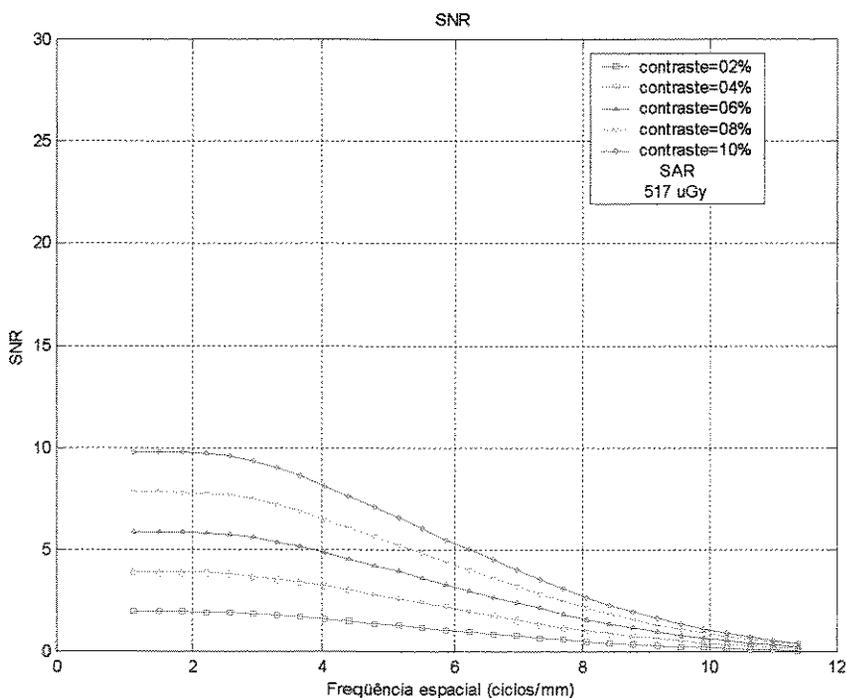


Gráfico 5.2.28. SNR para o sistema S-A-R, com exposição de 517 μ Gy e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.

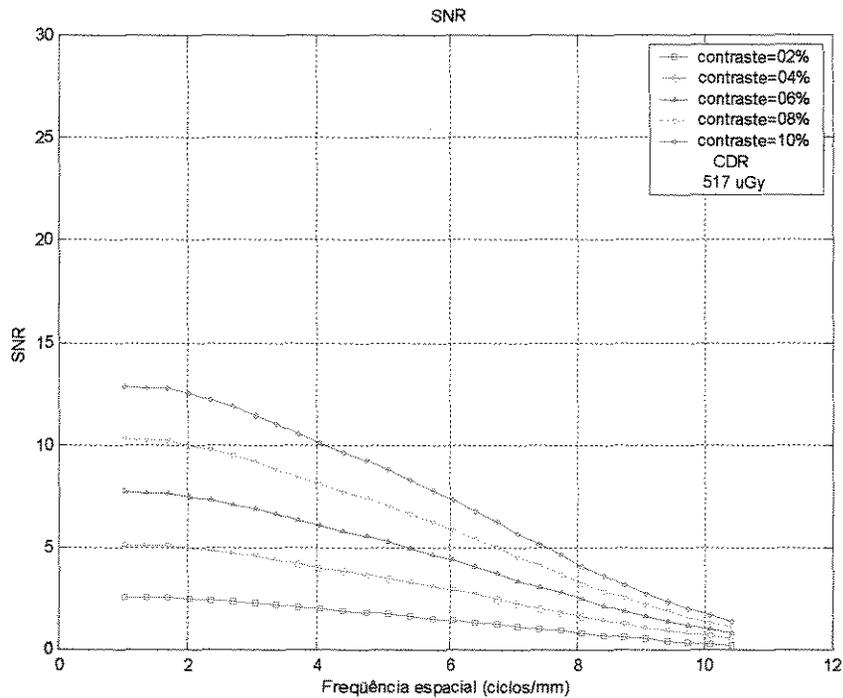


Gráfico 5.2.29. SNR para o sistema CDR, com exposição de 517 µGy e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.

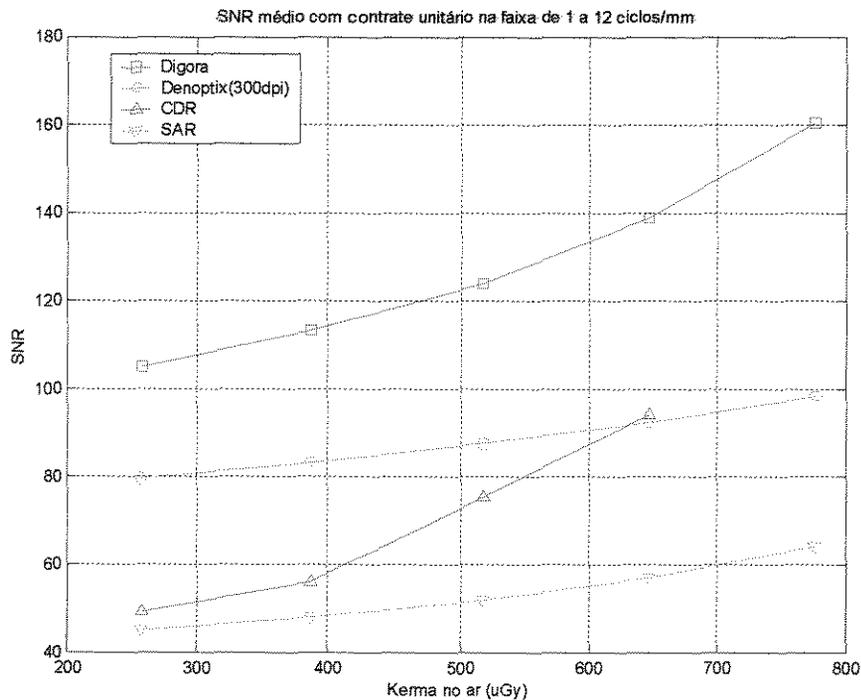


Gráfico 5.2.30. Comparação do SNR médio dos sistemas, em função da dose, com contraste unitário.



O sistema Digora possui SNR superior para qualquer contraste escolhido. Dessa forma o sistema Digora apresenta a maior habilidade para discriminar estruturas de baixo contraste. O Gráfico 5.2.31 apresenta o SNR para os sistemas Digora e DenOptix, submetidos a diferentes níveis de contraste.

Pode-se observar facilmente, que quando submetidos a diferentes níveis de contraste, o DenOptix, cujo contraste estava maior, foi capaz de apresentar maior SNR que o Digora, de contraste menor. Assim, fica registrada, de forma evidente a grande influência do contraste da imagem no SNR da imagem.

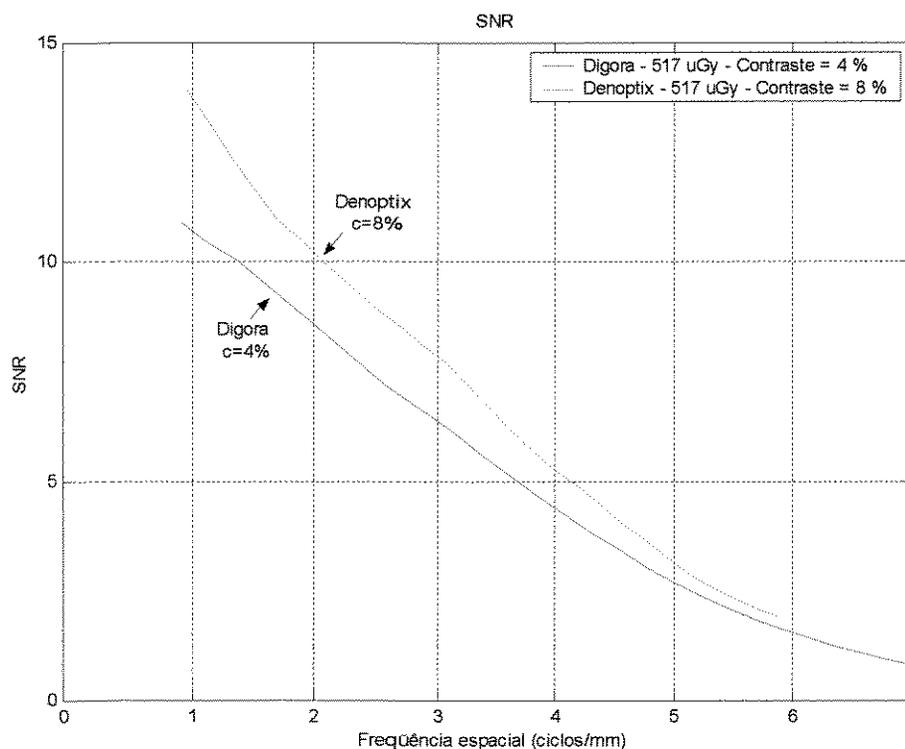


Gráfico 5.2.31. SNR para os sistemas Digora e DenOptix, com exposição de 517 μ Gy e contraste, respectivo, de 4% e 8% em relação ao sinal médio.



6. DISCUSSÃO

A avaliação da “qualidade de imagem” de sistemas radiográficos se constitui em uma tarefa de difícil conceituação em virtude da complexidade de condições que envolvem a concepção de seu significado, abrangendo aspectos clínicos e performances físicas. Como uma boa forma de retratar a qualidade de imagem, cita-se KUNDEL (1986) que menciona: “A qualidade de imagem consiste de três fatores: 1) fidelidade da imagem; 2) capacidade de informação da imagem; e 3) atratividade da imagem. Todos estes fatores devem ser avaliados como relevantes. A fidelidade da imagem se refere à precisão de reprodutibilidade das estruturas o que pode ser analisado quantitativamente por meio de alguns parâmetros físicos. A capacidade de informação da imagem pode ser verificada por meio das informações que ela contém, que está aparentemente relacionada com a precisão de diagnóstico. A atratividade da imagem se aplica ao seu valor estético, com grande dificuldade de ser analisado, apesar de se constituir de um valor relevante. Isto porque, a aceitabilidade do profissional em relação à imagem exibida, às vezes, depende preponderantemente do seu valor estético, ao invés de sua fidelidade e capacidade de informação”. A primeira parte do conceito de imagem do referido autor foi realizada nesta pesquisa por meio da análise objetiva. Evitando-se, aqui, que a parte relativa a análise subjetiva ficasse restrita ao último fator, estabeleceu-se critérios para a classificação das imagens (Apêndice 9), determinando-se como a tarefa de diagnóstico deste estudo a análise desses critérios, que se constituem para o radiologista em parâmetros básicos de avaliação no momento da elaboração de um laudo radiográfico.



BORG & GRÖNDAHL (1996a) destacam: “Embora a análise subjetiva da qualidade da imagem não deva corresponder totalmente às necessidades clínicas de diagnóstico, ela pode ser usada como parâmetro para um estudo comparativo entre sistemas. Isto é particularmente verdadeiro, quando os avaliadores são instruídos para observar a importância de diagnóstico das estruturas presentes, ao invés, da estética da imagem”. Isto foi pleiteado neste trabalho por meio da calibração dos avaliadores, e a boa assimilação das instruções a eles designadas foi confirmada por meio dos bons resultados da análise estatística da calibração (Anexo 1), o que nos assegurou confiabilidade na metodologia traçada e, mais especificamente, na padronização das avaliações.

Na literatura revista não foi encontrada a descrição de um sistema objetivo de avaliação automática com a abrangência do sistema integrado aqui empregado. É de grande relevância ser mencionado que o esforço das empresas no aprimoramento de seu sistemas não foi acompanhado da disponibilidade de pacotes computacionais que facilitassem uma avaliação entre sistemas concorrentes, ou até mesmo um controle de qualidade *intra* sistema. Cada autor desenvolve seus próprios algoritmos de estimativa de DQE e a falta de padronização entre as diferentes técnicas termina por dificultar as comparações entre os sistemas. WANG *et al.* (2001) desenvolveram um sistema integrado para avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem baseados em SAF. Entretanto, esse sistema não era capaz de avaliar a curva sensitométrica, o fator gama ou qualquer outro parâmetro de segunda ordem. KAWASHITA *et al.* (2001) produziram um pacote computacional para estimativa do MTF em sistemas radiográficos digitais pelo método de resposta a borda, porém, a avaliação isolada desse



parâmetro não é suficiente para fornecer um perfil da eficiência técnica de um sistema.

A literatura descreve certos parâmetros físicos como bons representantes da qualidade da imagem (COWEN *et al.*, 1993; WELANDER *et al.*, 1993; BRETTLE *et al.*, 1996; ICRU, 1996; MONDOU *et al.*, 1996; HUDA *et al.*, 1997; WORKMAN & BRETTLE, 1997; STAMATAKIS *et al.*, 1999; YOSHIURA *et al.*, 1999b; STAMATAKIS *et al.*, 2000), destacando-se os já referidos na revisão da literatura, na seção 2.3. Conforme pôde ser observado no capítulo referente à metodologia, todos esses parâmetros foram avaliados nesta pesquisa, por meio do Sistema Integrado empregado, onde se observou uma grande concordância entre as estimativas obtidas. Isso assegurou a segurança necessária dos dados fornecidos. A única exceção se constituiu na medida da resolução do sistema Denoptix em 300 dpi por meio da interpretação do *phantom* de barras, o que foi contornado, frente aos resultados obtidos pela aplicação do método da borda, que se apresentaram como prontamente coerentes. Frente à coerência dos resultados fornecidos, aliada, sobretudo, à validação efetuada dos *phantoms* e pacote computacional empregados, pôde-se trabalhar com grande confiabilidade nos resultados objetivos alcançados.

Os resultados objetivos apresentaram, de um modo geral, as resoluções dos sistemas aproximadas de suas frequências de Nyquist. Pôde-se concluir que o fator limitante da resolução dos sistemas avaliados foi a função de transferência de amostragem, determinada diretamente pelo tamanho do *pixel*.

Em concordância com a literatura (ver Apêndices 3 e 4), os sistemas CCD exibiram-se com uma maior resolução espacial e, por conseguinte, maior



MTF que os SAF. Isto seria esperado em virtude do MTF ser significativamente dependente do tamanho do pixel do sistema (SVANAES *et al.*, 1996; HUDA *et al.*, 1997; BORG *et al.*, 2000a; STAMATAKIS *et al.*, 2000). O Sens-A-Ray e o CDR se equipararam, por volta de 10 pl/mm, enquanto que o Digora apresentou-se com 7 pl/mm e conseqüentemente, resolução espacial maior que a do DenOptix de 5,3 pl/mm (Tabela 5.2.7). Entretanto, os resultados da análise subjetiva mostraram que em nenhuma das 70 condições empregadas (14 TE x 5 objetos) os sistemas CCD se apresentaram com imagens significativamente melhores que as dos SAF, porém, o contrário se repetiu várias vezes, até mesmo dentro do mesmo objeto.

Portanto, pôde-se depreender que a resolução não é um fator “chave” na qualificação da qualidade de imagem de um sistema. Isto pode ser facilmente comprovado, em razão dos sistemas CCD não terem se apresentado subjetivamente com melhor qualidade de imagem que os SAF, em que pese maior MTF. Corroborando com a referida afirmação cita-se WELANDER *et al.* (1994), que ressaltam: “O MTF de um sistema radiográfico não pode ser diretamente relacionado com as informações contidas na imagem e seu campo de diagnóstico”.

A explicação para tal, está baseada no fato de que o limite “superior” de freqüência espacial, onde as informações de diagnóstico são visualmente reconhecidas, é de aproximadamente 6 a 7 ciclos/mm (KASHIMA, 1995). Além disso, as informações radiográficas que tem sua importância no diagnóstico são provavelmente encontradas dentro de uma amplitude de freqüência espacial de 5 ciclos/mm ou menor (KASHIMA *et al.*, 1994). Tal condição pode ser comprovada frente aos resultados desta pesquisa, onde se



depreendeu que, os registros radiográficos de importantes estruturas anatômicas de uma tradicional radiografia intrabucal (critérios de análise – Apêndice 9) estão situados dentro de uma amplitude de frequência espacial de até 5,3 ciclos/mm. Isso porque, essa foi a máxima frequência do DenOptix, e que apesar de ter se exibido como a mais baixa resolução dentre os sistemas avaliados, apresentou-se como o sistema de maior número de maiores médias. Em concordância, cita-se o trabalho de KASHIMA (1995) em que foram avaliados seis, dos sete acidentes anatômicos analisados nesta pesquisa (Apêndice 9), e cuja detecção destas estruturas ocorreu dentro de uma amplitude de até 5 ciclos/mm.

Para uma lima tamanho 10, cuja ponta é de 0,1 mm de largura, que equivale a um diminuto registro radiográfico, a frequência espacial corresponde a 5 ciclos/mm, e a de tamanho 15 corresponde a 3,3 ciclos/mm (VANDRE *et al.*, 2000). VANDRE *et al.* (2000) citam: “Para medidas efetuadas com limas nº10 e nº15, parece que o MTF não pode, isoladamente, prognosticar o nível de eficiência de um sistema (VANDRE *et al.*, 2000). Outros autores citam a resolução espacial do Digora, de aproximadamente 7 lp/mm, como suficiente para as tarefas de diagnóstico (LUOSTARINEN *et al.*, 1995; SVANAES *et al.*, 1996; HUDA *et al.*, 1997; STAMATAKIS *et al.*, 2000). STAMATAKIS *et al.* (2000) ressaltam: “O tamanho do pixel do Digora é relativamente grande comparado com outros sistemas digitais, entretanto, o MTF exhibe propriedades típicas na amplitude de frequência acima de cerca de 3 ciclos/mm, onde a maioria das informações de diagnóstico provavelmente estão representadas”.

Em função da densidade espectral de ruído (NPS) se constituir na maneira mais rigorosa e apropriada para caracterizar a força de um ruído



radiográfico, por representar a quantidade de ruído em diferentes frequências espaciais na imagem registrada (COWEN *et al.*, 1993; WELANDER *et al.*, 1995a; BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997;), o enfoque do ruído será aqui retratado em cima dessa grandeza.

Os resultados objetivos apresentaram o sistema Digora com o menor nível de ruído, seguido pelo DenOptix, CDR e Sens-A-Ray, podendo-se observar isso, claramente, nos Gráficos 5.2.12. e 5.2.13. Em acordo com a literatura (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997), nota-se, também, por meio dos referidos gráficos e dos demais da seção 5.2.2.2.1, que o NPS diminui com o aumento da frequência espacial e com o aumento do TE. Em relação ao primeiro, isto ocorre principalmente devido a influência do MTF do sistema. No que diz respeito ao segundo, pode-se depreender que o ruído mensurado está fortemente relacionado com o ruído quântico, que é diretamente vinculado ao número de quanta (BRETTLE *et al.*, 1996).

Igualmente com esses resultados, trabalho anterior (BORG *et al.*, 2000a) cita o ruído do Digora como menor que o do DenOptix e ainda, o ruído dos SAF como inferior aos dos sistemas CCD. Também, em concordância, KASHIMA (1995), menciona: “Quando comparado com os sistemas CCD, o Digora fornece imagens com menor ruído e maior qualidade”.

Conforme citação anterior (seção 2.3.5), várias são as fontes ruído que degradam a imagem radiográfica (COWEN *et al.*, 1993; WELANDER *et al.*, 1993; WELANDER *et al.*, 1995a; YOSHIOKA *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997). A relativa importância de cada fonte de ruído dependerá do nível do sinal. Uma importante consideração, a ser aqui efetuada, encontra-se diretamente relacionada a escala dinâmica dos sistemas. Como as placas de fósforo apresentam uma grande escala dinâmica, observou-se que, com o



aumento da exposição, dentro dos limites empregados neste estudo, não houve praticamente degradação da imagem.

Examinando-se detalhadamente, as tabelas de comparações das médias dos sistemas para cada um dos objetos avaliados, nota-se que os quatro sistemas do estudo ofereceram imagens sem diferença estatística de qualidade radiográfica dentro de uma faixa limitada de exposição. Essa situação se repetiu para os objetos “região de canino”, “escala de densidade”, “região de incisivo”, “região de molar” e “região de pré-molar” respectivamente em 2, 7, 7, 5 e 4 diferentes tempos, dentre os 14 empregados. Nota-se, ainda, avaliando as referidas tabelas, que para o tempo de 8 pulsos ($0,13 \text{ s} = 373 \mu\text{Gy}$) os sistemas não ofereceram diferenças estatísticas em suas qualidades de imagem em todos os objetos empregados. Comportamento similar foi o encontrado para o tempo de 10 pulsos ($0,16 \text{ s} = 466 \mu\text{Gy}$), onde todos os sistemas também não ofereceram diferença estatística para todos os objetos de regiões anatômicas. Portanto, pode-se deduzir que nesta faixa de exposição, o DenOptix, o Digora, o CDR e o Sens-A-Ray são potencialmente capazes de fornecer imagens com qualidade radiográfica que não diferem significativamente entre si.

A partir de 12 pulsos ($0,2 \text{ s} = 560 \mu\text{Gy}$) o S-A-R começa a fornecer uma queda progressiva de desempenho para todos os objetos, o que também ocorreu com o CDR na “região de canino”, “escala de densidade” e “região de incisivo”. Para os objetos “região de molar” e “região de pré-molar” isto se sucedeu com o TE de 15 pulsos ($0,25 \text{ s}$ ou $700 \mu\text{Gy}$).

Nos tempos de 21 ($0,35 \text{ s} = 980 \mu\text{Gy}$), 24 ($0,4 \text{ s} = 1.120 \mu\text{Gy}$) e 30 pulsos ($0,5 \text{ s} = 1400 \mu\text{Gy}$) teve-se a formação de dois grupos estatisticamente diferentes: o grupo dos SAF e dos CCD, onde os primeiros oferecem médias



bem superiores aos segundos. Inicialmente, tais características não podem ser utilizadas de forma apropriada, na conceituação de uma melhor qualidade de imagem dos SAF sobre os CCD, e sim, comprovar a reduzida escala dinâmica dos CCD e, por conseguinte, a grande influência do tempo sobre a qualidade radiográfica desses sistemas.

Desses resultados subjetivos depreende-se que, nos sistemas CCD, da faixa de 15 pulsos (0,25s ou 700 μ Gy) para cima, a corrente escura de ruído, citada por vários autores como dependente do TE (WELANDER *et al.*, 1993; YOSHIOKA *et al.*, 1996; YOSHIURA *et al.*, 1999c), se tornou soberana sobre o ruído quântico, reduzindo a resolução de contraste (HARADA *et al.*, 1995) e por conseguinte, a escala dinâmica (NELVIG *et al.*, 1992; WELANDER *et al.*, 1993), e assumindo um papel de grande importância na degradação da imagem.

É conhecido em imagem digital que quando o tamanho do pixel diminui o ruído relativo do sinal aumenta (SVANAES *et al.*, 1996), pois quando as dimensões do pixel são reduzidas existe um menor registro do sinal por pixel (HAYAKAWA *et al.*, 1999). SVANAES *et al.* (1996) citam: “O tamanho do pixel ideal será aquele de tamanho pequeno suficiente para permitir um nível aceitável de precisão no diagnóstico”. Por meio da Tabela 5.2.6 pode-se evidenciar os tamanhos dos pixels dos sistemas CCD em menores dimensões que os dos SAF, e essas condições, também, se mostraram sem significância frente aos resultados encontrados.

Importante ser destacado, que um tamanho de pixel menor e uma resolução maior são armas de *marketing* freqüentemente ressaltadas pelos fabricantes de sistemas CCD, mas que nas condições empregadas deste trabalho, se mostraram irrelevantes para conduzir os sistemas CCD a



apresentarem uma melhor qualidade de imagem sobre os SAF. Destaca-se, ainda, que o desempenho melhor do CDR sobre o Sens-A-Ray, pode ser explicado parcialmente, pela maior nível de ruído apresentado pelo último, conforme se pôde aqui constatar.

HAYAKAWA *et al.* (1996a) citam: “Uma exposição ideal é necessária para obter a maior diferença nos valores dos pixels quando consideramos sistemas CCD”. Estas condições podem ser comprovadas nos resultados desta pesquisa, onde após os sistemas CDR e Sens-A-Ray terem fornecido as imagens de melhor qualidade, que dependendo do objeto se situavam em torno do intervalo de 4 a 12 pulsos (0,06 a 0,2 s ou 186 a 560 μ Gy), tendiam a uma perda progressiva e acentuada de qualidade radiográfica. Por conta disso, os sistemas CCD devem trabalhar com o TE logo abaixo do ponto máximo de sua qualidade de imagem, pois acima deste TE eles tenderão a uma perda rápida de qualidade (KUNZEL & BENZ, 1997).

Em relação a escala dinâmica, o comportamento dos SAF são antagônicos ao dos CCD, podendo-se citar HUDA *et al.* (1997) que se referindo a placa de fósforo, citam: “Radiografias que se apresentem limitadas pelo ruído, podem ter uma melhora do SNR, pelo aumento do tempo de exposição, com conseqüente redução do ruído da imagem”. Em concordância, KASHIMA (1995) menciona: “É geralmente entendido que o ruído em áreas de baixa dose tem uma substancial influência no diagnóstico radiográfico visual”.

Essas afirmações estão, portanto, de acordo com os nossos resultados, pois a limitação do ruído se traduz numa melhora da qualidade da imagem. Entretanto, é importante destacar que esta condição é possibilitada pelos SAF em virtude da ampla escala dinâmica que apresentam, o que contrariamente,



não pode ocorrer com um sensor CCD, em função de sua reduzida escala dinâmica.

Com a descrição desses resultados tem-se suporte para mostrar uma tendência de comportamento similar das placas de fósforo entre si, assim como dos sensores CCD. Entretanto, observando-se as tabelas de análise canônica do modelo de regressão adotado, para todos os objetos, nota-se que a melhor qualidade de imagem dos sistemas de armazenamento de fósforo se situam dentro de uma faixa de exposição mais alta que os CCD. Sob esse ponto de vista, pode-se por conseguinte deduzir, que os SAF são potencialmente capazes de oferecer uma melhor qualidade de imagem, porém as custas de um aumento da dose de radiação ao paciente, o que não se pode considerar uma circunstância desejável.

KÜNZEL & BENZ (1997) ressaltam que o Digora deverá ser operado com um TE situado na junção entre o aumento e constância da amplitude da melhor qualidade da imagem se uma qualidade de imagem ideal é desejada, pois algum benefício adicional acima deste ponto, pode não ter valor com o aumento considerável da dose de radiação. Tal afirmação também pode ser aplicada para o DenOptix por se tratar também de um SAF.

Nos resultados relativos ao NEQ da seção 5.2.4.1, observa-se o aumento do NEQ em função da dose de radiação, onde o sistema Digora apresentou melhor desempenho, seguido pelo DenOptix, CDR e Sens-A-Ray. Dessa forma depreende-se que o sistema Digora discrimina melhor o baixo contraste, e esta condição é também mencionada em trabalhos anteriores (SVANAES *et al.*, 1996; HILDEBOLT *et al.*, 1997; HUDA *et al.*, 1997).



Conforme se nota nos gráficos da referida seção, a maior faixa de variação do NEQ em função da dose também ocorreu no Digora, indicando que esse sistema é mais sensível ao ruído quântico que os demais, e, por conseguinte, têm menor contribuição de ruído de outras fontes, tais como eletrônico. Isto porque, a aproximação do NEQ como medida de ruído é assumido exclusivamente como sendo de origem quântica (BARRET & SWINDELL, 1981; BRETTELL *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTELL, 1997).

Pode-se observar, ainda, por meio dos mesmos gráficos, que o NEQ tende a zero nos sistemas Digora e DenOptix respectivamente, em 7 e 5,3 ciclos/mm, contra aproximadamente 10,5 ciclos/mm dos sistemas CCD. Entretanto, na faixa de até aproximadamente 4,5 ciclos/mm, o Digora é superior a todos os outros sistemas e conforme anteriormente discutido, é bem provável que nessa faixa se situe a grande maioria das tarefas de diagnóstico.

Apesar de ambos SAF do estudo terem se apresentado com diferença estatística de qualidade de imagem, em apenas uma, das 70 condições empregadas - 1 pulso (0,01 s = 46 μ Gy /região de molar), destaca-se que: 1) o DenOptix tendeu a apresentar médias maiores que as do Digora, o que ocorreu em 50 das 70 condições avaliadas, contra 15 melhores médias para o Digora, tendo-se ainda, em 5 condições médias exatamente iguais para ambos os sistemas; 2) nas condições de “média ótima”, de “média de 1 a 15 pulsos” e de “média geral”, que podem ser analisadas nos gráficos das seções de comparações múltiplas das médias, o DenOptix só não superou o Digora em apenas uma das 15 condições (3 médias x 5 objetos); 3) as imagens em condições de diagnóstico (escores $\geq 1,5$, ver Apêndice 9) para os objetos anatômicos, “região de canino”, “região de incisivo”, “região de molar” e



“região de pré-molar” situaram-se respectivamente em número de 13, 10, 13 e 12 para o DenOptix e 12, 11, 13 e 14 para o Digora, portanto, com comportamentos semelhantes. Com o objeto escala de densidade houve uma mudança radical nesse perfil, com o DenOptix se apresentando com 10 imagens com possibilidade de diagnóstico contra somente uma do Digora.

O objeto escala de densidade foi aqui empregado como um objeto indicador de contraste. Por meio do referido objeto, e de forma evidente, pôde-se comprovar nesta pesquisa, que o DenOptix apresentou-se, clinicamente, com um melhor nível de contraste que o Digora. Isso demonstrou a importância de se empregar objetos diferentes numa análise de qualidade de imagem, assim como a importância de uma análise estatística individualizada por objeto. Esse fato foi preponderante para o enfoque de importantes condições que presentemente serão referidas.

Embora o Digora e o DenOptix apresentem o mesmo princípio básico de detecção da radiação e de digitalização das informações, eles diferem no “modo padrão” com que fazem o tratamento da imagem para sua exibição. Ambos sistemas oferecem, nesta etapa, um número de propriedades técnicas que por sua vez afetam a qualidade e a quantidade das informações radiográficas (BORG *et al.*, 2000a). Comandos, tais como, o ajuste automático da escala de cinza e a correção automática do brilho apresentam-se, de forma padrão, desativadas no Digora, e ativadas no DenOptix (BORG *et al.*, 2000a; BORG *et al.*, 2000b). O Digora apresenta ainda a possibilidade de calibração do *scanner* (VERSTEEG *et al.*, 1998b; SOREDEX, 1994) pelo operador, adaptando-o ao nível de exposição empregado, o que não acontece com o DenOptix que efetua tal função automaticamente (BORG *et al.*, 2000a). Ao se adquirir as imagens desta pesquisa, respeitou-se os comandos padrões de cada



sistema, o que levou as radiografias digitais do Digora a se apresentarem com um contraste mais baixo que as do DenOptix. O DenOptix apresentou as imagens com um tratamento automático dos níveis de cinza, enquanto que as do Digora foram exibidas sem esse tratamento inicial.

Importante é ser questionado até onde isso poderia ter favorecido, nos objetos anatômicos, os escores um pouco mais alto do DenOptix sobre o Digora, em que pese sem significado estatístico. BORG *et al.*, (2000a) citam: um bom e bem balanceado contraste é composto de valores amplificados ao longo da completa escala de cinza e os SAF apresentam-se normalmente com baixo contraste, mas com a intensificação automática da imagem, o alto contraste pode ser alcançado sobre baixas doses de exposição.

Pesquisas anteriores de análises subjetivas (MATHEUS *et al.*, 2000; OLIVEIRA *et al.*, 2000b; OLIVEIRA *et al.*, 2000c; GANZERLI, 2001) confrontaram a qualidade de imagem do DenOptix e do Digora, e apresentaram este último, com uma qualidade radiográfica geral superior ao primeiro. Porém, nas referidas pesquisas, ambos os sistemas adquiriram imagens por meio de tratamentos automáticos. Ao se analisar os resultados das referidas pesquisas com os aqui encontrados, depreende-se que o índice de contraste da imagem é um parâmetro fundamental a ser considerado num estudo comparativo de qualidade de imagem entre sistemas, justificando plenamente algumas divergência de resultados da literatura.

Se formos levar em consideração a “atratividade da imagem” citada por KUNDEL (1986), a imagem assim trabalhada apresenta-se com um valor estético mais alto do que uma imagem exibida com um contraste mais baixo, como ocorreu neste estudo com as do Digora. Essa condição era aprimorada com a manipulação do brilho e do contraste, mais provavelmente a



“atratividade” inicial da imagem do DenOptix, comportou-se de forma favorável a este sistema. Entretanto, o outro fator de análise subjetiva também citado por KUNDEL (1986) que é a “capacidade de informação da imagem” não deve ser negligenciado em favor da atratividade, o que leva a se fazer alguns questionamentos.

BORG *et al.* (2000a) citam: “O ruído é amplificado quando as imagens são automaticamente intensificadas e embora a intensificação melhore a qualidade da imagem exibida, ela distorce a informação quantitativa e qualitativa da radiografia; tal distorção pode levar, numa situação clínica, a um erro de diagnóstico”. Esta afirmação pode, a princípio, parecer antagônica ao se referir como uma “melhora de imagem” algo com mais ruído e com menor capacidade de informação. Entretanto, importante é ser investigado até onde um e outro, podem se tornar mais relevantes sobre o contraste ou vice-versa, sendo importante ressaltar que esses autores consideraram que a resolução de contraste se sobressai para o fornecimento de uma imagem de qualidade.

VERSTEEG *et al.* (1998b) avaliaram o efeito do ajuste automático da escala de cinza do Digora na detecção de lesões ósseas de mandíbulas e concluíram que o ajuste automático da escala de cinza (AAEC) não apresentou nenhum benefício na detecção dessas lesões. Em concordância, num estudo subjetivo de avaliação de regiões anatômicas dentais, BORG *et al.* (2000b) citam que a aplicação da equalização para intensificação da imagem falhou, de uma maneira geral, em melhorar a qualidade da imagem. Contrariamente, trabalho efetuado com o emprego de limas 6 e 10, onde as imagens do Digora foram adquiridas com o AAEC, o apresentaram com mais precisão em mensurações endodônticas que o DenOptix (OLIVEIRA *et al.*,



2000c). De acordo, estão os achados de VELDERS *et al.* (1996) que apresentam como positivo o acionamento do AAEC do Digora em mensurações de limas endodônticas, principalmente nas de menor calibre. WENZEL (1998) também ressalta a importância da intensificação da imagem no diagnóstico da cárie, pelo fato do alto contraste parecer se comportar como o mais importante pré-requisito para essa tarefa de diagnóstico.

Confrontando-se esses resultados divergentes da literatura, pode-se conjecturar que o benefício de se adquirir imagens com ou sem intensificação, pode estar relacionada a tarefa específica de diagnóstico. Destaca-se que quando o objeto de análise se apresentar de registro radiográfico sutil se faz preponderante o acionamento do AAEC, necessitando, dessa forma, de um alto contraste para ser melhor evidenciado. Logo, o emprego de imagens com maior índice de contraste, podem se constituir em parâmetros extremamente importantes para justificar uma diferença de resultados num estudo comparativo entre sistemas. O importante é poder se estabelecer limites até onde a perda de informação das imagens tratadas automaticamente podem vir a afetar um resultado de diagnóstico, já que com objetos diminutos, a literatura mostrou que essa perda não se faz comprometedora. Portanto, a questão a ser levantada é o efeito “atratividade” *versus* “capacidade de informação” nas imagens adquiridas respectivamente com e sem o AAEC.

Analisando-se, também, nas seções de comparações múltiplas das médias, o comportamento dos sistemas CCD, observou-se que estes sistemas apresentaram diferenças estatísticas em suas qualidades de imagem em apenas dois casos, 10 e 12 pulsos para o objeto “escala de densidade”, ressaltando-se que para todos os objetos de região anatómicas em nenhum momento eles apresentaram-se estatisticamente diferentes. Porém, necessário se faz expor



algumas considerações: 1) dentre as 70 condições do estudo, o CDR se exibiu com médias superiores às do S-A-R em 53 vezes contra 14, equiparando-se com a mesma média em 3 condições; 2) em relação aos objetos anatômicos, “região de canino”, “região de incisivo”, “região de molar” e “região de pré-molar”, o Sens-A-Ray mostrou diferença estatística com os SAF respectivamente, em 8, 5, 7 e 8, contra 4, 5, 4, 4 do CDR, dentre os 14 TE empregados; 3) nas condições de “média ótima”, de “média de 1 a 15 pulsos” e de “média geral”, que podem ser analisadas nos gráficos das referidas seções, nota-se que para todos os objetos o CDR obteve na totalidade, médias maiores que o Sens-A-Ray; 4) as imagens em condições de diagnóstico (escores $\geq 1,5$, ver Apêndice 9) para os objetos “região de canino”, “escala de densidade”, “região de incisivo”, “região de molar” e “região de pré-molar” situaram-se respectivamente, em número de 7, 5, 6, 7 e 5 para o CDR e 1, 2, 1, 4 e 3 para o S-A-R. Isto leva-se a se depreender que o primeiro apresenta uma maior escala dinâmica que o segundo. Tal observação está em concordância com a citação de HAYAKAWA *et al.* (1996a) onde mencionam que o CDR é capaz de trabalhar com uma maior amplitude de exposição que o Sens-A-Ray. Acrescenta-se ainda que a principal justificativa para esses valores não terem se apresentado com diferenças estatísticas é que muitos se situaram por volta da faixa de 1,5, e portanto, valores abaixo desse, porém próximos, não se apresentaram como suficientes para serem classificados como diferentes. Apesar dos resultados estatísticos, pode-se notar frente as considerações efetuadas, que o CDR mostrou-se potencialmente mais eficiente que o Sens-A-Ray, resultado em concordância aos de YOSHIURA *et al.* (1999b).

Com base nos resultados, outro ponto importante a ser abordado é o limite da amplitude de exposição em que as imagens dos sensores CCD, se



apresentaram em melhores condições de diagnóstico. Tirando-se como exemplo o CDR, esta faixa se situou, para os objetos das regiões anatômicas entre 4 pulsos (0,06 s = 186 μ Gy) a 10 pulsos (0,16 = 466 μ Gy). Esta é uma faixa um tanto quanto similar à referida por FARMAN *et al.* (1995) que citam, para o CDR, a faixa de 180 μ Gy a 410 μ Gy como a de exposição ideal para produção de imagens intrabucais com as melhores condições de diagnóstico em termos de densidade e contraste.

Ao se analisar a melhor faixa de exposição que se situaram as imagens dos sistemas CDR e Sens-A-Ray dentro da reduzida escala dinâmica apresentada por seus sensores, depreende-se que muitos aparelhos de raios X comercialmente disponíveis não estão preparados para trabalhar com os sistemas CCD. A citação de HAYAKAWA *et al.* (1999) está de acordo com essa observação, onde mencionam: “O aumento da sensibilidade do receptor deveria levar a um projeto mais rigoroso dos aparelhos de raios X para assegurar uma maior confiabilidade das imagens nas baixas amplitudes de exposição”. Isso porque, os aparelhos de raios X ideais para os equipamentos radiográficos digitais CCD são aqueles que fornecem a possibilidade de seleção de pequenos intervalos de TE entre os décimos de segundo (OLIVEIRA, 1999; OLIVEIRA *et al.*, 2000a; WELANDER *et al.*, 1993). O trabalho somente com décimos de segundo pode se constituir, nos CCD, em “saltos” muito grande de uma dose para outra, aumentando o risco do enegrecimento da imagem se esta não se encontrar dentro da faixa de exposição ideal, principalmente se o aparelho utilizado for de 70kVp ou de maior quilovoltagem (OLIVEIRA, 1999; OLIVEIRA *et al.*, 2000a; YOSHIURA *et al.*, 1998). Apesar dessa condição ser contornável, não deixa de se constituir numa desvantagem, pois sabemos que a seleção do tempo de



exposição ideal, não é algo que possa ser fixado, pois irá variar de acordo com algumas situações, a citar, objeto a ser radiografado, anatomia da região, biótipo e idade do paciente. Tal condição, nos sistemas CCD, leva a uma probabilidade maior de repetições em função de uma seleção incorreta do TE, com a conseqüente aquisição de radiografias enegrecidas sem possibilidade de diagnóstico e sem condições de serem recuperadas e tornadas aptas ao diagnóstico por meio da manipulação digital (OLIVEIRA, 1999; BORG & GRÖNDAHL, 1996b). Esta se mostra bem mais eficiente em caso de radiografias subexpostas (OLIVEIRA, 1999).

Muito importante frente aos resultados subjetivos até aqui discutidos é a abordagem objetiva no que diz respeito ao DQE, que se caracteriza como o parâmetro de medida de eficiência de um sistema na utilização do quanta dos raios X (BRETTLER *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLER, 1997; VANDRE *et al.*, 2000), sendo considerado por muitos autores como o “padrão ouro” para tal (COWEN *et al.*, 1993; BRETTLER *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLER, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999c; VANDRE *et al.*, 2000). Isso porque a hierarquia dos parâmetros físicos, requisita a estimativa de várias outras grandezas para se chegar até ele, tal como MTF, NPS, fator gama, e NEQ. Em função disso, o DQE é reduzido se o sistema resultar em perda de resolução, contribuir com alguma forma de ruído inerente ao sistema ou falhar em detectar eficientemente a radiação incidente sobre seu fóton-detector (WELANDER *et al.*, 1995a).

Nos gráficos da seção 5.2.4.2, percebe-se claramente que o sistema Digora apresenta maior DQE para qualquer dose, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e SAR, e que a referida grandeza diminuiu com o aumento do TE em todos sistemas, concordando com citações da literatura (BRETTLER *et*



al., 1996; WORKMAN & BRETTE, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999c). Dessa forma, o sistema Digora possui potencialmente a melhor imagem para doses baixas e, conseqüentemente, a maior habilidade de redução da dose (BARRET & SWINDEL, 1981; BRETTE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTE, 1997).

O fato do DQE de todos os sistemas avaliados diminuir com o aumento da exposição, se dá provavelmente, devido o ruído inerente às características peculiares dos sistemas se tornar cada vez mais significativo frente ao aumento do TE. BRETTE *et al.* (1996) responsabilizam a granulidade da PF (*noise mottle*) como principal fonte do referido ruído dos SAF, nessa fase.

No entanto, o Gráfico 5.2.24 mostra que o sistema Digora apresenta DQE superior em freqüências inferiores a 4,7 ciclos/mm. A partir desta freqüência, os sistemas CCD apresentam maior eficiência na detecção de quanta, sendo eficientes em freqüências de até 10 ciclos/mm. O sistema Denoptix apresenta-se como um intermediário para baixas freqüências, tendo eficiência sempre inferior ao sistema Digora, mas superior aos CCD até a freqüência de 3,1 ciclos/mm.

WENZEL (1994) destaca: “Para um bem sucedido diagnóstico em radiografia dental, o sinal a ser detectado deverá ser bem superior ao ruído inerente ao sistema radiográfico. Quanto mais sutis são os registros radiográficos a serem detectados, menor a quantidade de ruído que poderá ser aceito”. Com base nessa afirmação, uma forma de um sistema se mostrar comparativamente mais eficiente, seria a apresentação de um maior NEQ e superior DQE que os demais.

BRETTE *et al.* (1996) justificando o maior DQE do Digora em relação ao do filme *E-speed*, destacam que tal condição ocorre devido a maior



absorção fotoelétrica do quanta de raios X na camada de fósforo da placa, em comparação a emulsão do filme. STAMATAKIS *et al.* (2000) citam que o ruído do Digora é relativamente baixo e conseqüentemente o DQE é relativamente alto comparado com os sensores CCD. Adicionalmente, WELANDER *et al.* (1995a) mencionam: “A relativa baixa eficiência do silício como fóton-detector resulta em um correspondente baixo DQE”.

Essas observações se tornam bastante importantes para justificar duas situações dos resultados: 1) a boa performance dos SAF exibida nos resultados deste estudo; e 2) o baixo rendimento do Sens-A-Ray encontrado por toda a pesquisa, inclusive inferior ao CDR, que também é um sensor CCD. Entretanto, este último, não é um sensor de exposição direta como o Sens-A-Ray, cujo chip de silício é exposto diretamente, pois sua sensibilização pelos raios X se faz indiretamente pela luz.

VANDRE *et al.* (2000), ao efetuarem um trabalho com mensurações endodônticas, onde empregou sensores CCD e PF, citam que a única grandeza que correlacionou o desempenho dos observadores com parâmetros físicos foi o DQE. É importante destacar que, apesar dos resultados objetivos desta pesquisa terem estimado um melhor DQE dos sistemas de armazenamento de fósforo em relação aos dos sistemas CCD, o que contribui fortemente para justificar os resultados dos primeiros sobre os segundos, eles se tornam insuficientes para justificar aqui, a razão do melhor desempenho subjetivo do DenOptix sobre o Digora, em que pese sem diferença estatística. Portanto, apesar de muitos autores citarem o DQE como o “padrão ouro” para um estudo comparativo entre sistemas, o referido parâmetro não se apresentou aqui neste trabalho como uma condição que justificasse basicamente todos os resultados subjetivos desta pesquisa. Porém, frente a outros trabalhos



subjetivos da literatura (BORG & GRÖNDAHL 1996b; OLIVEIRA, 1999; MATHEUS *et al.*, 2000; OLIVEIRA *et al.*, 2000c; OLIVEIRA *et al.*, 2000b; GANZERLI, 2001) ela seria suficiente para justificar completamente os resultados desses autores.

Ao se analisar o último parâmetro dos resultados objetivo, o SNR, na seção 5.2.4.3, observa-se por meio dos gráficos da referida seção, que novamente o Digora mostrou melhor desempenho que os demais, seqüenciado pelo DenOptix, CDR e Sens-A-Ray. Esses resultados estão intimamente relacionados aos resultados subjetivos, onde os SAF apresentaram uma performance acentuadamente melhor nos maiores tempos de exposição. HUDA *et al.* (1997), relacionando o SNR do Digora e filme citam: “A PF pode gerar satisfatórias imagens dentro de uma grande amplitude de exposição. Como resultante, o desempenho do Digora será limitado pelo SNR do sinal de entrada da imagem e não dependerá do nível de exposição *per se*. Entretanto, embora o filme seja submetido a um sinal de adequado SNR, pode ter valor de diagnóstico comprometido por seleção imprópria do tempo de exposição ou por inadequado processamento”.

Em oposição, WENZEL (1994) cita que após o sensor CCD ser saturado, qualquer dose adicional de radiação reduzirá o SNR. Como esses sensores possuem uma reduzida escala dinâmica a saturação ocorreu em doses de radiação relativamente pequenas, onde observou-se que na faixa de 12 a 15 pulsos (0,2 a 0,25 s – 560 a 700 μ Gy) começava-se a constatar a queda dos escores aplicados às imagens, isto diretamente relacionado com a redução do SNR, que começava a ocorrer nessa faixa de exposição para esses sistemas.

STAMATAKIS *et al.* (2000) mencionam que o NEQ e o DQE são grandezas úteis em descrever a propriedade de transferência do SNR num



sistema radiográfico de imagem. A teoria da imagem decreta que se dois sistemas são iguais em todos os sentidos, exceto pelo fato de um exibir maior SNR que o outro, então, aquele com maior SNR será mais preciso (VANDRE *et al.*, 2000). WELANDER *et al.* (1995a) citam que a detecção dos sinais de baixo contraste depende diretamente do SNR do sistema de imagem.

Frente às citações desses autores e pelo fato do SNR estar vinculado ao NEQ e ao contraste da imagem, depreende-se que o SNR constitui-se numa potente grandeza para servir de parâmetro de comparação da qualidade de imagem *inter* sistemas. Entretanto, “a princípio” os resultados isolados da análise do SNR da seção 5.2.4.3 não seriam suficientes para explicar o melhor desempenho do DenOptix sobre o Digora. Extremamente relevante, entretanto, se faz observar o Gráfico 5.2.31. Este gráfico confrontou o desempenho do SNR do DenOptix e do Digora, onde o primeiro apresentava 8% de contraste de imagem contra 4% da do segundo. Submetidos a essa condição, o DenOptix apresentou um melhor desempenho, pois o SNR está diretamente relacionado ao contraste. Conforme já mencionado, comprovou-se nos resultados subjetivos, por meio do objeto “escala de densidade”, que diferentemente do DenOptix, o Digora apresentou as imagens da análise subjetiva com um baixo contraste em função de terem sido adquiridas no formato padrão do sistema. Além disso, observando-se as Tabelas da seção 5.2.1 nota-se que o fator gama, grandeza diretamente relacionada ao contraste, apresentou melhores índices no DenOptix que no Digora. Apesar dos valores dessas tabelas se apresentarem a princípio como diferenças relativamente pequenas tem que ser destacado que são funções logarítmicas, onde pequenas diferenças podem se comportar de relevante magnitude. Importante ainda, é ser mencionado que quando foram efetuadas as imagens da análise objetiva



todos os sistemas estavam com os comandos de tratamento da imagem desativados, portanto, em igualdade de condições. De tudo isso, pode-se concluir que, o contraste é um parâmetro de enorme valor para a conceituação de qualidade de imagem de um sistema.

Pode-se observar que os resultados do NPS, do NEQ, do DQE e do SNR, foram sempre superiores para o Digora, mas foi no parâmetro “contraste” que obteve-se o respaldo necessário para justificar os excelentes resultados do DenOptix. YOSHIURA *et al.* (1999a) citam que em função do contraste se constituir num fator determinante nas preferências da imagem pode-se analisar o fator atratividade da imagem pelo nível de contraste em cada degrau de uma escala de densidade. Foi exatamente dessa forma que pôde-se comprovar a atratividade das imagens do DenOptix sobre a do Digora na análise subjetiva desta pesquisa. Por esses resultados, fica provado a importância da atratividade da imagem sobre o próprio conteúdo de informação da imagem, onde o excelente desempenho físico do Digora justificaria por si só, uma melhor qualidade clínica de sua imagem sobre a do DenOptix, o que não ocorreu. Além disso, e conforme já discutido, imagens intensificadas tendem a perder um certo grau de informação. Porém se esta perda fosse relevante, o DenOptix não poderia ter se apresentado com uma tão boa performance na primeira fase do trabalho. Sendo assim, se faz de grande importância verificar até aonde essa perda pode vir a afetar de fato o radiodiagnóstico. Esta condição precisa ser delimitada, e já se constitui em trabalho em andamento.

Outro importante enfoque que pôde ser concluído sobre o contraste, com base nos resultados da análise subjetiva, é que o referido parâmetro se apresenta como um potencializador da capacidade de percepção das



informações contidas na imagem. O DenOptix pôde apresentar uma boa imagem clínica, pelo fato de também ter se apresentado com boa performance física. Entretanto, o Digora possuía maior número de informação detectada na imagem. A diferença é que o contraste comportou-se como uma grandeza capaz de melhorar a representação da informação que pode ser visualizada e não tão somente a informação detectada. Em resumo, a imagem ideal para oferecer melhores detalhes radiográficos seria aquela de grande “informação detectada” e de grande “informação visualizada”. A primeira condição seria melhor representada pela estimativa do DQE e a segunda pela estimativa do contraste. O contraste é que seria o parâmetro responsável para eliminar o limite do que seja uma “informação potencial” e torná-la uma “informação real”. Ilustrando, essas observações, pode-se observar que por si só o contraste também não tem condições de representar uma melhor qualidade de imagem. Isto é comprovado nas Tabelas da seção 5.2.1, onde o CDR se comportou como o sistema de melhor contraste inerente, porém não se apresentou como o sistema de melhor qualidade de imagem, onde em todos as demais estimativas de performance física os SAF se comportaram de maneira mais eficiente. Mas esse seu bom resultado relativo ao contraste, deve de fato, ter contribuído de forma relevante para o seu bom desempenho na análise subjetiva, dentro da faixa de “média ótima”, conforme já descrito em seção anterior. No outro extremo, o baixo contraste inerente do Sens-A-Ray, aliado, aos mais baixos desempenhos físicos das demais grandezas, justificam os resultados da etapa de avaliações subjetivas.

Finalizando pode-se destacar, visto a interdependência dos parâmetros físicos correlacionados aos aspectos subjetivos do trabalho, que qualidade de imagem é algo de extrema abrangência que nunca pode ser classificado por



meio de condições isoladas. Mas de uma forma geral, as grandezas físicas foram de fundamental importância para a justificativa de cada um dos resultados clínicos. Pôde-se assim, fundamentar as performances gerais mais favoráveis dos SAF sobre os sistemas CCD nas avaliações subjetivas, e ainda, analisar o que de fato se faz influente no desempenho de diagnóstico de sistemas concorrentes. Entretanto, ressalta-se que a parte deste trabalho relativa ao caráter subjetivo, teve como suporte a análise radiográfica de estruturas anatômicas que se fazem de fundamental importância para caracterizar o padrão de normalidade de uma radiografia. Destaca-se, entretanto, em vista de tudo que foi até aqui exposto, tanto ao nível subjetivo como objetivo, que os resultados subjetivos deste trabalho têm uma forte tendência a se repetirem em qualquer que seja a tarefa específica de diagnóstico, visto a supremacia dos parâmetros físicos das PF sobre os sensores CCD. A única variação mais significativa que poderia vir a ocorrer, seria relativa a potencialidade do Digora em fornecer imagens clínicas ainda melhores, em caso dessas serem adquiridas com intensificação automática da escala de cinza, e conseqüentemente maior nível de contraste.



7. CONCLUSÕES

Com base nos resultados alcançados na presente pesquisa, fundamentados na metodologia de trabalho adotada, sequencialmente analisados e discutidos, foi possível se chegar as seguintes conclusões:

- Os SAF se apresentaram, de uma forma geral, com melhor qualidade subjetiva de imagem, entretanto, os sistemas CCD são potencialmente capazes de fornecer imagens em condições de diagnóstico similares às dos SAF, porém, dentro de uma faixa de exposição bastante estreita;
- O Digora foi o sistema que na análise objetiva se comportou como o mais eficiente fóton-detector, apresentando melhor NPS, NEQ, DQE e SNR, tendo-se em seqüência, o DenOptix, o CDR e o Sens-A-Ray;
- Existe uma forte tendência de similaridade de comportamento entre os sistemas que adquirem imagens com base no mesmo princípio de fóton-detector, tanto ao nível de uma análise subjetiva como objetiva;
- O Sens-A-Ray foi o sistema que se apresentou com os mais baixos desempenhos, em ambas análises empregadas;
- O menor tamanho de pixel e, por conseguinte, maior resolução espacial e MTF dos sistemas CCD sobre os SAF não apresentaram nenhuma vantagem em termos de eficiência clínica, pois a resolução do DenOptix e Digora se mostraram suficientes para as tarefas de diagnóstico empregadas;
- A eficiência de diagnóstico de um sistema digital pode ser prontamente relacionada a sua performance física, e a referida relação pode ser retratada resumidamente e com perfeição por meio de um “padrão ouro”, aqui definido pela análise conjunta do DQE, do SNR e do contraste da imagem radiográfica.



REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ALMEIDA, S.M. *et al.* Avaliação da qualidade das imagens digitais adquiridas com diferentes resoluções em um sistema de armazenamento de fósforo. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v.14, n.3, p.262-267, jul./set. 2000.

ARAKY, K.; ENDO, A.; OKANO, T. An objective comparison of four digital intra-oral radiographic systems: sensitometric properties and resolution. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.29, n.2, p.76-80, Mar. 2000.

ATTAELMANAN, A.G.; BORG, E.; GRÖNDAHL, H.G. Assessments of the physical performance of 2 generations of 2 direct digital intraoral sensors. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.88, n.4 p.517-523, Oct. 1999.

BARRET, H.H.; SWINDELL, W. **Radiological imaging** : the theory of image formation, detection and processing. London : Academic Press, 1981. 2v.

BORG, E.; GRÖNDAHL, H.G. Endodontic measurements in digital radiographs acquired by a photostimulable, storage phosphor system. **Endod Dent Traumatol**, Copenhagen, v.12, n.1, p.20-24, Feb. 1996a.

BORG, E.; GRÖNDAHL, H.G. On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.2, p.82-88, Apr. 1996b.

* Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.



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

BORG, E.; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H.G. Marginal bone level buccal to mandibular molars in digital radiographs from charge-coupled device and storage phosphor systems. **J Clin Periodontol**, Copenhagen, v.24, n.5, p.306-312, May 1997.

BRETTLE, D.S. *et al.* The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography. **Br J Radiol**, London, v.69, n.819, p.256-261, Mar. 1996.

CDR user guide. Long Island City : Schick Technologies, 1995.

CEDERBERG, R.A. *et al.* Effect of different background lighting conditions on diagnostic performance of digital and film images. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.27, n.5, p.293-297, Sept. 1998a.

CEDERBERG, R.A. *et al.* Endodontic working length assessment – comparison of storage phosphor digital imaging and radiographic film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.85, n.3, p.325-328, Mar. 1998b.



CEDERBERG, R.A. *et al.* Influence of the digital image display monitor on observer performance. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.28, n.4, p.203-207, July 1999.

CONOVER, G.L.; HILDEBOLT, C.F.; YOKOYAMA-CROTHERS, N. Comparison of linear measurements made from storage phosphor and dental radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.5, p.268-273, Nov. 1996.

COWEN, A.R.; WORKMAN, A.; PRICE, J.S. Physical aspects of photostimulable phosphor computed radiography. **Br J Radiol**, London, v.66, n.784, p.332-345, Apr. 1993.

DUNN, S.M.; KANTOR, M.L. Digital Radiology - facts and fictions. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.124, n.12, p.38-47, Dec. 1993.

FARMAN, A.G. Standards for intraoral radiographic imaging. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.29, n.5, p.257-259, Sept. 2000.

FARMAN, A.G.; FARMAN, T.T. RVG-ui: a sensor to rival direct exposure intra-oral x-ray film. **Int J Comput Dent**, Berlin, v.2, n.3, p.183-196, July 1999.

FARMAN, A.G. *et al.* Computed dental radiography: evaluation of a new charge-coupled device-based intraoral radiographic system. **Quintessence Int**, Berlin, v.26, n.6, p.399-404, June 1995.



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.

FURKART, A.J. *et al.* Direct digital radiography for the detection of periodontal bone lesions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.74, n.5, p.652-660, Nov. 1992.

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

GARCÍA, A.A. *et al.* Evaluation of a digital radiography to estimate working length. **J Endod**, Baltimore, v.23, n.6, p.363-365, June 1997.

GENDEX DENTAL SYSTEMS. **DenOptix user manual and installation guide.** Milano, 1997.

GOAZ, P.W.; WHITE, S.C. **Oral radiology : principles and interpretation.** 3rd ed. Saint Louis : Mosby, 1994. p.272-290.

GOSHIMA, T. *et al.* Sensitometric response of the Sens-A-ray, a charge-coupled imaging device, to changes in beam energy. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.1, p.17-18, Jan. 1996.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A.; GRONDAHL, H.G. Observers' use of image enhancement in assessing caries in radiographs taken by four intra-oral digital systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.1, p.34-38, Jan. 1996.

GRÖNDAL, H.G. *et al.* An image plate system for digital intra-oral radiography. **Dent Update**, London, v.23, n.8, p.334-337, Oct. 1996.

GÜRDAL, P.; HILDEBOLT, C.F.; AKDENIZ, B.G. The effects of different image file formats and image-analysis software programs on dental radiometric digital evaluations. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.30, n.1, p.50-55, Jan. 2001.

HARADA, T. *et al.* Sens-A-Ray* characteristics with variations in beam quality. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n.1, p.120-123, July 1995.

HART, G.C.; SMITH, A.H. (Ed.) **Quality and standards in nuclear medicine**. York : Institute of Physical Sciences in Medicine, 1992.

HAYAKAWA, Y. *et al.* An electronic survey of opinions on the compatibility of current X-ray generators with intra-oral digital X-ray systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.28, n.6, p.344-347, Nov. 1999.

HAYAKAWA, Y. *et al.* Intraoral radiographic storage phosphor image mean pixel values and signal-to-noise ratio. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.86, n.5, p.601-605, Nov. 1998.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULAN



HAYAKAWA, Y. *et al.* Optimum exposure ranges for computed dental radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.2, p.71-75, Apr. 1996a.

HAYAKAWA, Y. *et al.* Technical report. Processing to achieve high-contrast images with computed dental radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.4, p.211-214, Sept. 1996b.

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.

HILDEBOLT, C.F. *et al.* A comparison of the response of storage phosphor and film radiography to small variations in X-ray exposure. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n.3, p.147-151, May 1997.

HOLTZMANN, D.J. *et al.* Storage-phosphor computed radiography versus film radiography in the detection of pathologic periradicular bone loss in cadavers. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.86, n.1, p.90-97, July 1998.

HORNER, K.; HIRSCHMANN, P.N. Dose reduction in dental radiography. **J Dent**, Oxford, v.18, n.4, p.171-184, Aug. 1990.

HUDA, W. *et al.* Comparison of a photostimulable phosphor system with film for dental radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.83, n.6, p.725-731, June 1997.



HUYSMANS, M.C.; HINTZE, H.; WENZEL, A. Effect of exposure time on *in vitro* diagnosis using the Digora system. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.105, n.1, p.15-20, Feb. 1997.

ICRU. **Medical imaging – the assessment of image quality**. Bethesda : International Commission on Radiation Units and Measurements, 1996. Series ICRU report, 54.

JANHS, H. *et al.* **The physics of radiology**. Springfield : C.C. Tomas, 1983.

KANG, B.C.; GOLDSMITH, L.J.; FARMAN, A.G. Observer differentiation of mechanical defects versus natural dental caries cavitations on monitor-displayed images with imaging plate readout. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.86, n.5, p.595-600, Nov. 1998.

KANG, B.C. *et al.* Observer differentiation of proximal enamel mechanical defects versus natural proximal dental caries with computed dental radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.82, n.4, p.459-465, Oct. 1996.

KANTOROWITZ, Z. *et al.* Preliminary evaluation of two direct digital radiographic systems. **J Dent Res**, Washington, v.73, Special Issue, p.268, Mar. 1994. Abstract, 1332.

KASHIMA, I. Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.80, n.5, p.577-598, Nov. 1995.



KASHIMA, I. *et al.* Intraoral computed radiography using the Fuji computed radiography imaging plate. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.78, n.2, p.239-246, Aug. 1994.

KAWASHITA, I. *et al.* Development of an automated method for evaluation of unsharpness of digital radiographs using edge method. *In: ANTONUK, L.E.; YAFFEM, M.F. (Ed.) Medical imaging 2001 : physics of medical imaging.* Bellingham : SPIE, 2001. SPIE proceedings series, v.4320.

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

KULLENDORFF, B.; NILSSON, M. Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions (II). **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.82, n.5, p.585-589, Nov. 1996.

KUNDEL, H.L. Medical image perception. **Acad Radiol**, Oak Brook, v.2, Supplement 2, p.108-110, 1995.

KUNDEL, H.L. Visual perception and image display terminals. **Radiol Clin North Am**, Philadelphia, v.24, n.1, p.69-78, Mar. 1986.

KÜNZEL, A.; BENZ, C. Digital radiography in dental practice: comparing available technology. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.24, n.2, p.101-102, May 1995.



KÜNZEL, A.; BENZ, C. Noise in digital dental radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n.5, p.279-280, Sept. 1997.

LAVELLE, C.L.B. The role of direct intraoral sensors in the provision of endodontic services. **Endod Dent Traumatol**, Copenhagen, v.15, n.1, p.1-5, Feb. 1999.

LIM, K.F.; LOH, E.E.M.; HONG, Y.H. Intra-oral computed radiography - an *in vitro* evaluation. **J Dent**, Oxford, v.24, n.5, p.359-364, Sept. 1996.

LINKS DIGITAL RADIOLOGY. Disponível em:
<<http://www.odont.aau.dk/rad/digitalx.htm>>. Acesso em: 15 maio 2001.

LIPPS, K. *et al.* Operative radiology for endodontics: direct digitization versus film receptors. *In: ANNUAL SESSION OF THE AMERICAN ACADEMY OF ORAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY*, 1990, Boston. **Proceedings...** Boston : AAOMR, 1990. Abstract.

LUDLOW, J.B.; ABREU JR., M. Performance of film, desktop monitor and laptop displays in caries detection. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.28, n.1, p.26-30, Jan. 1999.

LUDLOW, J.B.; MOL, A. Image-receptor performance: a comparison of Trophy RVG UI sensor and Kodak Ektaspeed plus film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.91, n.1, p.109-119, Jan. 2001.



LUOSTARINEN, T. *et al.* Comparison of intra-oral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.24, n.2, p.92-93, May 1995.

MØYSTAD, A. *et al.* Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.4, p.202-206, Sept. 1996.

MANSON-HING, L.R.; BLOXON, R.M. A stepwedge quality assurance test for machine and processor in dental radiography. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.110, n.6, p.910-913, June 1985.

MATHEUS, R.A. Estudo comparativo de diferentes sistemas e recursos radiográficos digitais em mensurações endodônticas. **Rev Paul Odontol**, São Paulo, v.22, n.6, p.34-37, nov./dez. 2000.

McDONNELL, D. Digital dental imaging systems: a review. **Radiology**, Oak Brook, v.61, n.11, p.962-964, Nov. 1993.

McDONNELL, D.; PRICE, C. An evaluation of the Sens-A-Ray digital dental imaging system. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.22, n.3, p.121-126, Aug. 1993.

MENIG, J.J. The DenOptix digital radiographic system. **J Clin Orthod**, Boulder, v.33, n.7, p.407-410, July 1999.

MILES, D.A. Imaging using solid-state detectors. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.37, n.4, p.531-539, 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.

MISTAK, E.J. *et al.* Interpretation of periapical lesions comparing conventional, direct digital, and telephonically transmitted radiographic images. **J Endod**, Baltimore, v.24, n.4, p.262-266, Apr. 1998.

MONDOU, D. *et al.* Criteria for the assesment of intrinsic performances of digital radiographic intraoral sensors. **Acad Radiol**, Oak Brook, v.3, n.9, p.751-757, Sept. 1996.

MÖRNER, A.C. *et al.* Linear or non-linear mapping of digital radiographs: results of a 'beauty contest'. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.24, n.2, p.100, May 1995.

NAITOH, M. *et al.* Observer agreement in the detection of proximal caries with direct digital intraoral radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.85, n.1, p.107-112, Jan. 1998.

NELVIG, P.; WING, K.; WELANDER, U. Sens-A-Ray. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.74, n.6, p.818-823, Dec. 1992.

NIELSEN, L.L.; HOERNOE, M.; WENZEL, A. Radiographic detection of cavitation in approximal surfaces of primary teeth using a digital storage phosphor system and conventional film, and the relationship between cavitation and radiographic lesion depth: na in vitro study. **Int J Paediatr Dent**, Oxford, v.6, n.3, p.167-172, Sept. 1996.



NISHIKAWA, K. *et al.* Dependency of dose response of five charge-coupled device-based digital intra-oral radiographic systems on tube voltage. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.28, n.6, p.364-367, Nov. 1999.

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 system. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v.11, n.2, p.111-116, 2000b.

OLIVEIRA, A.E. *et al.* Study on the efficiency of radiographic systems in endodontic measurements. **J Dent Res**, Washington, v.79, Special Issue, p.456, 2000c. Abstract, 2497.

OLIVEIRA, A.E.F. **Avaliação da qualidade da imagem, sensibilidade e escala dinâmica de três sistemas digitais (Sens-A-Ray, Digora, CDR) filme E-speed e filme digitalizado.** Piracicaba, 1999. 115p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

PASS, B. *et al.* 6-bit and 8-bit digital radiography for detecting simulated periodontal lesions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.77, n.4, p.406-411, Apr. 1994.

PRICE, C.; ERGÜL, N. A comparison of a film-based and a direct digital dental radiographic system using a proximal caries model. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n.1, p.45-52, Jan. 1997.



RAZMUS, T.F. Caries, periodontal disease and periapical changes. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.38, n.1, p.13-31, Jan. 1994.

SANDERINK, G.C.H. *et al.* Image quality of direct digital intraoral x-ray sensors in assessing root canal length. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.78, n.1, p.125-132, July 1994.

SATO, S. A study on evaluation of dental films by digital image processing: analysis of alveolar trabecula by means of two dimensional FFT. **Dent Radiol**, Japan, v.26, p.242-253, 1986.

SCHMAGE, P. *et al.* Diagnostic accuracy of in vitro digital radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n.5, p.274-275, Sept. 1997.

SHIBUYA, H.; NISHIKAWA, K.; KUROYANAGI, K. Effect of K-shell absorption edge filters on image quality in digital intraoral radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.90, n.3, p.377-384, Sept. 2000.

SHROUT, M.K. *et al.* Differentiation of periapical granulomas and radicular cysts by digital radiometric analysis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.76, n.3, p.356-361, Sept. 1993.

SOREDEX. **Digora installation, setup, and user's guide**. Helsinki : Orion Corporation, 1994.

STAMATAKIS, H.C.; WELANDER, U.; MCDAVID, W.D. Dose response of a storage phosphor system for intraoral radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.28, n.5, p.272-276, Sept. 1999.



STAMATAKIS, H.C.; WELANDER, U.; MCDAVID, W.D. Physical properties of a photostimulable phosphor system for intra-oral radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.29, n.1, p.28-34, Jan. 2000.

SVANAES, D.B. *et al.* Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification: comparison with conventional radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.82, n.1, p.94-100, July 1996.

TUTIYA, T. Visual recognition of spatial frequency information in diagnostic intraoral roentgenograms. **Dent Radiol**, Japan, v.28, p.267-284, 1988.

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

VAN DER STELT, P.F. Digital radiology using the Digora registration technic. **Rev Belge Med Dent**, Bruxelles, v.51, n.2, p.93-100, 1996.

VAN DER STELT, P.F. Modern radiographic methods in the diagnosis of periodontal disease and the evaluation of treatment effects. **Adv Dent Res**, Washington, v.7, n.2, p.158-162, Aug. 1993.

VAN DER STELT, P.F. Principles of digital imaging. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.44, n.2, p.237-247, Apr. 2000.

VAN DER STELT, P.F.; GERAETS, W.G. Computer-aided interpretation and quantification of angular periodontal bone defects on dental radiographs. **IEEE Trans Biomed Eng**, New York, v.38, n.4, p.334-338, Apr. 1991.



VANDRE, R.H.; WEBBER, R.L. Future trends in dental radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n.4, p.471-478, Oct. 1995.

VANDRE, R.H. *et al.* Comparison of observer performance in determining the position of endodontic files with physical measures in the evaluation of dental X-ray imaging systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.29, n.4, p.216-222, July 2000.

VANDRE, R.H. *et al.* Technical comparison of seven digital intraoral dental X-ray sensors. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n.5, p.282-283, Sept. 1997.

VELDERS, X.L. *et al.* Dose reduction of two digital sensor systems measuring file lengths. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.81, n.5, p.607-612, May 1996.

VERSTEEG, C.H.; SANDERINK, G.C.H.; VAN DER STELT, P.F. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. **J Dent**, Oxford, v.25, n.3/4, p.215-224, May/July 1997a.

VERSTEEG, C.H. *et al.* An evaluation of periapical radiography with a charge-coupled device. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.27, n.2, p.97-101, Mar. 1998a.

VERSTEEG, C.H. *et al.* Effects of calibration and automatic grayscale adjustment on detectability of simulated bone lesions using a storage phosphor system. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.27, n.4, p.240-244, July 1998b.



VERSTEEG, C.H. *et al.* Impact of scale standardization on images of digital radiography systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n.6, p.337-343, Nov. 1997b.

VERSTEEG, C.H. *et al.* Reduction in size of digital images: does it lead to less detectability or loss of diagnostic information? **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.27, n.2, p.93-96, Mar. 1998c.

VERSTEEG, K.H. *et al.* Estimating distances on direct digital images and conventional radiographs. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.128, n.4, p.439-443, Apr. 1997a.

VERSTEEG, K.H. *et al.* In vivo study of approximal caries depth on storage phosphor plate images compared with dental x-ray film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.84, n.2 p.210-213, Aug. 1997b.

WANG, X. *et al.* Comprehensive and automated image quality performance measurement of computed radiographic systems. *In*: ANTONUK, L.E.; YAFFEM, M.F. (Ed.) **Medical imaging 2001** : physics of medical imaging. Bellingham : SPIE, 2001. SPIE proceedings series, v.4320.

WELANDER, U. *et al.* Absolutes measures of image quality for the Sens-A-Ray direct digital intraoral radiography system. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n.3, p.345-350, Sept. 1995a.



WELANDER, U. *et al.* Basic technical properties of a system for direct acquisition of digital intraoral radiographs. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.75, n.4, p.506-516, Apr. 1993.

WELANDER, U. *et al.* Resolution as defined by line spread and modulation transfer functions for four intraoral radiographic systems. **Oral Surg Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.78, n.1, p.109-115, July 1994.

WELANDER, U. *et al.* Some essential characteristics of new systems for direct digital intra-oral radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.24, n.2, p.89, May 1995b.

WENZEL, A. Digital radiography and caries diagnosis. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.27, n.1, p.3-11, Jan. 1998.

WENZEL, A. Effect of image enhancement for detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs. **Scan J Dent Res**, Copenhagen, v.96, n.2, p.149-160, Apr. 1988.

WENZEL, A. Effect of varying gray-scale resolution for detectability of bone lesions in intraoral radiographs digitized for teletransmission. **Scan J Dent Res**, Copenhagen, v.95, n.6, p.483-492, Dec. 1987.

WENZEL, A. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. **Tandlaegebladet**, Kobenhavn, v.95, n.12, p.527-559, Sept. 1991.



WENZEL, A. Sensor noise in direct digital imaging (the RadioVisioGraphy, Sens-A-Ray, and Visualix/Vixa systems) evaluated by subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.77, n.1, p.70-74, Jan. 1994.

WENZEL, A.; FEJERSKOV, O. Validity of diagnosis of questionable caries lesions in occlusal surfaces of extracted third molars. **Caries Res**, Basel, v.26, n.3, p.188-194, 1992.

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

WENZEL, A.; FRANDBSEN, E.; HINTZE, H. Patient discomfort and cross-infection control in bitewing examination with a storage phosphor plate and a CCD-based sensor. **J Dent**, Oxford, v.27, n.3, p. 243-246, Mar. 1999.

WENZEL, A.; HINTZE, H.; HORSTED-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.

WENZEL, A. *et al.* Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and storage phosphor systems: an in vitro study. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.24, n.4, p.250-254, Nov. 1995.

WENZEL, A. *et al.* Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, process radiographs. **Caries Res**, Basel, v.24, n.5, p.327-333, 1990.



WENZEL, A. *et al.* Detection of occlusal caries with cavitation by visual inspection, film-, xero-, and digitized radiographs. **Caries Res**, Basel, v.25, n.5, p.365-371, 1991.

WENZEL, A. *et al.* Impact of lossy image compression on accuracy of caries detection in digital images taken with a storage phosphor system. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.81, n.3 p.351-355, Mar. 1996.

WORKMAN, A.; BRETTLE, D.S. Physical performance measures of radiographic imaging systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.26, n.3, p.139-146, May 1997.

YOSHIOKA, T. *et al.* Correction of background noise in direct dental radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.25, n.5, p.256-262, Sept. 1996.

YOSHIURA, K. *et al.* Assessment of image quality in dental radiography, part 1. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.87, n.1, p.115-122, Jan. 1999a.

YOSHIURA, K. *et al.* Assessment of image quality in dental radiography, part 2. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.87, n.1, p.123-129, Jan. 1999b.

YOSHIURA, K. *et al.* Physical evaluation of a system for direct digital intra-oral radiography based on charge-coupled device. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.28, n.5, p.277-283, Sept. 1999c.



YOSHIURA, K. *et al.* The perceptibility curve test applied to direct digital dental radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Goteborg, v.27, n.3, p.131-135, May 1998.



ANEXO 1

Análise Estatística Relativa à Fase de Calibração dos Avaliadores

1. Introdução

O presente relatório objetiva apoiar a interpretação dos resultados oriundos do processamento de dados de acordo com um planejamento preliminar. Não se objetiva, aqui, a redação de parte do trabalho científico produzido, mas sim, apoiar a interpretação dos resultados e fornecer um conjunto adequado de termos que fornecerão relevantes subsídios para o delineamento final do trabalho.

As notas conferidas às imagens radiográficas por 6 avaliadores por meio de uma escala visual analógica, foram listados, segundo o sistema, o avaliador, o objeto, o tempo de exposição e a repetição da mesma avaliação (já que cada imagem foi avaliada três vezes pelo mesmo avaliador).

Uma vez conferidos os dados, pôde-se partir para o estudo da variação encontrado nos mesmos, com a garantia de que não foram cometidos erros de digitação, em virtude da revisão intensa que, por várias vezes, foi efetuada.

O próximo passo foi a elaboração de um estudo descritivo da amostra, apenas para se observar características gerais dos dados, sem ainda haver a preocupação de tirar conclusões, visando apenas, se verificar as características da amostra.



2. Estatísticas Descritivas

As estatísticas descritivas objetivam descrever as amostras por meio de valores que representam parâmetros populacionais e que somente poderiam ser coletados em situações nas quais a população toda pudesse ser avaliada. Em vista desta impossibilidade, parte-se para um estudo da amostra e obtêm-se parâmetros os quais espera-se poder utilizar na estimativa dos parâmetros populacionais. Como foram avaliados dois objetos (“escala de densidade” e “região de molar”) e não se objetiva comparar qual é o objeto mais favorável para observação, todo o estudo será feito em duas partes, uma para cada objeto.

2.1. Escala de Densidade

O objeto “escala de densidade” teve suas imagens avaliadas quanto à qualidade pelos observadores e os dados oriundos dessas avaliações foram submetidos ao estudo por meio das estatísticas básicas, podendo-se assim, observar a Tabela 1.

Tabela 1. Medidas estatísticas básicas das notas obtidas na avaliação das imagens do objeto “escala de densidade”.

Tendência Central		Dispersão	
Média	1.145370	Desvio padrão	0.52702
Mediana	1.300000	Variância	0.27775
Moda	1.500000	Amplitude	2.00000
		Intervalo inter-quartis	0.65000

Cálculo efetuado por meio do procedimento UNIVARIATE do sistema SAS.

Observa-se 3 medidas de tendência central: média, moda e mediana. Todas as medidas apontam para uma tendência central acima de 1 indicando que as notas atribuídas foram preferencialmente superiores ao critério de “imagem com pobre qualidade de diagnóstico”.



Observa-se que a mediana também apresenta valor superior a 1 e superior também ao valor médio, mas ainda não muito discrepantes.

A moda indica que o valor que mais se repetiu foi o de imagem em condições razoáveis de diagnóstico (1,5) o que mostra uma certa facilidade dos avaliadores em atribuir tal nota em relação às demais.

Por meio das medidas de dispersão observa-se a variabilidade das notas atribuídas. Não se pretende, ainda, explicar o motivo da existência de tal variabilidade, mas apenas de prover índices que objetivam quantificar esta variabilidade. Nota-se que o desvio padrão indica uma variabilidade de 0,52. Por si só, este número não é muito importante, pois se tem que se referir a ele no contexto dos valores observados, ou seja, há uma variabilidade de 0,52 em números que resultaram em uma média de 1,14.

A soma das diferenças entre os números e as médias (desvio padrão) é relativamente pequena já que se está falando de um desvio que inclui o efeito da existência de diversos sistemas de obtenção das imagens, tempos de exposição e interferência pessoal dos avaliadores.

A amplitude de 2,00 indica que foram atribuídas notas desde 0 até 2 o que é decorrente das diversidades de qualidade das imagens analisadas.

O intervalo interquartis informa que entre o número menor que 25% dentre os números e que o número maior que 25% dos números existe uma diferença de 0,65. Interpretando-se este valor em conjunto com a amplitude, conclui-se que menos de 25% dos números tem diferenças extremas, maiores que 0,65, dando indícios de uma boa dispersão dos dados em torno da média.



A variância de 0,27 não diz muito já que se encontra em escala diferente daquela usada para observar os números, além disso, a raiz quadrada de seu valor corresponde ao desvio padrão já tratado.

Na mesma linha de raciocínio a Tabela 2 lista os quartis mais importantes que dividem os dados em 4 partes iguais, por isso são chamados de quartis.

Tabela 2. Listagem dos quartis observados nos dados.

Quartil	Nota
100% Max	2.00
75% Q3	1.50
50% Mediana	1.30
25% Q1	0.85
0% Min	0.00

Cálculo efetuado por meio do procedimento UNIVARIATE do sistema SAS.

Na mesma linha de raciocínio a Tabela 2 lista os quartis mais importantes que dividem os dados em 4 partes iguais, por isso chamados de quartis.

Por meio dos valores da tabela vemos que a maior nota atribuída foi a nota 2,0, daí o fato de se tratar de um valor máximo já que 100% dos números são menores que este. O quartil 3 (Q3) indica que 75% das notas são menores que 1,50 e que 25% das notas são maiores que esta nota.

A mediana é o ponto central dos dados acima e abaixo do qual existe 50% dos dados. O quartil 1 indica a nota acima da qual existe 75% da amostra e abaixo da qual encontramos 25% da amostra e, por fim, o valor mínimo (Min) indica que a menor nota atribuída foi a nota 0.

A Tabela 3 indica os 10 valores extremos (os 5 maiores e os 5 menores), cuja amplitude ocorreu, principalmente, em função da grande



variação dos TE empregados nas amostras (para o objeto “escala de densidade”, empregou-se os extremos da amplitude de exposição dos TE empregados no estudo - 1 e 30 pulsos).

Tabela 3. Listagem dos 10 valores extremos.

---Menores---		---Majores---	
Nota	Avaliação	Nota	Avaliação
0	204	1.9	92
0	203	1.9	93
0	202	2.0	19
0	132	2.0	61
0	131	2.0	100

Cálculo efetuado por meio do procedimento UNIVARIATE do sistema SAS.

Por meio da lista de valores extremos verificou-se que as 5 menores notas foram 0 ao passo que dentre as cinco maiores notas encontra-se três notas 2 e duas notas 1,9.

2.2. Região de Molar

De maneira similar aos resultados observados na avaliação da “escala de densidade”, também os dados oriundos da avaliação das imagens de “região de molar” foram submetidos ao estudo por meio das estatísticas descritivas, podendo-se assim, observar a Tabela 4.

Tabela 4. Medidas estatísticas básicas das notas obtidas na avaliação das imagens do objeto “região de molar”.

Tendência Central		Dispersão	
Média	1.445833	Desvio Padrão	0.34490
Mediana	1.500000	Variância	0.11896
Moda	1.200000	Amplitude	1.50000
		Amplitude inter-quartis	0.50000

Cálculo efetuado por meio do procedimento UNIVARIATE do sistema SAS.



Observa-se que no caso da “região de molar” temos média, moda e mediana também um pouco superior a 1. Observa-se todavia que há diferenças entre os valores das estatísticas. Observe que neste caso a moda é menor que nos dados observados na escala de densidade indicando que esta medida foi a que mais se repetiu.

A média e a mediana, por sua vez são maiores que os valores correspondentes na Tabela 1. Para este tipo de variável (intervalar) os valores mais recomendados são estes, ao invés da moda, mais adequada para dados com natureza nominal. Observa-se que a média e a mediana são bastante próximas entre si.

Observa-se, também, neste caso que as medidas de dispersão são menores que aquelas observadas na escala de densidade e o desvio padrão é bastante menor dando uma idéia de que os valores são menos dispersos em torno da média. A amplitude também é menor indicando que neste caso não foram dadas notas em toda a faixa de valores possível que seria de 0 a 2.

Em seguida são listados e comentados os valores dos quartis, conforme pode-se verificar por meio da Tabela 5.

Tabela 5. Listagem dos quartis observados nos dados.

Quartil	Nota
100% Max	2.0
75% Q3	1.7
50% Median	1.5
25% Q1	1.2
0% Min	0.5

Cálculo efetuado por meio do procedimento UNIVARIATE do sistema SAS.

Na listagem dos quartis, observa-se que a nota mínima atribuída foi a nota 0,5 ao passo que a maior nota foi, ainda a nota 2.



A atribuição de notas menos variáveis ao objeto “região de molar” em relação à “escala de densidade” pode ser devida a alguns fatores, a citar: (1) uma maior familiaridade dos avaliadores para com este objeto; (2) o emprego de TE mais extremos (1 e 30 pulsos) para a “escala de densidade” que para a “região de molar”; (3) uma maior homogeneidade no estabelecimento da padronização dos critérios para aplicação das notas; (4) uma melhor adequação da imagem, por meio do processamento digital, para avaliação das estruturas presentes, ao invés da imagem de “escala de densidade”.

A Tabela 6 indica os 10 valores extremos (os 5 maiores e os 5 menores) para o objeto “região de molar”.

Tabela 6. Listagem dos 10 valores extremos.

----Menores---		----Maiores---	
Nota	Avaliação	Nota	Avaliação
0.5	216	2	33
0.5	206	2	40
0.5	205	2	91
0.6	108	2	92
0.7	207	2	93

Cálculo efetuado por meio do procedimento UNIVARIATE do sistema SAS.

Observa-se neste caso que há uma inversão na aplicação do conceito 2, o que agora se repete em, pelo menos, 5 vezes dentre as análises efetuadas. A nota 0,0 observada no caso da “escala de densidade” não foi aqui registrada, e a nota 0,5 se repete em três casos havendo, ainda, um 0,6 e um 0,7 dentre as menores notas.

3. Análise de Variância

De maneira similar às estatísticas descritivas, a próxima parte da análise será fracionada para os objetos, uma vez que os mesmos não devem ser comparados.



A análise de variância objetiva quantificar os efeitos das diversas fontes de variação sobre as notas atribuídas aos tratamentos.

O modelo adotado objetiva, inicialmente, quantificar a variabilidade existente dentro dos avaliadores (*intra* avaliador) a fim de verificar a sua consistência em classificar as imagens, a sua assimilação do treinamento ao qual foi submetido e a sua capacidade inerente de percepção da imagem.

O modelo adotado permitirá a quantificação deste efeito dentro de um ensaio casualizado em blocos (*inter* avaliadores) com arranjo fatorial das causas de variação (sistema e tempo de exposição).

Não é possível a comparação das médias de notas atribuídas pelos avaliadores e nem sequer da verificação do efeito significativo das diferenças encontradas na análise da mesma imagem pelo mesmo avaliador, entretanto, poderá ser feita a comparação das somas de quadrados que darão indícios da importância destes componentes sobre a variabilidade encontrada nos dados. A comparação de avaliadores não é possível porque se utilizou o avaliador, como uma restrição à casualização.

3.1. Escala de Densidade

Inicialmente é apresentado a Tabela 7 a análise de variância construída com as notas atribuídas às imagens da “escala de densidade”.



Tabela 7. Análise de variância para estudo da variação das notas atribuídas às imagens do objeto "escala de densidade".

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Pr > F
Avaliador	5	4.94537037			
Rep(av)	12	0.49000000			
Sistema	3	13.45500000	4.48500000	42.69	<.0001
Exposição	2	13.94037037	6.97018519	66.35	<.0001
Sistema*Exposição	6	17.78333333	2.96388889	28.21	<.0001
Resíduo(A)	55	5.77796296	0.10505387		
Resíduo(B)	132	3.32333333	0.02517677		
Total Corrigido	215	59.71537037			

Cálculo efetuado por meio do procedimento GLM do sistema SAS.

A análise de variância quantifica a variabilidade decorrente da existência das diversas causas de variação planejadas para o experimento. Observa-se que algumas das causas de variação não podem ser testadas em decorrência do planejamento.

A importância da existência de diferentes avaliadores (Avaliador) e da repetição dentro dos avaliadores (Rep(av)) será quantificada a partir dos valores das somas de quadrados uma vez que o delineamento não permite o teste destas fontes de variação.

Observe que a diferença de critérios entre avaliadores é relativamente pequena uma vez que a soma de quadrados é 4,9454 em um total de 59,7154 o que corresponde a uma porcentagem de 8,28%. Pode ser considerado que a análise de variância será suficientemente eficiente ao resumir este efeito, aqui tratado como restrição à casualização e não considerá-la como erro. Conclui-se, ainda, que por se tratarem das diferenças geradas por opiniões diferentes de 6 profissionais, que as mesmas são perfeitamente toleráveis o que indica um bom treinamento dos avaliadores.



A segunda causa de variação em estudo repetições dentro de avaliadores (Rep(av)) mostra-se ainda menos importante o que permite concluir que as respostas diferentes de um avaliador, ao avaliar a mesma imagem radiográfica, são desprezíveis. Esta variação dentro do avaliador corresponde a apenas 0,8% do total de variação dos dados, algo realmente insignificante e que, mais uma vez dá mostra da capacidade de cada avaliador em reconhecer os problemas apontados nas imagens. Tal efeito se verifica em função da capacidade dele reconhecer o mesmo grau de qualidade quando apresentado à mesma imagem radiográfica.

Em seguida são apresentados os efeitos, os quais podem ser testados pelo ensaio. Fala-se aqui dos fatores principais: sistemas e tempo de exposição. Além destes efeitos principais pode ser testada, também, a interação entre eles.

O teste de cada um dos efeitos permite obter indícios à respeito da importância relativa de cada uma destas causas de variação sobre a média verdadeira que somente pode ser observada quando se avalia toda a população.

No caso, obtemos fortes indícios de que há diferença significativa entre as médias verdadeiras dos níveis dos dois fatores principais e da interação. Chega-se a esta conclusão porque o valor-p rotulado como $Pr > F$ é menor que 5% em todos os casos. O valor de 5% é chamado de nível de significância e foi estabelecido “à priori” para este experimento.



No caso, como a interação é significativa deve-se desmembrar o estudo de forma que se compare os sistemas de obtenção de imagem dentro de cada tempo de exposição e vice-versa.

Antes, todavia, da execução das comparações múltiplas de médias, faz-se a observação de alguns parâmetros que permitem concluir à respeito da qualidade do modelo usado para tratar os dados, conforme Tabela 8.

Tabela 8. Coeficiente de variação e R^2 para observação da qualidade do modelo usado para os dados.

Coeficiente De Variação	R-Quadrado (R^2)
9.643536	0.944347

Cálculo efetuado por meio do procedimento GLM do sistema SAS.

Observa-se um coeficiente de variação de 9,64, um valor inferior a 10% e que não é suficiente para indicar problemas nos procedimentos de comparação de médias. Em relação à média, o desvio padrão expresso pelo resíduo obtido no modelo é bastante pequeno o que fornece um indício de bastante precisão das médias.

O valor de R^2 indica que o modelo é responsável pela explicação de quase 95% da variação total observada nos dados. Este valor indica um modelo bastante adequado por não indicar a existência de outro(s) fator(es) que deveriam constar no modelo como fontes de variação. A Tabela 9, em seguida, traz a comparação de médias após o desdobramento.



Tabela 9. Comparações múltiplas de médias desdobradas por meio do teste de Tukey com nível de significância alfa de 5%. Médias com as mesmas letras minúsculas na coluna não diferem entre si (comparações de Sistema (Tempos de Exposição)) ao passo que médias com as mesmas letras maiúsculas na mesma linha não diferem entre si (comparações de Tempos de Exposição(Sistema)).

Sistema	Tempo de Exposição		
	1 pulso	30 pulsos	6 pulsos
CDR	0.594444 B b	0.444444 B b	1.633333 A a
Digora	1.277778 A a	1.294444 A a	1.433333 A a
DenOptix	1.316667 A a	1.633333 A a	1.394444 A a
S-A-R	0.988889 B a	0.216667 C b	1.516667 A a

Cálculo efetuado por meio do procedimento GLM do sistema SAS.

Observa-se na Tabela 9, por meio das estatísticas obtidas por meio das letras maiúsculas, que a comparação entre as doses se associa muito ao sistema empregado. Nos sistemas Digora e Denoptix não há indícios de diferenças entre as diferentes doses testadas. Tal conclusão se embasa no teste de Tukey com nível de significância de 5%.

No sistema CDR, por sua vez, há indícios de que o tempo de exposição de 6 pulsos tenha média verdadeira maior que as médias dos demais tempos de exposição indicando que as notas observadas nesta situação são maiores e, portanto, as imagens melhores. Entre os tempos de exposição 1 e 30 pulsos não há indícios de que existam diferenças entre as médias verdadeiras das notas obtidas.

Por fim, no sistema Sens-A-Ray há indícios de que a média verdadeira de notas no tempo de exposição de 6 pulsos é significativamente maior que a do tempo de 1 pulso e que esta é significativamente maior que a do tempo de 30 pulsos, que teve a menor dentre todas as médias.



Ao se comparar as letras minúsculas, tem-se indícios das diferenças dos sistemas de obtenção das imagens em um mesmo tempo de exposição. No tempo de exposição de 1 pulso, observa-se que há indícios de que o CDR apresente médias significativamente inferiores a todas as demais. Não há indícios de diferenças entre as médias dos sistemas Digora, DenOptix e Sens-A-Ray.

No tempo de exposição de 30 pulsos observa-se a formação de dois grupos de sistemas: o do Digora e do DenOptix que não diferem entre si mas que diferem significativamente do CDR e Sens-A-Ray, que diferem dos demais, mais não diferem entre si.

Por fim, no tempo de exposição de 6 pulsos não há indícios de quaisquer diferenças entre as médias verdadeiras das notas atribuídas aos diferentes sistemas.

3.2. Região de Molar

A análise do objeto “região de molar” seguiu exatamente o mesmo esquema da análise do objeto “escala de densidade” com a Tabela 10 exibindo a sua análise de variância.



Tabela 10. Análise de variância para estudo da variação das notas atribuídas às imagens do objeto "região de molar".

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Pr > F
Avaliador	5	4.13597222			
Rep(av)	12	0.28944444			
Sistema	3	8.46384259	2.82128086	41.10	<.0001
Exposição	2	3.81444444	1.90722222	27.78	<.0001
Sistema*Exposição	6	2.26629630	0.37771605	5.50	0.0002
Resíduo(A)	55	3.77569444	0.06864899		
Resíduo(B)	132	2.83055556	0.02144360		
Total Corrigido	215	25.57625000			

Cálculo efetuado por meio do procedimento GLM do sistema SAS.

De maneira similar ao que foi visto para o objeto “escala de densidade”, há fracos indícios de que o avaliador seja responsável por grande parte das notas atribuídas. Observa-se que a restrição à casualização é responsável por 16,18% da variação total observada. Um valor ainda pequeno que somente representa uma maior porcentagem em decorrência da redução da variação total.

O efeito da diferença entre as repetições do mesmo avaliador é mínimo, ficando próxima a 1%, um valor bastante pequeno e que conduz à conclusão de que os avaliadores não efetuaram registros muito diferentes em uma mesma imagem.

Quanto ao efeito das causas de variação controladas, observa-se que aqui também há efeito significativo da interação entre sistema e exposição o que exigirá o estudo desmembrado destas fontes de variação.



Antes, todavia da execução das comparações múltiplas de médias, observar-se-á alguns parâmetros que permitem concluir à respeito da qualidade do modelo usado para tratar os dados, conforme Tabela 11.

Tabela 11. Coeficiente de variação e R2 para observação da qualidade do modelo usado para os dados.

Coeficiente De Variação	R-Quadrado (R ²)
10.12816	0.889329

Cálculo efetuado por meio do procedimento GLM do sistema SAS.

Aqui também os parâmetros denunciam um excelente ajuste do modelo aos dados uma vez que quase 90% da variação pode ser atribuída as fontes de variação explícitas no modelo, ao passo que apenas cerca de 11% tem causa de variação desconhecida.

O coeficiente de variação próximo de 10 indica que os valores são pouco distantes da média o que beneficia os procedimentos de comparação de médias.

Por fim, a Tabela 12 traz a comparação de médias desmembradas o que é necessário em função da significância da interação.

Tabela 12. Comparações múltiplas de médias desdobradas por meio do testes de Tukey com nível de significância alfa de 5%. Médias com as mesmas letras minúsculas na coluna não diferem entre si (comparações de Sistema (Tempos de Exposição)) ao passo que médias com as mesmas letras maiúsculas na mesma linha não diferem entre si (comparações de Tempos de Exposição(Sistema)).

Sistema	Tempo de Exposição		
	3 pulsos	8 pulsos	21 pulsos
CDR	1.294444 B bc	1.644444 A a	1.088889 B b
Digora	1.561111 A ab	1.550000 A a	1.488889 A a
DenOptix	1.666667 A a	1.788889 A a	1.694444 A a
S-A-R	1.116667 B c	1.511111 A a	0.944444 B c

Cálculo efetuado por meio do procedimento GLM do sistema SAS.



Observa-se na comparação dos tempos de exposição dentro de sistema que aqui também não há efeito significativo do tempo de exposição entre os sistemas Digora e DenOptix.

Para o CDR e Sens-A-Ray há indícios de que o tempo de exposição de 8 pulsos apresente média verdadeira maior de nota que os demais tempos de exposição.

Em seguida, a comparação dos sistemas dentro do tempo de exposição de 3 pulsos revela indícios de que as maiores notas são atribuídas ao DenOptix. A média deste sistema difere significativamente da média dos sistemas CDR e Sens-A-Ray.

Ainda há indícios de que o DenOptix apresente média significativamente superior à média do Sens-A-Ray.

No tempo de exposição de 8 pulsos não há indícios de diferenças entre as médias verdadeiras dos sistemas.

No tempo de exposição de 21 pulsos, por sua vez há indícios de diferenças entre as médias verdadeiras do DenOptix e Digora, que apresentam valores superiores a dos sistemas CDR e Sens-A-Ray, que também diferem entre si.



ANEXO 2

Estudo das Suposições para Aplicação da Análise de Variância

1. Introdução

Antes da aplicação da técnica de análise de variância é recomendável testar a existência de violações às suposições que embasam a aplicação desta poderosa técnica de análise de dados. Por meio do *software* SAS/LAB serão testadas, comentadas e corrigidas violações às suposições da análise de variância.

As suposições testadas serão as seguintes:

1.1. Escala da Variável de Resposta (*Response scaling*)

Por escala da variável de resposta entende-se a necessidade de que os dados tenham, no mínimo, escala intervalar o que é garantido, neste caso, em decorrência da utilização de uma escala visual analógica (EVA) para obtenção dos dados.

Além disto, a distribuição dos resíduos deve ser aproximadamente normal. Desvios leves de normalidade são desprezíveis para experimentos com mais de 30 amostras. Neste caso, temos 336 amostras para cada um dos 5 objetos de análise (14TE x 6 avaliadores x 4 sistemas x 1 objeto), um valor muito alto e que deverá ser considerado no momento de se tomar decisões referentes à correção dos dados.

Por meio do estudo da escala da variável de resposta poderá ser proposta uma transformação dos dados com objetivo de tornar os dados mais



compatíveis com o modelo adotado para análise de variância (transformação de dados para máxima verossimilhança).

O *software* SAS/LAB acusará eventuais violações à suposição de escala de resposta, entretanto, somente a violação a esta suposição não será suficiente para que se tomem medidas para saná-lo em vista da robustez dos testes estatísticos à desvios de normalidade, no caso de amostras grandes.

1.2. Ausência de Valores Discrepantes (*outliers*)

Uma segunda suposição que será testada é a ausência de "outliers" ou valores discrepantes.

São considerados como discrepantes valores que fogem muito dos demais valores observados no grupo. No caso de violação desta suposição, deve-se proceder da seguinte forma:

- a) Certificar-se da correção no momento da digitação do dado. Erros de digitação podem colocar vírgulas em pontos inadequados e o valor fugirá completamente do esperado.
- b) Certificar-se da correção da obtenção do dado. Neste caso, o erro pode ter sido cometido pelo operador da medição (avaliação). No caso de valores excessivamente discrepantes em decorrência de erro na obtenção do dado pode-se sugerir a exclusão do dado discrepante.
- c) Por fim, no caso de inexistência de motivos que justifiquem a correção ou exclusão do dado discrepante sugere-se a possibilidade de que o problema seja corrigido por meio de uma transformação dos dados.



A indicação de que um dado é potencialmente discrepante é feita por meio da estatística resíduo estudentizado que, em dados bem comportados, se situa entre -2 e +2. Valores fora desta faixa (menores que -2 e maiores que +2) indicam potenciais "outliers".

Somente esta indicação também pode não ser suficiente para se propor correções uma vez que as correções embutem modificações na escala das variáveis e dificuldades de interpretação em certos casos.

1.3. Homogeneidade de Variâncias (*homocedasticidade*)

Dentre todas as suposições, esta é a que pode causar maiores transtornos para a análise dos dados. Dados que têm esta suposição violada podem conduzir a conclusões inadequadas na análise de variância.

Se detectada a violação desta suposição recomenda-se aplicar todas as técnicas de correção dos dados disponíveis para eliminá-la. Deve-se tentar transformar os dados, excluir valores discrepantes e excessivamente influentes, e considerar a utilização de outro modelo de análise de dados.

1.4. Ausência de Valores Excessivamente Influentes (*Influential observations*)

Os resultados não devem ser excessivamente influenciados por um único ou alguns poucos valores. Quando isto ocorre, diz-se que os dados são excessivamente influentes. Em geral, os valores excessivamente influentes são dados discrepantes, mas esta não é uma regra.



Os dados excessivamente influentes são reconhecidos por meio da estatística DFFITS que, a exemplo do resíduo estudentizado, se situa entre -2 e +2 para dados que não afetam excessivamente os resultados.

No caso de valores excessivamente influentes serem detectados devem ser tomadas providências, se interessantes, iguais às tomadas no caso de valores discrepantes.

1.5. Delineamento Experimental Adequado

Por fim, testa-se o número de repetições e a existência de confusões no delineamento experimental. Em vista do planejamento e execução deste trabalho, não serão detectadas violações do delineamento experimental.

2. Região de Canino

O estudo de suposições se inicia no seguinte quadro obtido por meio do processamento dos dados por meio do *software* SAS/LAB.

```
C.ANA EMIL
OBSERVATIONS (N=336): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: CANINO
FACTORS: AVALIAD SISTEMA TEMPO
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO
Model: AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Response scaling
  Outliers
  Constant variance
  Influential observations
```



Observa-se no quadro que todas as 336 avaliações da região de canino foram usadas nesta análise preliminar e que são detectadas violações a 4 suposições da análise de variância, inclusive a violação à existência de homogeneidade de variâncias.

Em vista disto, sugere-se um estudo que objetiva corrigir os problemas por meio da transformação dos dados, elevando-os a uma potência que maximiza a associação dos dados ao modelo.

```
+LAB: Response Scaling-----+
| Select a transformation of the response.
|
| _ Original
| _ Square root
| _ Log           Base: 10
| _ Inverse
| _ Optimal power ...
| X Other
|
| [ CANINO**2 ]
+-----+

Response transformation

A maximum likelihood analysis suggests that the square transformation
of CANINO is more appropriate than the current original scale.
However, the suggested value may not be optimal because it is at the
limit of the range of powers specified.
```

A aplicação da técnica de BOX-COX revela que os dados elevados ao quadrado podem ser mais facilmente modelados, entretanto, trata-se apenas de uma recomendação cuja eficiência deve ser testada a fim de garantir a efetiva melhora nas características dos dados.

Após a aplicação da transformação um novo estudo de suposições é efetuado e obtém-se o seguinte resultado:



```
C.ANA EMIL
OBSERVATIONS (N=336): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: CANINO**2
FACTORS: AVALIAD SISTEMA TEMPO
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO
Model: AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Outliers
```

O novo estudo de suposições revela indícios, apenas, de violação da suposição de ausência de "outliers", por isto, foi solicitada uma listagem dos potenciais "outliers" a fim de se considerar a necessidade da aplicação de medidas para a solução do problema.

```
Potential outlier observations: Prob < 0.05
```

Observation number	CANINO	Avaliador	Sistema de Imagem	Studentized residual without current obs	P-value for outlier test
198	0.49	4	Digora	-4.21583	0.011368

Outliers

One observation qualifies as an outlier by exceeding a studentized residual value of +/-3.846974 with an overall significance level less than 0.05. Examine the data for correctness; consider a curvilinear model, a transformation, or deletion of the observation.

Apenas a observação de número 198 que se refere à avaliação do sistema Digora pelo avaliador 4, apresenta valor um pouco diferente dos demais.

O valor, após à transformação; é 0,49 o que originalmente corresponde a uma nota 0,7 dada a uma imagem da região de canino no sistema Digora com tempo de exposição de um pulso.



O valor é um pouco inferior a todos os demais aplicados neste grupo, entretanto, sua exclusão não é recomendável por se tratar de uma nota possível em um tempo de exposição extremo.

O resíduo estudentizado é inferior a -4 unidades o que é um indicativo forte de que se trate de um "outlier", entretanto, não se recomenda a exclusão, até porque, mesmo que este dado seja discrepante ele não é excessivamente influente de sorte que sua exclusão não alterará demais os resultados.

A não exclusão do dado mantém o experimento balanceado (mesmo número de repetições em todas as combinações de tratamentos) o que é uma característica tão desejável quanto à de ausência de "outliers".

Isto tudo exposto, sugere-se continuar a análise de variância não se considerando como perniciosa a existência de indícios de valor discrepante.

3. Escala de Densidade

O estudo de suposições se inicia no seguinte quadro obtido por meio do processamento dos dados com o emprego do *software* SAS/LAB.

```
C.ANA_EMIL
OBSERVATIONS (N=336): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: ESCALA
FACTORS:  AVALIAD SISTEMA TEMPO
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO
Model:   AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Response scaling
  Constant variance
```



Nota-se no quadro que todas as 336 observações foram usadas nesta análise preliminar e que são detectadas violações a 2 suposições da análise de variância, inclusive a violação à existência de homogeneidade de variâncias.

Em vista disto, sugere-se um estudo que objetiva corrigir os problemas por meio da transformação dos dados, elevando-os a uma potência que maximiza a associação dos dados ao modelo.

```
+LAB: Response Scaling-----+
| Select a transformation of the response. |
| | | | | |
| X Original | | | | |
| _ Square root | | | | |
| _ Log Base: 10 | | | | |
| _ Inverse | | | | |
| _ Optimal power ... | | | | |
| _ Other | | | | |
| | | | |
| [ ESCALA**2 ] | | | | |
+-----+

Response transformation

It is not possible to calculate an appropriate transformation due to
the presence of non-positive values in the data.
```

A aplicação da técnica de BOX-COX não pode ser utilizada neste caso uma vez que existem valores não positivos. Em vista disto, sugeriu-se a aplicação da potência 2 que é válida para dados que incluem valores negativos e 0. Tal recomendação decorre da melhora obtida nos dados da região de canino analisada previamente. Entretanto, trata-se apenas de uma recomendação cuja eficiência deve ser testada a fim de garantir a efetiva melhora nas características dos dados.

Após a aplicação da transformação um novo estudo de suposições é efetuado e obtém-se o seguinte resultado:



```
C.ANA_EMIL  
OBSERVATIONS (N=336): all  
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA  
RESPONSE: ESCALA**2  
FACTORS: AVALIAD SISTEMA TEMPO  
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO  
Model: AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO  
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none  
ASSUMPTIONS VIOLATED:  
Response scaling
```

O novo estudo de suposições revela indícios, apenas, de violação da suposição da distribuição da escala de resposta. A escala de resposta é, sabidamente, intervalar, uma vez que os valores foram obtidos por meio de uma escala visual analógica o que garante a validade da escala de resposta no ensaio.

Por outro lado, não se detectam problemas com as demais violações. Conclui-se, então, que a análise de variância pode ser aplicada sem maiores problemas também neste conjunto de dados.

4. Região de Incisivo

O estudo de suposições se inicia no seguinte quadro obtido por meio do processamento dos dados por meio do *software* SAS/LAB.

```
C.ANA_EMIL  
OBSERVATIONS (N=336): all  
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA  
RESPONSE: INCISIVO  
FACTORS: AVALIAD SISTEMA TEMPO  
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO  
Model: AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO  
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none  
ASSUMPTIONS VIOLATED:  
Response scaling
```



Verifica-se no quadro que todas as 336 observações foram usadas nesta análise preliminar e que são detectadas violações a 1 suposição da análise de variância, e trata-se da suposição de escala da variável de resposta, sabidamente escalar uma vez que foi obtida por meio de uma escala visual analógica. Em vista disto, não se recomenda a aplicação de qualquer medida para corrigir o problema encontrado.

5. Região de Molar

O estudo de suposições se inicia no seguinte quadro obtido por meio do processamento dos dados por meio do *software* SAS/LAB.

```
C.ANA_EMIL
OBSERVATIONS (N=336): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: MOLAR
FACTORS:  AVALIAD SISTEMA TEMPO
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO
Model:   AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Response scaling
  Outliers
  Constant variance
  Influential observations
```

Observa-se no quadro que todas as 336 observações foram usadas nesta análise preliminar e que são detectadas violações a 4 suposições da análise de variância, inclusive a violação à existência de homogeneidade de variâncias.

Em vista disso, sugere-se um estudo que objetiva corrigir os problemas por meio da transformação dos dados, elevando-os a uma potência que maximiza a associação dos dados ao modelo.



```
+LAB: Response Scaling-----+
| Select a transformation of the response. |
| |
| - Original |
| - Square root |
| - Log Base: 10 |
| - Inverse |
| - Optimal power ... |
| X Other |
| |
| [ MOLAR**2 ] |
+-----+
```

Response transformation

A maximum likelihood analysis suggests that the square transformation of MOLAR is more appropriate than the current original scale. However, the suggested value may not be optimal because it is at the limit of the range of powers specified.

De maneira similar à análise da região de canino, também neste caso foi sugerida a aplicação da potência 2 para solucionar o problema dos dados. Por se tratar de uma sugestão, a mesma deve ser aplicada e posteriormente testada.

Após a aplicação da transformação um novo estudo de suposições é efetuado e obtém-se o seguinte resultado:

```
C.ANA_EMIL
OBSERVATIONS (N=336): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: MOLAR**2
FACTORS: AVALIAD SISTEMA TEMPO
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO
Model: AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Outliers
  Influential observations
```

O novo estudo revela problemas decorrentes da presença de "outliers" ou valores discrepantes e de valores excessivamente influentes. Neste caso, é preferível observar a listagem de valores que fugiram do comportamento



normal a fim de se ter um diagnóstico pontual. Em primeiro são listados os valores potencialmente discrepantes:

```
Potential outlier observations: Prob < 0.05
```

Observation number	MOLAR	Avaliador	Sistema de Imagem	Studentized residual without current obs	P-value for outlier test
3	0.16	1	CDR	-4.88695	.00058643

Outliers

One observation qualifies as an outlier by exceeding a studentized residual value of +/-3.846974 with an overall significance level less than 0.05. Examine the data for correctness; consider a curvilinear model, a transformation, or deletion of the observation.

Vê-se que a observação 3 é um potencial "outlier" uma vez que seu resíduo estudentizado é bastante menor que -2. Em vista da presença deste valor pode-se pensar em excluí-lo. Neste caso, não recomendo a exclusão baseada apenas neste critério. É bem provável que a exclusão deste valor que não é tão diferente dos demais valores lidos possa comprometer mais a análise do que ajudá-la uma vez que sua exclusão provocará um desbalanceamento dos dados que pode ser mais prejudicial que a presença deste número em particular. Um outro indício de suposição violada se refere à presença de valores excessivamente influentes:



```
Potential influential observations: Abs(Dffits) > 2
```

Observation number	MOLAR	Avaliador	Sistema de Imagem	Standard influence on predicted value	Leverage
3	0.16	1	CDR	-2.30163	0.18155

Influential Observations
One observation qualifies as influential by exceeding a DFFITS statistic value of +/- 2. The results of the analysis may depend too much upon this observation.

De maneira similar ao observado antes, o mesmo valor é tido como excessivamente influente, entretanto, a estatística DFFITS que indica problemas com este número, extrapola em muito pouco o limite tido como razoável, entre -2 e +2. De maneira similar ao que foi visto anteriormente, não se recomenda a adoção da exclusão deste valor.

6. Região de Pré-Molar

O estudo de suposições se inicia no seguinte quadro obtido por meio do processamento dos dados por meio do *software* SAS/LAB.

```
C.ANA_EMIL
OBSERVATIONS (N=336): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: PREMOLAR
FACTORS:  AVALIAD SISTEMA TEMPO
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO
Model:    AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Response scaling
  Outliers
  Constant variance
  Influential observations
```

Observa-se no quadro que todas as 336 observações foram usadas nesta análise preliminar e que são detectadas violações a 4 suposições da



análise de variância, inclusive a violação à existência de homogeneidade de variâncias.

Em vista disto, sugere-se um estudo que objetiva corrigir os problemas por meio da transformação dos dados, elevando-os a uma potência que maximiza a associação dos dados ao modelo.

```
+LAB: Response Scaling-----+
| Select a transformation of the response.
|
| _ Original
| _ Square root
| _ Log           Base: 10
| _ Inverse
| _ Optimal power ...
| X Other
|
| [ PREMOLAR**2          ]
+-----+

Response transformation

A maximum likelihood analysis suggests that the power 1.5
transformation of PREMOLAR is more appropriate than the current
original scale.
```

Neste caso, foi sugerido pelo processo que determina a potência de máxima verossimilhança o valor 1,5. A fim de se manter a análise compatível com todas as outras que receberam a potência 2, também neste caso foi aplicada e testada esta potência.

Após a aplicação da transformação um novo estudo de suposições é efetuado e obtém-se o seguinte resultado:



```
C.ANA_EMIL
OBSERVATIONS (N=336): all
ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
RESPONSE: PREMOLAR**2
FACTORS: AVALIAD SISTEMA TEMPO
CLASSES: SISTEMA AVALIAD TEMPO
Model: AVALIAD, SISTEMA, TEMPO, SISTEMA*TEMPO
USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
ASSUMPTIONS VIOLATED:
  Outliers
  Influential observations
```

O novo estudo revela problemas decorrentes da presença de "outliers" ou valores discrepantes e de valores excessivamente influentes. Neste caso, é preferível observar a listagem de valores que fugiram do comportamento normal a fim de se ter um diagnóstico pontual. Em primeiro são listados os valores potencialmente discrepantes:

```
Potential outlier observations: Prob < 0.05
```

Observation number	PREMOLAR	Avaliador	Sistema de Imagem	Studentized residual without current obs	P-value for outlier test
7	0.16	1	CDR	-4.35344	0.006366
287	0.25	6	CDR	-4.02849	0.024447

Outliers

2 observations qualify as outliers by exceeding a studentized residual value of +/-3.846974 with an overall significance level less than 0.05. Examine the data for correctness; consider a curvilinear model, a transformation, or deletion of the observation.

Vê-se que as observações 7 e 287 são potenciais "outlier" uma vez que seu resíduo estudentizado é bastante menor que -2. Em vista da presença deste valor pode-se pensar em excluí-lo. Neste caso, não se recomenda a exclusão baseada apenas neste critério.

É bem provável que a exclusão deste valor que não é tão diferente dos demais valores lidos possa comprometer mais a análise do que ajudá-la uma



vez que sua exclusão provocará um desbalanceamento dos dados que pode ser mais prejudicial que a presença deste número em particular.

Um outro indício de suposição violada se refere à presença de valores excessivamente influentes:

```
Potential influential observations: Abs(Dffits) > 2
```

Observation number	PREMOLAR	Avaliador	Sistema de Imagem	Standard influence on predicted value
Leverage				
7	0.16	1	CDR	-2.05037
0.18155				

Influential Observations

One observation qualifies as influential by exceeding a DFFITS statistic value of +/- 2. The results of the analysis may depend too much upon this observation.

De maneira similar ao observado antes, a observação 7 é tida como excessivamente influente, entretanto, a estatística DFFITS que indica problemas com este número, extrapola em muito pouco o limite tido como razoável, entre -2 e +2.

De maneira similar ao que foi visto anteriormente, não se recomenda a adoção da exclusão deste valor uma vez que não se tem sólidos indícios de que ele afeta demasiadamente o resultado da análise.



APÊNDICE 1

Fabricantes Citados na Pesquisa

- Filme Ektaspeed Plus** - (Eastman Kodak Co., Rochester, NY, USA)
CDR – Schick Technologies Inc., Long Island City, NY, USA
Digora – Soredex Finndent, Orion Corporation Ltd, Helsinki, Finland
Sens-A-Ray - Dent-X/Regam Medical Systems, Sundsvall, Sweden
RVG- Trophy Radiology, Vincennes, France
RVG-4 - Trophy, Croissy-Beaubourg, France
RVG-UI – Trex-Trophy Radiology Inc., Marietta, GA
Dexis - Provision Dental Systems, Palo Alto, CA, USA
Flash Dent – Villa Sistemi Medicali, Buccinasco, Italy
Visualix-1 – Gendex Dental Systems, Milan, Italy
Visualix-2 – Gendex Dental Systems, Milan, Italy
Vixa – Dentsply/Gendex, Des Plaines, Chicago, IL, USA
DenOptix - Dentsply/Gendex, Des Plaines, Chicago, IL, USA
CD-Dent - DigiDent Digital Imaging Technologies, Neshar, Israel
Dixel – J. Morita Corp, Kyoto, Japan
CompuRay – CompuRay, Yoshida, Tokyo, Japan
Digora Software (Ver 1, Single User Demo for Windows 2.0, Soredex Union Corporation, Helsinki, Finland)
Image Tool Software (Version 2.0 for windows, University of Texas Health School Science Center, San Antonio, TX, USA)
Image J Software (Version 1.11z, Wayne Rasband, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA)
HR-III (Fuji Photo Film Co., Tokyo, Japan)
BAS300, HR3000 (Fuji Photo Film Co., Tokyo, Japan)



APÊNDICE 2

Sistemas Digitais Intrabucais Atualmente Disponíveis no Comércio.

Sistema	Fabricante	Tecnologia
CDR	Schick	CCD
CD-Dent	Orex	PSPL
Combi-X 2000	Orex	PSPL
CygnusRay MPS	Cygnus Technologies	CCD
DenOptix	Gendex	PSPL
DenOptix Ceph	Gendex	PSPL
DEXIS	MedizinRechner	CCD
Digora fmx	Soredex	PSPL
Dixi	Planmeca Group	CCD
Dixsy	Villa Sistemi Medicali	CCD
F1 iOX megapixel X-ray Sensor	Fimet	CCD
Flash Dent	A versão atualizada é o Dixsy	CCD
Intrascan Intrascan W	Planmeca Group	PSPL
MPDx	Dental/Medical Diagnostic Systems Inc.	CCD
Multiscan	Planmeca Group	PSPL
Panasonic	- Vendido como CygnusRay by Cygnus Technologies	CCD
SIDEXIS	Sirona	CCD
SIGMA	Instrumentarium imaging	CCD
NI-DX	Dentsply New Image	CCD
RVG	Trophy	CCD
Sens-A-Ray	Dent-x	CCD
VistaRay	Dürr Dental	CCD
VisualiX USB	Gendex	CCD

Fonte: Links Digital Radiology, baseada em tabela apresentada no site: <http://www.odont.aau.dk/rad/digitalx.htm>. [consulta em 15 de maio de 2001]



APÊNDICE 3

Características Gerais dos Sistemas **Sens-A-Ray** (VERSTEEG, C.H. *et al.*, 1997b; YOSHIURA *et al.*, 1998; OLIVEIRA, 1999) e **CDR** (CDR, 1995; FARMAN *et al.*, 1995; VERSTEEG, C.H. *et al.*, 1997b; ATTAELMANAN *et al.*, 1999; OLIVEIRA, 1999; BORG *et al.* 2000b).

Características	Sens-A-Ray (2 ^a geração)*	CDR
Tamanho da face ativa dos sensores	23,5 x 27,6 mm	Tamanhos 0, 1 e 2*; 14,7 x 20,9; 19,2 x 34,6 ; 25,2 x 36,5 mm
Tamanho do pixel (µm)	44 x 44 µm	48 x 48 µm
Matriz (n° de pixels)	534 x 627	306 x 436; 400 x 720; 524 x 760
Resolução Espacial	10 pl/mm	10 pl/mm
Arquivo da Imagem (TIFF)	217 kB	Sensor n° 2 – 284 kB
Peculiaridades do sensor	-CCD coberto diretamente com uma camada de cintilador -sensor CCD sensibilizado diretamente pelos raios X	-utiliza uma placa cintiladora e fibras ópticas acopladas -sensor CCD sensibilizado indiretamente pelos raios X
Dimensões externas aproximadas	40 x 22 x 7 mm	41 x 24 x 10 mm
Tempo de exibição da imagem	Praticamente instantânea	Praticamente instantânea

* sensor empregado no estudo



APÊNDICE 4

Características Gerais dos Sistemas **Digora** (SOREDEX, 1994; BORG *et al.*, 2000a) e **DenOptix** (GENDEX DENTAL SYSTEM, 1997; MENIG, 1999; ALMEIDA *et al.*, 2000; BORG *et al.*, 2000a)

Características	Digora	DenOptix	
Tamanho da face ativa das placas intraorais - equivalência ao filme	n° 0, 1 e 2; 21 x 30, 23 x 39, 30 x 40mm	Tamanhos: 0, 1, 2, 3, 4; 22 x 35, 24 x 40, 31 x 41, 27 x 54, 57 x 76 mm	
Resolução do scanner	360	150 / 300* / 600 dpi	
Tamanho do pixel (µm)	71 x 71	170 x 170 / 85 x 85* / 42 x 42	
Calibração do scanner	Pelo operador	Automática	
Modo de varredura da PF	Uma única placa por vez	Múltiplas placas	
Matriz (n° de pixels) da PF n°2	416 x 560	184 x 243 / 367 x 485* / 733 x 969	
Resolução Espacial	7 pl/mm	4pl/mm / 6 pl/mm* / 9 pl/mm	
Arquivo da Imagem (TIFF)-PF n°2	228 kB	45 kB / 175 kB* / 695 kB	
Dimensões externas	n°0 - 26 x 35x 1,6 mm n° 1-28 x 44 x 1,6mm n°2 - 35 x 45 x 1,6mm	Corresponde a totalidade da superfície externa cuja espessura é semelhante a película radiográfica.	
<i>Read-Out brightness correction</i>	Padrão: sem acionamento	Padrão: acionado	
<i>Automatic Gray Scale Adjustment</i>	Padrão: sem acionamento	Padrão: acionado	
Tempo de leitura da placa	Sempre individual	1-2 placas**	8 placas**
		0:36 s	1:54 s (150 dpi)
	24 s	1:12* s	3:49* s (300 dpi)
		2:25 s	7:39 s (600 dpi)

*formato padrão, que foi o utilizado no estudo.

**DenOptix Ceph – o carrossel dessa modalidade, permite o posicionamento de 8 placas intrabucais e/ou placa panorâmica e cefalométrica.



APÊNDICE 5

Especificações das Doses em Função do Tempo de Exposição Empregado, com a Quilovoltagem de 60 kVp.

Tempo de Exposição (pulsos)	Tempo de Exposição (segundos)	Dose em μGy
1	0,01	46
2	0,03	93
3	0,05	140
4	0,06	186
5	0,08	233
6	0,1	280
8	0,13	373
10	0,16	466
12	0,2	560
15	0,25	700
18	0,3	840
21	0,35	980
24	0,4	1120
30	0,5	1400



APÊNDICE 6

Exemplos de Tabelas de Referência com Códigos de Arquivo das Imagens.

Escala – Digora	
1 pulso	Bed
2 pulsos	Ded
3 pulsos	Ied
4 pulsos	Aed
5 pulsos	Ked
6 pulsos	Ged
8 pulsos	Jed
10 pulsos	Ced
12 pulsos	Ned
15 pulsos	Fed
18 pulsos	Hed
21 pulsos	Led
24 pulsos	Med
30 pulsos	Eed

Molar – Sens-A-Ray	
1 pulso	Dms
2 pulsos	Hms
3 pulsos	Bms
4 pulsos	Jms
5 pulsos	Mas
6 pulsos	Ims
8 pulsos	Sem
10 pulsos	Nms
12 pulsos	Mms
15 pulsos	Cms
18 pulsos	Lms
21 pulsos	Gms
24 pulsos	Kms
30 pulsos	Fms



APÊNDICE 7

Tabelas de Referências das Imagens Empregadas na Calibração, com suas Equivalências de Códigos – mesma linha, mesma imagem com três diferentes códigos.

TE	Pasta: Calibração M1	Pasta: Calibração M 2	Pasta: Calibração M3
3 pulsos	Bmcd	Omcdr	1mcd
3 pulsos	Bmd	Pmd	2md
3 pulsos	Bmdo	Qmdo	3mdo
3 pulsos	Bms	Rms	4ms
8 pulsos	Emcd	Smcd	5mcd
8 pulsos	Emd	Tmd	6md
8 pulsos	Emdo	Umdo	7mdo
8 pulsos	Ems	Vms	8ms
21 pulsos	Gmcd	Xmcd	9mcd
21 pulsos	Gmd	Ymd	10md
21 pulsos	Gmdo	Wmdo	11mdo
21 pulsos	Gms	Zms	12ms

TE	Pasta: Calibração E1	Pasta: Calibração E2	Pasta: Calibração E3
1 pulso	Becdr	Oecdr	1ecdr
1 pulso	Bed	Ped	2ed
1 pulso	Bedo	Qedo	3edo
1 pulso	Bes	Res	4es
30 pulsos	Eecdr	Secdr	5ecdr
30 pulsos	Eed	Ted	6ed
30 pulsos	Eedo	Uedo	7edo
30 pulsos	Ees	Ves	8es
6 pulsos	Gecdr	Xecdr	9ecdr
6 pulsos	Ged	Yed	10ed
6 pulsos	Gedo	Wedo	11edo
6 pulsos	Ges	Zes	12es



**APÊNDICE 8. Exemplo de Tabela para Registro das Notas.
Arquivo: Digora Escala**

Aed		1,4
Bed		1,2
Ced		1,4
Ded		1,3
Eed		1,3
Fed		1,6
Ged		1,5
Hed		1,5
Ied		1,3
Jed		1,4
Ked		1,3
Led		1,4
Med		1,2
Ned		1,5

BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



APÊNDICE 9

Crítérios Empregados para Classificação das Imagens.

1-Imagens da Região de Molar, Pré-molar, Canino e Incisivo:

- Analisar a definição esmalte / dentina
- Câmara Pulpar
- Cortical Alveolar
- Espaço do ligamento periodontal
- Região Periapical
- Trabeculado ósseo
- Registro do tecido mole
- Granulação da imagem

2-Imagens da Escala de Densidade

- Verificar a definição dos degraus
- Verificar a granulação da imagem
- verificar o registro principalmente do degrau mais inferior, por representar o de mais difícil evidenciação

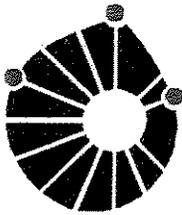
OBS: não levar em consideração o aspecto dimensional dos sensores, e sim, a qualidade dos registros contidos na imagem.

Baseados nestes critérios selecionar um ponto dentro da escala visual analógica, onde:

- **0 a 0,5** – onde 0 seria a imagem sem registro radiográfico e 0,5 uma imagem com um certo registro, porém sem a menor possibilidade de definição do que seja tal registro;
- **0,5 a 1,0** – onde 0,5 seria a imagem com um certo registro e 1 a imagem de pobre qualidade de diagnóstico, sem condições de diagnóstico;
- **1 a 1,5** - onde 1 seria a imagem de pobre qualidade de diagnóstico e 1,5 seria a imagem em condições razoáveis, porém aptas ao diagnóstico;
- **1,5 a 2,0**- onde 1,5 seria a imagem em condições razoáveis, porém aptas ao diagnóstico, e 2 seria a imagem excelente, em que ofereceu excelente registro radiográfico dos itens acima referidos.

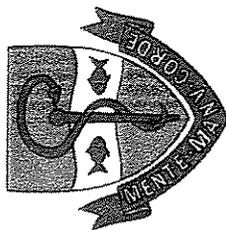
OBS: a seleção dos valores intermediários, dentre os intervalos acima, ficam ao encargo do critério subjetivo de escolha do avaliador, que o selecionará, dentre aqueles que achar mais adequado à imagem radiográfica em questão.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



UNICAMP

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



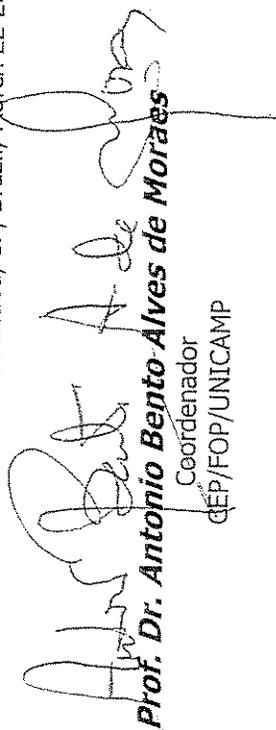
Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Estudo comparativo das análises objetiva e subjetiva de quatro sistemas radiográficos digitais intrabucais", sob o protocolo nº **010/2001**, da Pesquisadora **Ana Emília Figueiredo de Oliveira**, sob a responsabilidade do Prof. Dr. **Frab Norberto Bóscolo**, 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, 22 de março de 2001

We certify that the research project with title "Comparative study of the quantitative evaluation and clinical analysis of four intraoral digital radiography systems", protocol nº **010/2001**, by Researcher **Ana Emília Figueiredo de Oliveira**, responsibility by Prof. Dr. **Frab Norberto Bóscolo**, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Research at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).

Piracicaba, SP, Brazil, March 22 2001


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


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