

**Universidade Estadual de Campinas  
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação  
Departamento de Engenharia Biomédica**

# **Avaliação Automática de Parâmetros Físicos de Qualidade de Imagem em Sistemas de Radiologia Digital Odontológica**

**Autor: Jorge André Girão Albuquerque**

**Orientador: Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas, como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre** em Engenharia Elétrica.

**Este exemplar corresponde à  
redação final da dissertação  
defendida e aprovada pela  
Comissão Julgadora em:  
28 / 06 / 2001**

**BANCA:**

Prof. Dr. **EDUARDO TAVARES COSTA** (FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. **FRAB NOBERTO BÓSCOLO** (FOP/UNICAMP)

Prof. Dr. **SÉRGIO QUERINO BRUNETO** (CEB/UNICAMP)

Prof. Dra. **VERA LÚCIA DA SILVEIRA NANTES BUTTON** (FEEC/UNICAMP)

Junho de 2001

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

AL15a      Albuquerque, Jorge André Girão.  
Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de  
imagem em sistemas de radiologia digital odontológica. /  
Albuquerque, Jorge André Girão. --Campinas, SP: [s.n.],  
2001.

Orientador: Eduardo Tavares Costa.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,  
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Diagnóstico por imagem. 2. Radiografia-qualidade da  
imagem. 3. Dentes-radiografia. 4. Controle de qualidade. 5.  
Agentes inteligentes (Software). 6. Garantia de qualidade. 7.  
Função de transferência ótica. I. Costa, Eduardo Tavares. II.  
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de  
Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

## I – Resumo

---

Novos detectores de radiação, associados a sistemas de imagem digital, vêm sendo disponibilizados como alternativa aos filmes radiográficos odontológicos. Logo, surge a necessidade de comparar sistemas de imagem concorrentes e estabelecer protocolos de controle e certificação de qualidade. Dentro deste contexto, foi desenvolvido neste trabalho um sistema integrado, com o objetivo de permitir uma avaliação automática objetiva de sistemas de radiologia digital odontológica. Este sistema integrado é composto por um conjunto de *phantoms* específicos para radiologia digital odontológica intra-oral e um pacote computacional. Os parâmetros mensurados incluem resolução espacial, função de transferência de modulação (MTF), curva sensitométrica, fator gama, densidade espectral de potência (NPS), uniformidade integral, espalhamento da uniformidade diferencial, granulidade de Selwyn, coeficiente de variação, relação sinal/ruído integral, ruído quântico equivalente (NEQ) e eficiência na detecção de quanta (DQE). Para a validação do sistema descrito, foram analisados quatro sistemas comerciais: Digora, Denoptix, Sens-A-Ray 2000 e CDR. Pela análise realizada, o sistema Digora apresentou NEQ e DQE superiores, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e Sens-A-Ray 2000. Os parâmetros NEQ e DQE indicam que o sistema Digora possui maior habilidade para resolução de detalhes em baixo contraste e permite máxima redução da dose.

**Palavras-Chave:** Radiologia digital odontológica, controle de qualidade em radiodiagnóstico, eficiência na detecção de quanta, função de transferência de modulação, densidade espectral de ruído, ruído quântico equivalente, curva sensitométrica.

## II – Abstract

---

New radiation detectors associated with digital image systems have become available as alternative to the dental radiograph film. Therefore, it becomes necessary to compare competitive image systems and establish quality control and assurance protocols. In this work, it was developed an integrated system, allowing an automatic and objective evaluation of intra-oral dental digital radiological systems. This integrated system tool comprises specific *phantoms* and software package. The measured parameters include spatial resolution, modulation transfer function (MTF), sensitometric curve, gamma factor, noise power spectrum (NPS), integral uniformity, spread of differential uniformity, Selwyn granularity, coefficient of variation, integral Signal to Noise Ratio, noise equivalent *quantum* (NEQ) and detection quanta efficiency (DQE). System validation was accomplished by performance analyses of four commercial systems: Digora, Denoptix, Sens-A-Ray 2000 and CDR. Our results show that the Digora system presented higher NEQ and DQE, followed by Denoptix, CDR and Sens-A-Ray systems. NEQ and DQE parameters indicate that Digora is the best system for low contrast details resolution and allows for maximum dose reduction.

**Keywords:** Digital dental radiology, quality assurance in radiodiagnostics, detection quanta efficiency, modulation transfer function, noise power spectrum, noise equivalent *quantum*, sensitometric curve.

*À memória de  
Jean Baptiste Joseph  
(1768-1830)*

*Aos meus pais  
e minha irmã.*

# Prefácio

---

## Revisão da Bibliografia

“Mas a vida é curta e a informação infinita... Abreviações são um mal necessário e a tarefa do abreviador é fazer o melhor trabalho que, embora intrinsecamente ruim, seja ainda melhor que nada...”

Aldous Huxley

## Modelagem

Certa vez, um homem perguntou a Picasso por que ele não pintava as pessoas como elas eram na realidade. Picasso ficou surpreso: “– Não entendo o que quer dizer!”, respondeu. O homem mostrou uma fotografia de sua mulher. “– Veja!”, disse, “– Como esta foto. Minha mulher é exatamente assim”. Picasso pareceu duvidar: “– Ela é bem pequena, não acha? E talvez um pouco achatada?”

John Seymour

## Programação

“Quem se arrima à rosa não tem sombra.  
Procurei a beleza e o sol me queima.”

Manoel Bandeira

## Resultados

“O resultado de um desenvolvimento matemático deve ser conferido constantemente com a nossa intuição do que constitui um comportamento aceitável. Quando essa conferência revelar discordância, devemos examinar as seguintes possibilidades: a) foi cometido um erro no desenvolvimento matemático, b) os pressupostos de partida são incorretos, c) as simplificações assumidas são demasiadamente drásticas, d) nossa intuição é inadequada, e) um princípio novo foi descoberto.”

Harvey J. Gold

## Discussão

“É uma experiência como nenhuma outra: compreender que alguma coisa que ocorreu em sua mente corresponde exatamente a alguma coisa na natureza. É surpreendente. Ficamos espantados com o fato de que um construto de nossa própria mente possa materializar-se no mundo lá fora. Um grande choque, e uma alegria muito grande”.

Leo Kadanoff

“Tenho forças para caminhar, mas não para erguer o mundo.  
Tenho forças para respirar, mas não para o absurdo.  
Se lembra de quando sabíamos de tudo.  
Me venda uma passagem pelo muro.  
E voam nossos lençóis, nos campos giram girassóis no escuro.”

Paulo Rocha

## III – Agradecimentos

---

Dedico este trabalho a:

**Meu pai, minha mãe e minha preciosa irmã.**  
Em verdade, são tudo com que realmente me importo. Amo-os muito.

Ao Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa, orientador acadêmico e humano, exemplo de conhecimento, criatividade, equilíbrio, visão, objetividade, sensibilidade e muita paciência, por acreditar em mim, mesmo no deserto e no desespero, e por suportar, com muito bom humor e a elegância inglesa que lhe é peculiar, a minha latente “excentricidade”...

Aos professores da Faculdade de Odontologia de Piracicaba Frab Noberto Bóscolo e Francisco Haiter Neto, por todo o apoio incondicional e a paciência dispensada, me acompanhando neste trabalho que, aos poucos, foi se materializando quase que como um verdadeiro tratado sobre radiologia digital odontológica...

Às doutorandas Ana Emília Figueiredo de Oliveira e Gisela André Pagannini, por me acompanharem, por fins de semana a fio, nas “infundáveis” 4.500 medidas experimentais realizadas e na análise do “oceano de informação” gerado no decorrer desta tese, em diversos momentos extasiante e problemática, como tudo o que vale a pena...

Especialmente ao engenheiro, companheiro e amigo Paulo Roberto Martinussi, espelho profissional e humano, a quem devo infinita estima...

A Paulo Eduardo Bueno e Alex Sandro da Silva, amigos verdadeiros e companheiros desde a graduação, por tornarem a vida suportável a 3.300 Km da civilização e por compartilharem na minha maior paixão depois da engenharia: a música.

Ao seu Newton Bueno. Aos técnicos eletrônicos Carlos, Pedro e Ryan, que muito me ensinaram.

Ao “poderoso clã” Tavares Costa: Ricardo Grossi Dantas, Joaquim Miguel Maia e Hayram Nicacio, que por definição, dispensam apresentações.

Ao físico Eduardo Tinois da Silva, por me introduzir neste admirável mundo novo da física das radiações ionizantes.

Ao corpo de professores do Departamento de Engenharia Biomédica e aos funcionários do CEB.

Aos amigos “do peito” Marcelo Cristiano e Rodrigo Tavares Rodrigues. Ao Engenheiro Anis César Chehab.

À galera da PQP, ao resto do pessoal da elétrica 95, especialmente aos Canastrões. Ao antigo pessoal do Batista em Fortaleza, e principalmente a eterna muvuca do Ventos Alísios, de quem sempre senti tanta falta em meus seis anos de exílio.

E a todos os demais profissionais, professores, *partners*, amigos, companheiros, malucos e associados que diferentemente, e em momentos distintos, contribuíram e contribuem para minha formação e desenvolvimento.

“Cada ser em si carrega o dom de ser capaz e ser feliz”

Almir Sater

Obrigado a todos.

## IV – Listas

### – Lista de Abreviaturas

<b>Bits</b>	- Dígitos binários - do inglês: <i>Binary digits</i> .
<b>Byte</b>	- 8 Bits
<b>CCD</b>	- Dispositivo de carga acoplada - do inglês: <i>Charge Coupled Device</i> .
<b>CDR</b>	- Sistema radiográfico <i>Computer Dental Radiography</i> .
<b>CRT</b>	- Tubo de raios catódicos - do inglês: <i>Cathodic Ray Tube</i> .
<b>DICOM</b>	- Protocolo de comunicação em medicina- do inglês: <i>Digital Communications in Medicine</i> .
<b>DQE</b>	- Detecção efetiva de quanta - do inglês: <i>Detective Quantum Efficiency</i> .
<b>ERS</b>	- Resposta ao degrau – do inglês: <i>Edge Response Function</i> .
<b>ESF</b>	- Função de espalhamento de borda - do inglês: <i>Edge Spread Function</i> .
<b>FDA</b>	- <i>Food and Drug Administration</i> (Órgão do governo americano).
<b>FFT</b>	- Transformada rápida de Fourier - do inglês: <i>Fast Fourier Transformer</i> .
<b>FWTM</b>	- Relação largura meia altura - do inglês: <i>Full width to half maximum</i> .
<b>FHTM</b>	- Relação largura décimo da altura – do inglês: <i>Full width to tenth maximum</i> .
<b>FRD</b>	- Distância foco-receptor - do inglês: <i>Focus to Receptor Distance</i> .
<b>HVL</b>	- Camada semi-redutora - do inglês: <i>Half Value Layer</i> .
<b>IEC</b>	- <i>International Electrotechnical Commission</i> (Órgão de regulamentação internacional)
<b>JPEG</b>	- Codificação de imagem <i>Joint Photographic Expert Group</i> .
<b>KERMA</b>	- Dose absorvida – do inglês: <i>Kinetic Energy Released per Unit Mass of Absorber</i>
<b>LSF</b>	- Função de espalhamento de linha - do inglês: <i>Line Spread Function</i> .
<b>MTF</b>	- Função de transferência de modulação - do inglês: <i>Modulation Transfer Function</i> .
<b>NEQ</b>	- Ruído quântico equivalente - do inglês: <i>Noise Equivalent Quanta</i> .
<b>NPS</b>	- Densidade espectral de ruído - do inglês: <i>Noise power spectrum</i> .
<b>NDT</b>	- Ensaio não destrutivo - do inglês: <i>Non-Destructive Testing</i> .
<b>OTF</b>	- Função de transferência óptica - do inglês: <i>Optical Transfer Function</i> .
<b>PACS</b>	- Sistemas integrados de arquivamento e comunicação de imagens - do inglês: <i>Picture Archiving and Communication Systems</i> .
<b>Pixel</b>	- Elemento de imagem - do inglês: <i>Picture Element</i> .
<b>PMT</b>	- Tubo foto-multiplicador - do inglês: <i>Photo Multiplier Tube</i> .
<b>PRF</b>	- Resposta impulsiva do Sistema – do inglês: <i>Point Response Function</i> .
<b>PSF</b>	- Função de espalhamento de ponto – do inglês: <i>Point Spread Function</i> .
<b>PSPL</b>	- Luminescência por armazenamento de fósforo - do inglês: <i>Photo Stimulable Phosphor Luminescence</i> .
<b>RVG</b>	- Sistema radiográfico <i>RadioVisioGraph</i> .
<b>SAR</b>	- Sistema radiográfico <i>Sens-A-Ray 2000</i> .
<b>SNR</b>	- Relação sinal/ruído – do inglês: <i>Signal to Noise Ratio</i> .
<b>TIFF</b>	- Codificação de imagem <i>Tagged Image File Format</i> .

---

## – Símbolos Matemáticos

---

$\partial$	- Derivada parcial
$\infty$	- Infinito
$\mathfrak{F}$	- Transformada de Fourier direta
$\mathfrak{F}^{-1}$	- Transformada de Fourier inversa
$*$	- Convolução
$\oplus$	- Dilatação morfológica
$\ominus$	- Erosão morfológica
$\bullet$	- Fechamento morfológico
$\circ$	- Abertura morfológica
$\circ_{\text{rot}}$	- Abertura morfológica rotacional
$\Gamma$	- Operador linear

---

## – Letras Gregas

---

$\delta$	- Função impulso unitário
$\varepsilon$	- Energia
$\phi$	- Fase
$\gamma$	- curva gama
$\mu$	- Coeficiente de atenuação linear
$(\mu_{\text{en}}/\rho)$	- Coeficiente de absorção de energia
$(\mu_{\text{k}}/\rho)$	- Coeficiente de transferência de energia
$\nu$	- Frequência espacial no eixo radial
$\theta$	- Ângulo
$\rho$	- Densidade
$\sigma$	- Variância estatística
$\Delta x$	- Dimensão do <i>pixel</i> no eixo horizontal
$\Delta y$	- Dimensão do <i>pixel</i> no eixo vertical
$\Phi$	- Fluência de fótons
$\Psi$	- Fluência de energia

---

## – Letras Latinas

---

<b>a</b>	- Área física do <i>pixel</i> ( <i>pixel pitch</i> )
<b>f,g</b>	- Funções reais <i>f</i> e <i>g</i>
<b>h</b>	- Resposta impulsiva de um sistema linear
<b>k</b>	- Curva sensitométrica
<b>j</b>	- Unidade imaginária
<b>p,q</b>	- Probabilidades de um evento
<b>r</b>	- Coordenada espacial no eixo radial
<b>s</b>	- Luminância óptica
<b>u</b>	- Frequência espacial no eixo horizontal

---

## Listas

---

<b>v</b>	-	Frequência espacial no eixo vertical
<b>x</b>	-	Coordenada espacial no eixo horizontal
<b>y</b>	-	Coordenada espacial no eixo vertical
<b>A</b>	-	Area de Detecção ( <i>Aperture</i> )
<b>A<sub>ΔxΔy</sub></b>	-	Função de transferência de amostragem
<b>C</b>	-	Função de auto-correlação
<b>D</b>	-	Dose absorvida
<b>D<sub>opt</sub></b>	-	Densidade óptica
<b>E{}</b>	-	Esperança
<b>E<sub>k</sub></b>	-	Kerma (do inglês: <i>Kinetic Energy Released per Unit Mass of Absorber</i> )
<b>F,G</b>	-	Transformadas de Fourier de funções reais
<b>G</b>	-	Nível de Cinza (adimensional digital)
<b>F*</b>	-	Conjugado complexo de F
<b>H</b>	-	Função de transferência de um sistema linear
<b>M</b>	-	Modulação
<b>Pr{}</b>	-	Probabilidade
<b>Q</b>	-	Número de quanta
<b>Q<sub>A</sub></b>	-	Número de quanta em determinada área de detecção
<b>Q<sup>det</sup></b>	-	Número de quanta detectado
<b>S</b>	-	Nível de Luminância (adimensional digital)
<b>T</b>	-	Função de transferência macroscópica
<b>W<sub>f</sub></b>	-	Espectro de Potência de f
<b>X</b>	-	Exposição

---

## – Lista de Figuras

---

<b>Figura 1</b> – Relação entre energia equivalente do fóton e $HVL_1$ no cobre e alumínio (por SEELENTAG <i>et al.</i> , 1979).....	10
<b>Figura 2</b> – Tomógrafo linear contemporâneo.....	13
<b>Figura 3</b> – Sensores CCD dos sistemas radiográficos comerciais (A) Sens-A-Ray e (B) CDR.....	14
<b>Figura 4</b> – Frente e verso de placas de armazenamento de fósforo (PSPL) utilizadas nos sistemas radiográficos comerciais (A) Digora e (B) Denoptix. ....	16
<b>Figura 5</b> – Espectro de estimulação e emissão de luz em filmes de PSPL ( <i>In: FUJI,1999</i> ).....	18
<b>Figura 6</b> – Exposição de sensor intra oral através de suporte posicionador.....	19
<b>Figura 7</b> – Hierarquia de complexidade para avaliação da qualidade de imagem.....	23
<b>Figura 8</b> – Hierarquia de parâmetros de qualidade. ....	27
<b>Figura 9</b> – Procedimento para estimativa da MTF(v) a partir da ERF(x).....	31
<b>Figura 10</b> – Processos independentes envolvidos na degradação da MTF(u,v). ....	32
<b>Figura 11</b> – Definições da FWHM e FWTM.....	37
<b>Figura 12</b> – Exemplo de curva sensitométrica típica (para o caso de um filme radiográfico).....	38
<b>Figura 13</b> – Modelo de resposta em duas fases ao sinal de entrada. ....	38
<b>Figura 14</b> – Modelagem do ruído aditivo no domínio do espaço. ....	44
<b>Figura 15</b> – Processo de obtenção da figura de ruído em campo de exposição uniforme. ....	45
<b>Figura 16</b> – Ilustração da eficiência na detecção de um quanta de um detector digital. ....	46
<b>Figura 17</b> – Processo de avaliação de sistema de imagem utilizando o sistema integrado proposto.....	55
<b>Figura 18</b> – Unidade de raio-X GE 1000. ....	56
<b>Figura 19</b> – Curva dosimétrica da unidade GE 1000 operando com 60 kVp, 10mA e FRD 32 cm. ....	58
<b>Figura 20</b> – Característica de atenuação utilizando filtros de cobre (60 kVp, 10mA e FRD 140 cm). .	59
<b>Figura 21</b> – Camadas semi-redutoras de cobre (60 kVp, 10mA e FRD de 140 cm). ....	60
<b>Figura 22</b> – Diagrama esquemático e fotografia do suporte acrílico posicionador utilizado nas exposições. ....	62
<b>Figura 23</b> – Imagem fotográfica do <i>phantom</i> de linearidade.....	63
<b>Figura 24</b> – Imagem radiográfica do <i>phantom</i> de linearidade. ....	65
<b>Figura 25</b> – Curva de atenuação do <i>phantom</i> de linearidade. ....	66
<b>Figura 26</b> – Imagem fotográfica do <i>phantom</i> de uniformidade. ....	67
<b>Figura 27</b> – Imagem radiográfica do <i>phantom</i> de uniformidade.....	68
<b>Figura 28</b> – Imagens fotográficas do <i>phantom</i> de resolução nas versões de (A) inclinação de 45° com a horizontal e (B) inclinação de 5° com a vertical. ....	70
<b>Figura 29</b> – Imagem fotográfica do <i>phantom</i> de resolução na versão de 5° com a horizontal. ....	70
<b>Figura 30</b> – Imagem radiográfica do <i>phantom</i> de resolução.....	71
<b>Figura 31</b> – Imagem fotográfica do <i>phantom</i> de barras.....	71
<b>Figura 32</b> – Imagem radiográfica do <i>phantom</i> de barras. ....	72
<b>Figura 33</b> – Imagem fotográfica do sistema CDR. ....	73
<b>Figura 34</b> – Fotografia do (A) sensor e (B) conector ao módulo externo do sistema CDR.....	74
<b>Figura 35</b> – Imagem fotográfica do módulo externo do sistema Sens-A-RayY 2000. ....	75
<b>Figura 36</b> – Fotografia do (A) sensor e (B) conector do módulo externo do sistema Sens-A-Ray. ....	75
<b>Figura 37</b> – Imagem fotográfica da leitora a <i>laser</i> do sistema Digora.....	77
<b>Figura 38</b> – (A) Frente e (B) verso da placa de armazenamento de fósforo do sistema Digora. ....	78
<b>Figura 39</b> – Imagem fotográfica da leitora a <i>laser</i> do sistema Denoptix. ....	79
<b>Figura 40</b> – (A) Frente e (B) verso da placa de armazenamento de fósforo do sistema Denoptix. ....	80

---

<b>Figura 41</b> – Vista lateral dos sensores dos sistemas (A) CDR, (B) SAR, (C) filme radiográfico nº 2, (D) Denoptix e (E) Digora. ....	80
<b>Figura 42</b> – Zoom na imagem radiográfica do <i>phantom</i> de barras, adquirida no sistema Digora. Nota-se visualmente alguma variação até a frequência de 7 pl/mm. ....	82
<b>Figura 43</b> – Perfil de níveis de cinza da imagem da Figura 43. Observa-se mais claramente a resolução em 7 pl/mm. ....	82
<b>Figura 44</b> – Regiões do <i>phantom</i> de barras.....	84
<b>Figura 45</b> – Exemplo de matriz de imagem com níveis de cinza de uma borda, com amostragem grosseira da ERF. ....	85
<b>Figura 46</b> – $S_1$ e $S_2$ - Máscaras de Sobel (operador de gradiente discreto).....	86
<b>Figura 47</b> – Imagem amostrada da borda e suas projeções discretas da ERF.....	87
<b>Figura 48</b> – Diagrama da sobreposição das projeções das colunas da imagem da borda no algoritmo de reconstrução iterativo da ERF. ....	88
<b>Figura 49</b> – Representação esquemática do método de obtenção do intervalo de amostragem ( $\Delta S$ ) da função de resposta ao degrau (ERF) menor que as dimensões do <i>pixel</i> ( $\Delta x$ ). ....	89
<b>Figura 50</b> – Máscara de convolução utilizada na diferenciação discreta da ERF(r).....	90
<b>Figura 51</b> – Histograma da uniformidade diferencial. ....	93
<b>Figura 52</b> – Imagem de região de interesse (CFOV) do <i>phantom</i> de uniformidade, onde observa-se a presença de arranhões e da invasão dos marcadores. (Tela do <i>software</i> ).....	95
<b>Figura 53</b> – Máscaras utilizadas na detecção de arranhões.....	96
<b>Figura 54</b> – Resultado da segmentação dos marcadores e arranhões (verde) e da região útil (azul) (tela do <i>software</i> ).....	96
<b>Figura 55</b> – Histograma dos níveis de intensidade (S) da imagem do <i>phantom</i> de linearidade. ....	101
<b>Figura 56</b> – $PB_1$ – Máscara de convolução do filtro de média móvel passa-baixas utilizado para suavizar o histograma. ....	101
<b>Figura 57</b> – Segmentação de regiões através de limiar linear.....	102
<b>Figura 58</b> – Resultado da segmentação dos degraus.....	102
<b>Figura 59</b> – Curva sensitométrica: S x D. ....	103
<b>Figura 60</b> – Curva sensitométrica: $\log_{10}(S)$ x $\log_{10}(D)$ . ....	103
<b>Figura 61</b> – Imagem radiográfica original. ....	109
<b>Figura 62</b> – Resultado da segmentação do módulo de análise de contraste.....	109
<b>Figura 63</b> – Ambiente de desenvolvimento BORLAND C++ BUILDER 3.....	111
<b>Figura 64</b> – Diagrama de blocos do pacote computacional. ....	112
<b>Figura 65</b> – Comparação entre os algoritmo de FFT de BERGLAND & DOLAN (1979) e o disponível no MATLAB 5.3. ....	114
<b>Figura 66</b> – Tela do módulo de linearidade. ....	115
<b>Figura 67</b> – Máscara de convolução do filtro passa-baixas. ....	116
<b>Figura 68</b> – Simulação da imagem do <i>phantom</i> de linearidade (ruído gaussiano de média 0 e variância 0,0002). ....	116
<b>Figura 69</b> – Curvas sensitométricas obtidas com imagens simuladas.....	117
<b>Figura 70</b> – Simulação da imagem do <i>phantom</i> de linearidade (ruído gaussiano de média 0 e variância 0,02). ....	118
<b>Figura 71</b> – Tela do módulo de uniformidade.....	119
<b>Figura 72</b> – Figura de ruído em tela do <i>software</i> (visualização através de tabela de cores falsas)....	119
<b>Figura 73</b> – Campo de uniformidade diferencial em tela do <i>software</i> (visualização através de tabela de cores falsas).....	120
<b>Figura 74</b> – Menu de configurações do módulo de uniformidade.....	120
<b>Figura 75</b> – Simulação da imagem do <i>phantom</i> de uniformidade (média nula e variância 0,0002)....	122

<b>Figura 76</b> – Simulação da imagem do <i>phantom</i> de uniformidade (N = 128, n = 100). .....	122
<b>Figura 77</b> – Comparação entre os métodos da subtração e normalização para 80 imagens simuladas de 128x128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 80). .....	123
<b>Figura 78</b> – Comparação entre os métodos da subtração e normalização para 80 imagens simuladas de 128x128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 80). .....	124
<b>Figura 79</b> – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas de 32 x 32 <i>pixels</i> (N = 32, n = 80). ...	125
<b>Figura 80</b> – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas de 64 x 64 <i>pixels</i> (N = 64, n = 80). ...	125
<b>Figura 81</b> – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 80). .....	126
<b>Figura 82</b> – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas de 256 x 256 <i>pixels</i> (N = 256, n = 80). .....	126
<b>Figura 83</b> – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas em função do tamanho da imagem (N). .....	127
<b>Figura 84</b> – Erro encontrado na estimativa da NPS(v) em função de N com 80 imagens simuladas. .	128
<b>Figura 85</b> – Estimativa da NPS(v) com 3 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 3). .	128
<b>Figura 86</b> – Estimativa da NPS(v) com 10 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 10). .....	129
<b>Figura 87</b> – Estimativa da NPS(v) com 30 imagens simuladas (N = 128, n = 30). .....	129
<b>Figura 88</b> – Estimativa da NPS(v) com 100 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 100). .....	130
<b>Figura 89</b> – Estimativa da NPS(v) em função do número imagens simuladas (n) de 128 x 128 <i>pixels</i> . .....	131
<b>Figura 90</b> – Erro encontrado na estimativa da NPS(v) em função do número imagens simuladas (n). .....	131
<b>Figura 91</b> – Efeito da superposição na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 100). .....	132
<b>Figura 92</b> – Máscara de Hanning na correção do <i>spectral leakage</i> na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 100). .....	133
<b>Figura 93</b> – Máscara de Hamming na correção do <i>spectral leakage</i> na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 100). .....	133
<b>Figura 94</b> – Máscara de Kaiser na correção do <i>spectral leakage</i> na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 100). .....	134
<b>Figura 95</b> – Efeito da máscaras de Hanning, Hanning e Kaiser na correção do <i>spectral leakage</i> na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de 128 x 128 <i>pixels</i> (N = 128, n = 100). .....	134
<b>Figura 96</b> – Relação entre o número de amostras e tamanho da janela de amostragem. ....	135
<b>Figura 97</b> – Erro em função do número de amostras, utilizando superposição e correção pela máscara de Hanning (N = 64). .....	136
<b>Figura 98</b> – Tela do módulo de resolução. ....	137
<b>Figura 99</b> – Função de transferência gaussiana utilizada nas imagens simuladas. ....	138
<b>Figura 100</b> – Imagem simulada de borda inclinada em 2°, suavizada por função de transferência e com ruído gaussiano adicionado. ....	138
<b>Figura 101</b> – Borda reconstituída pelo método das projeções. ....	139
<b>Figura 102</b> – Resultado da filtração da borda resconstruída pelo filtro adaptativo. ....	139
<b>Figura 103</b> – PSF(x) obtidas (A) pela amostragem direta da resposta impulsiva em uma imagem simulada sem ruído e <i>pixel</i> “virtual” de 70 μm e (B) pela projeção da borda inclinada de 2° em uma imagem simulada com ruído gaussiano de variância 0,002 e <i>pixel</i> “virtual” de 70 μm. ....	140

<b>Figura 104</b> – Comparação entre MTF(v) original utilizada na geração de imagens simuladas e da MTF(v) reconstituída da mesma imagem em função da frequência de corte e da variância do ruído aditivo gaussiano. ....	141
<b>Figura 105</b> – Curva sensitométrica dos sistemas avaliados para a calibração de 560 $\mu\text{Gy}$ . ....	143
<b>Figura 106</b> – Uniformidade integral em função da dose nos sistemas avaliados.....	146
<b>Figura 107</b> – Uniformidade diferencial máxima em função da dose nos sistemas avaliados.....	146
<b>Figura 108</b> – Uniformidade diferencial mínima em função da dose nos sistemas avaliados. ....	147
<b>Figura 109</b> – Espalhamento da uniformidade diferencial em função da dose. ....	147
<b>Figura 110</b> – Coeficiente de variação em função da dose nos sistemas avaliados. ....	148
<b>Figura 111</b> – Relação sinal/ruído integral em função da dose nos sistemas avaliados.....	149
<b>Figura 112</b> – Granulosidade de Selwyn em função da dose nos sistemas avaliados.....	149
<b>Figura 113</b> – Densidade espectral de ruído do sistema Sens-A-Ray 2000 avaliado com 258 $\mu\text{Gy}$ . ....	150
<b>Figura 114</b> – Linhas isopletas da densidade espectral de ruído do sistema Sens-A-Ray 2000, avaliado com 258 $\mu\text{Gy}$ . ....	151
<b>Figura 115</b> – Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema Digora. ....	152
<b>Figura 116</b> – Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema Denoptix. ....	153
<b>Figura 117</b> – Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema CDR. ....	153
<b>Figura 118</b> – Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema Sens-A-Ray 2000.....	154
<b>Figura 119</b> – Comparação entre a densidade espectral de ruído dos sistemas avaliados para 387 $\mu\text{Gy}$ . ....	154
<b>Figura 120</b> – Comparação entre as resoluções pela análise do <i>phantom</i> de barras.....	156
<b>Figura 121</b> – Comparação entre a função de transferência dos sistemas avaliados.....	158
<b>Figura 122</b> – Comparação entre as MTF(v) obtidas pelos métodos da borda e da modulação. ....	160
<b>Figura 123</b> – Comparação entre as funções de transferência linearizadas dos sistemas avaliados.....	161
<b>Figura 124</b> – NEQ(v) em função da dose no sistema Digora. ....	162
<b>Figura 125</b> – NEQ(v) em função da dose no sistema Denoptix.....	163
<b>Figura 126</b> – NEQ(v) em função da dose no sistema CDR. ....	163
<b>Figura 127</b> – NEQ(v) em função da dose no sistema SAR.....	164
<b>Figura 128</b> – DQE(v) em função da dose no sistema Digora. ....	165
<b>Figura 129</b> – DQE(v) em função da dose no sistema Denoptix.....	166
<b>Figura 130</b> – DQE em função da dose no sistema CDR. ....	166
<b>Figura 131</b> – DQE(v) em função da dose no sistema SAR.....	167
<b>Figura 132</b> – Comparação entre o DQE(v) dos sistemas avaliados na dose de 387 $\mu\text{Gy}$ . ....	167
<b>Figura 133</b> – SNR(v) para o sistema Digora, com exposição de 517 $\mu\text{Gy}$ , e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.....	168
<b>Figura 134</b> – SNR(v) para o sistema Denoptix, com exposição de 517 $\mu\text{Gy}$ e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.....	169
<b>Figura 135</b> – SNR(v) para o sistema CDR, com exposição de 517 $\mu\text{Gy}$ e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.....	169
<b>Figura 136</b> – SNR(v) para o sistema SAR, com exposição de 517 $\mu\text{Gy}$ e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.....	170
<b>Figura 137</b> – (A) Imagem de objeto clínico 01 (B) e sua segmentação.....	171
<b>Figura 138</b> – (A) Imagem de objeto clínico 02 (B) e sua segmentação.....	171
<b>Figura 139</b> – (A) Imagem de objeto clínico 03 (B) e sua segmentação.....	172
<b>Figura 140</b> – Exposição das placas de armazenamento a 10 cm da tela de um monitor de 17”.....	174
<b>Figura 141</b> – Exposição das placas de armazenamento a 10 cm da lateral de um monitor de 17 “.....	174

---

<b>Figura 142</b> – Placas de armazenamento dos sistemas (A) Digora e (B) Denoptix, com seus respectivos invólucros plásticos.....	175
<b>Figura 143</b> – Densidade Espectral de Ruído (NPS) dos sistemas Digora e Denoptix com placas processadas imediatamente após a exposição, em ambientes “claro” e “escuro”.....	175
<b>Figura 144</b> – Densidade Espectral de Ruído (NPS) com placas processadas após a exposição durante 5, 10, 15, 20 e 30 min a 10 cm de um monitor de 17”, nos sistemas (A) Digora (frente do monitor), (B) Digora (lateral do monitor), (C) Denoptix (frente do monitor) e (D) Denoptix (lateral do monitor).....	178
<b>Figura 145</b> – Tempos de apagamento das placas do sistema Denoptix em função da dose e da intensidade luminosa do negatoscópio.....	179
<b>Figura 146</b> – Diferenças na análise da resolução pelo <i>phantom</i> de barras.....	185
<b>Figura 147</b> – MTF(v) linearizada dos sistemas radiográficos baseados em PSPL. ....	189
<b>Figura 148</b> – MTF(v) reconstituída do processo A para os sistemas Digora e Denoptix (300 dpi). ...	190
<b>Figura 149</b> – MTF(v) reconstituída do processo B para os sistemas Digora e Denoptix (300 dpi). ...	191
<b>Figura 150</b> – MTF(v) reconstituída do processo B para os sistemas Digora e Denoptix (300 dpi). ...	192
<b>Figura 151</b> – NPS(v,D) nos sistemas avaliados.....	196
<b>Figura 152</b> – NPS(v) máxima nos sistemas avaliados (extrapolada para dose nula).....	196
<b>Figura 153</b> – NEQ(v,D) nos sistemas avaliados.....	198
<b>Figura 154</b> – DQE(v,D) nos sistemas avaliados.....	201
<b>Figura 155</b> – Máximo DQE(v) oferecido teoricamente para os sistemas avaliados (dose nula).....	202
<b>Figura 156</b> – Mínimo DQE(v) oferecido teoricamente para os sistemas avaliados (dose infinita). ....	203
<b>Figura 157</b> – SNR(v) para os sistemas Digora e Denoptix , com exposição de 517 $\mu$ Gy e respectivamente contraste de 4% e 8% em relação ao sinal médio. ....	206
<b>Figura 158</b> – (A) Imagem original representada em níveis de intensidade e (B) resultado de filtragem passa-baixas com renderização. ....	207
<b>Figura 159</b> – Regiões de <i>phantoms</i> expostos em 646 $\mu$ Gy: (A) <i>phantom</i> de resolução no sistema CDR, (B) <i>phantom</i> de barras no sistema CDR, (C) <i>phantom</i> de resolução no sistema SAR, (D) <i>phantom</i> de barras no sistema SAR. ....	209

---

---

## – Lista de Tabelas

---

<b>Tabela 1</b> – Valores representativos de resolução espacial (HUDA & SLONE, 1994) .....	36
<b>Tabela 2</b> – Panorama atual de avaliações de qualidade em sistemas radiográficos.....	53
<b>Tabela 3</b> – Resumo dos resultados das camadas semiredutoras.....	61
<b>Tabela 4</b> – Análise de variância dos curvas sensitométricas reconstituídas em relação à curva de atenuação teórica.....	118
<b>Tabela 5</b> – Análise de variância da MTF(v) reconstituída em relação à MTF(v) simulada original...	142
<b>Tabela 6</b> – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 560 $\mu$ Gy.....	144
<b>Tabela 7</b> – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 840 $\mu$ Gy.....	144
<b>Tabela 8</b> – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1120 $\mu$ Gy.....	144
<b>Tabela 9</b> – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1400 $\mu$ Gy.....	144
<b>Tabela 10</b> – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1680 $\mu$ Gy.....	144
<b>Tabela 11</b> – Valores de doses primária e secundária do phantom de uniformidade. ....	145
<b>Tabela 12</b> – Astigmatismo da NPS(u,v) dos sistemas de imagem avaliados.....	152
<b>Tabela 13</b> – Comparação entre as resoluções dos sistemas avaliados estimadas através do phantom de barras.....	155
<b>Tabela 14</b> – Astigmatismo da MTF(v) dos sistemas avaliados.....	157
<b>Tabela 15</b> – Comparação entre as resoluções dos sistemas avaliados estimada através do phantom de barras.....	158
<b>Tabela 16</b> – Relação entre dose e fluência de fótons. ....	164
<b>Tabela 17</b> – Comparação entre o contraste da imagem do objeto clínico 01, adquirida nos sistemas Denoptix e Digora. ....	171
<b>Tabela 18</b> – Comparação entre o contraste da imagem do objeto clínico 02, adquirida nos sistemas Denoptix e Digora. ....	171
<b>Tabela 19</b> – Comparação entre o contraste da imagem do objeto clínico 03, adquirida nos sistemas Denoptix e Digora. ....	172
<b>Tabela 20</b> – Erros máximos, segundo a distribuição $\chi^2$ , para o ajuste exponencial do DQE(v) em função da dose.....	202
<b>Tabela 21</b> – Lista alfabética dos formatos de arquivo de imagem compatíveis com o software desenvolvido. ....	227
<b>Tabela 22</b> – Lista alfabética dos sistemas de radiografia digital comercialmente disponíveis em 2001. ....	228
<b>Tabela 23</b> – Curva dosimétrica do aparelho GE1000, operando em 60 kVp, 10mA e FRD = 32 cm. ....	229

# V – Índice

<b>I – Resumo .....</b>	<b>i</b>
<b>II – Abstract.....</b>	<b>i</b>
<b>III – Agradecimentos .....</b>	<b>vi</b>
<b>IV – Listas .....</b>	<b>vii</b>
– LISTA DE ABREVIATURAS .....	VII
– SÍMBOLOS MATEMÁTICOS.....	VIII
– LETRAS GREGAS .....	VIII
– LETRAS LATINAS .....	VIII
– LISTA DE FIGURAS.....	X
– LISTA DE TABELAS.....	XV
<b>V – Índice .....</b>	<b>xvi</b>
Capítulo 01 – Introdução.....	<b>1</b>
Capítulo 02 – Objetivos .....	<b>3</b>
Capítulo 03 – Revisão da literatura.....	<b>5</b>
3.1 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	5
3.1.1 – Breve revisão sobre radiações ionizantes.....	5
3.2 – BREVE HISTÓRICO DA RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA .....	11
3.3 – EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS DE RADIOLOGIA DIGITAL ODONTOLÓGICA.....	13
3.4 – CONSIDERAÇÕES SOBRE QUALIDADE DE IMAGEM.....	21
3.5 – PARÂMETROS FÍSICOS DA QUALIDADE DE IMAGEM.....	26
3.5.1 – A função de transferência em sistemas de imagem radiográfica. ....	27
3.5.1.1 – Função de transferência de modulação .....	27
3.5.1.2 – Função de espalhamento de linha.....	29
3.5.1.3 – Função de espalhamento de borda .....	30
3.5.1.4 – Características gerais da função de transferência de modulação .....	31
3.5.2 – Resolução espacial em sistemas de imagem radiográfica.....	35
3.5.3 – Sensibilidade em sistemas de imagem radiográfica.....	37
3.5.4 – O ruído em sistemas de imagem radiográfica.....	39
3.5.5 – Modelagem do ruído quântico (quantum mottle).....	40
3.5.6 – Modelagem do ruído pela teoria de sistemas lineares.....	43
3.5.7 – Modelagem da detecção equivalente de quanta e ruído quântico equivalente.....	45
3.6 – REVISÃO DE AVALIAÇÕES DE QUALIDADE PRÉVIAS.....	49
<b>Capítulo 04 – Material e Métodos.....</b>	<b>55</b>
4.1 – SISTEMA INTEGRADO DE AVALIAÇÃO.....	55
4.2 – FONTE DE RAIOS-X.....	56
4.3.1 – Caracterização da fonte de raios-X.....	57
4.2.1.1 – Tensão de pico aplicada ao tubo de raios-X.....	57
4.2.1.2 – Tempo de exposição.....	57
4.2.1.3 – Dose de entrada .....	57
4.2.1.4 – Camada Semi-Redutora .....	58
4.3 – PHANTOMS.....	61
4.3.1 – Phantom de Linearidade.....	63
4.3.2 – Phantom de Uniformidade .....	66

4.3.3 – Phantom de Resolução .....	69
4.3.4 – Phantom de Barras .....	71
4.4 – SISTEMAS RADIOGRÁFICOS.....	72
4.3.4.1 – Sistemas baseados em matrizes CCD.....	72
4.3.4.1.1 – Sistema CDR .....	73
4.3.4.1.2 – Sistema SENS-A-RAY 2000 .....	74
4.3.4.2 – Sistemas baseados em placas de armazenamento de fósforo (PSPL) .....	76
4.3.4.2.1 – Sistema DIGORA.....	76
4.3.4.2.2 – Sistema DENOPTIX .....	78
4.6– MÉTODOS DE ESTIMATIVA DE PARÂMETROS.....	81
4.6.1 – Métodos de estimativa dos parâmetros de resolução .....	81
4.6.1.1 – Medida da resolução espacial pelo phantom de barras .....	81
4.6.1.2 – Medida da MTF pelo método da modulação .....	83
4.6.1.3 – Medida da MTF pelo método da resposta ao degrau (ERF) .....	85
4.6.1.4 – Medida da resolução espacial através da LSF.....	91
4.6.2 – Métodos de estimativa dos parâmetros de uniformidade.....	91
4.6.2.1 – Parâmetros de uniformidade de primeira ordem.....	91
4.6.2.1.1 – Uniformidade integral .....	91
4.6.2.1.2 – Uniformidade diferencial .....	92
4.6.2.1.3 – Espalhamento da uniformidade diferencial.....	92
4.6.2.1.4 – Coeficiente de variação.....	93
4.6.2.1.5 – Granulosidade de Selwyn.....	93
4.6.2.1.6 – Relação sinal/ruído integral.....	93
4.6.2.2 – Parâmetros de uniformidade de segunda ordem.....	94
4.6.2.2.1 – Densidade Espectral de Ruído (NPS) ou Espectro de Wiener.....	94
4.6.2.2.2 – Energia espectral de ruído.....	99
4.6.3 – Métodos de estimativa dos parâmetros de linearidade.....	100
4.6.3.1 – Curva sensitométrica.....	100
4.6.3.2 – Curva Gama e Fator Gama .....	104
4.6.4 – Métodos de estimativa dos parâmetros derivados.....	104
4.6.4.1 – Ruído quântico equivalente (NEQ).....	104
4.6.4.2 – Eficiência na detecção de quanta (DQE).....	105
4.6.5 – Métodos de estimativa do contraste .....	106
<b>Capítulo 05 – Resultados .....</b>	<b>111</b>
5.1 – PACOTE COMPUTACIONAL.....	111
5.1.1 – Algoritmo FFT .....	114
5.1.2 – Módulos do pacote computacional.....	115
5.1.2.1 – Módulo de linearidade.....	115
5.1.2.1.1 – Validação do módulo de linearidade.....	116
5.1.2.2 – Módulo de uniformidade.....	118
5.1.2.2.1 – Validação do módulo de uniformidade .....	121
5.1.2.3 – Módulo de resolução.....	137
5.1.2.3.1 – Validação do módulo de resolução .....	137
5.2 – ANÁLISE DOS SISTEMAS DE RADIOLOGIA DIGITAL .....	142
5.2.1 – Linearidade.....	142
5.2.2 – Uniformidade.....	145
5.2.2.1 – Parâmetros de primeira ordem.....	145
5.2.2.2 – Densidade espectral de ruído (NPS(v)).....	150

## Índice

---

5.2.3 – Resolução .....	155
5.2.4 – Parâmetros derivados .....	161
5.2.4.1 – Ruído quântico equivalente (NEQ(v)) .....	161
5.2.4.2 – Eficiência na detecção de quanta (DQE(v)).....	164
5.2.4.3 – Relação sinal/ruído (SNR(v)).....	168
5.2.5 – Contraste .....	170
5.3 – APLICAÇÕES DO SISTEMA DESENVOLVIDO.....	172
5.3.1 – Análise da influência das condições ambientais sobre a degradação da imagem. ....	173
5.3.2 – Estimativa do tempo de apagamento .....	176
<b>Capítulo 06 – Discussão .....</b>	<b>181</b>
6.1 – CURVA SENSITOMÉTRICA.....	183
6.2 – RESOLUÇÃO .....	184
6.3 – NPS(v).....	193
6.4 – NEQ(v) .....	197
6.5 – DQE(v).....	198
6.6 – SNR(v) .....	204
6.7 – SATURAÇÃO DOS SISTEMAS CCD.....	208
<b>Capítulo 07 – Conclusões.....</b>	<b>211</b>
<b>VI – Referências Bibliográficas.....</b>	<b>213</b>
<b>VII – Apêndices.....</b>	<b>223</b>
APÊNDICE 01 – DEFINIÇÕES.....	223
APÊNDICE 02 – CONVERSÃO ENTRE DOSE E EXPOSIÇÃO .....	226
APÊNDICE 03 – FORMATOS DE ARQUIVOS DE IMAGEM .....	227
APÊNDICE 04 – SISTEMAS RADIOGRÁFICOS.....	227
APÊNDICE 05 – CURVA DOSIMÉTRICA.....	229
APÊNDICE 06 – TRABALHOS PUBLICADOS .....	230

---

## Capítulo 01 – Introdução

---

A radiografia representa um elemento de fundamental valor na clínica odontológica (BRETTLE *et al.*, 1996). Utilizado desde o início do século, o filme intra-oral convencional foi a base da técnica da radiografia odontológica e continua amplamente empregado na atualidade (WEBB, 1995; KENGYLICS *et al.*, 1999).

Na última década foram propostos novos detectores de radiação, alternativos à película radiográfica odontológica (WORKMAN & BRETTLE, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999-a). Estes novos transdutores são, via de regra, associados a sistemas de imagem digital. Desta forma, surgiu a imagem radiográfica intrabucal digital direta (BRETTLE *et al.*, 1996).

Nesta modalidade de obtenção de imagem, um sensor reutilizável absorve a radiação emitida por um tubo de raios-X convencional. Este sensor gera um sinal elétrico ou luminoso, que é digitalizado e transferido a um microcomputador, onde as imagens são reconstituídas, arquivadas e visualizadas.

Imediatamente, houve uma intensa difusão desta técnica, com o contínuo lançamento de novos sistemas no mercado, tendência que persiste até hoje (BRETTLE *et al.*, 1996). Entre as razões da disseminação desta tecnologia tem-se a dispensa do processamento de filmes (com redução de custo e tempo de trabalho), viabilidade de armazenamento digital (através de bases de dados de imagens corporativas), tratamento de imagens (disponibilizado no próprio software de aquisição, possibilitando o realce de detalhes diversos), aquisição imediata, maior facilidade de operação e, principalmente, a possibilidade de redução da dose de radiação (devido à maior eficiência na detecção de quanta dos sensores digitais em relação aos filmes) (BRETTLE *et al.*, 1996).

Surgiu a necessidade de comparar sistemas de imagem concorrentes desta nova tecnologia sobre uma escala relativa de desempenho, além de estabelecer novos protocolos de controle de qualidade para um sistema particular, monitorando sua performance com o tempo (WORKMAN & BRETTLE, 1997). Com fim de desempenhar estas tarefas, foi sugerido avaliar uma grande variedade de parâmetros quantitativos de qualidade de imagem (BRETTLE *et al.*, 1996; YOSHIURA *et al.*, 1999-a; JANHOM *et al.*, 1999; HUDA *et al.*, 1997).

Dentro deste contexto, foi desenvolvido neste trabalho um sistema integrado, com o objetivo de permitir uma avaliação objetiva de sistemas de radiologia digital odontológica. Este sistema integrado é composto por um conjunto de *phantoms* específicos (*In*: ECRI, 1998) para radiologia digital odontológica intra-oral (*In*: ECRI, 1998) e um pacote computacional dedicado à avaliação objetiva e quantitativa de parâmetros físicos representativos da qualidade da imagem, interagindo para automatizar o processo de avaliação.

Para a validação e exemplificação do sistema descrito, foram analisados quatro sistemas comerciais, representativos das diferentes tecnologias existentes. Como resultado desta análise foi possível comparar estes sistemas e estabelecer critérios de qualidade.

O capítulo 03 apresenta uma revisão da literatura, abrangendo os princípios físicos de formação da imagem digital e da avaliação de sua qualidade. O Capítulo 04 é dedicado à descrição dos materiais e equipamentos envolvidos, bem como das técnicas e metodologias empregadas.

Os resultados obtidos através do sistema de avaliação implementado são apresentados no capítulo 05 e discutidos no capítulo 06.

## Capítulo 02 – Objetivos

---

- 1) Constituir um conjunto de *phantoms* específicos para a análise da qualidade de sistemas de radiologia digital odontológica intra-oral direta.
- 2) Desenvolver um pacote computacional completo para análise automática de parâmetros físicos quantitativos de qualidade baseados nas imagens radiográficas dos *phantoms* previamente desenvolvidos
- 3) Analisar comparativamente sistemas comerciais de radiologia digital odontológica intra-oral direta utilizando o sistema integrado desenvolvido.



## Capítulo 03 – Revisão da literatura

---

### 3.1 – Fundamentos Teóricos

---

Nesta seção, tem-se uma breve revisão sobre a teoria da interação dos fótons com a matéria. As definições e conceitos apresentadas nesta introdução não pretendem abranger toda a teoria, mas apenas introduzir os elementos necessários para a compreensão do texto seguinte. O conteúdo desta introdução pode ser facilmente compreendido, uma vez que suas definições e propriedades estão bem descritas na literatura. Contudo, uma rápida leitura do mesmo é recomendada para uma familiarização com as notações e nomenclaturas nos capítulos posteriores. Uma discussão mais completa é encontrada em ALBUQUERQUE & COSTA, 2001.

#### 3.1.1 – Breve revisão sobre radiações ionizantes

Segundo BARRET & SWINDELL (1981), o raio-X é uma radiação eletromagnética (frequência de  $10^{17}$  a  $10^{21}$  Hz). Esta radiação é produzida pela conversão da energia cinética de elétrons em energia eletromagnética. No caso específico de tubos de raios-X, esta radiação é produzida quando um feixe de elétrons de alta energia (acelerados por uma grande diferença de potencial) é colimado em um pequeno ponto focal metálico. A rápida desaceleração (perda de energia cinética) destes elétrons, gerados em um catodo, ao colidir com o anodo metálico, produz um largo espectro contínuo de raios-X chamada radiação *Bremsstrahlung* (alemão para radiação de freamento) (ATTIX, 1986; JANHS, 1983).

Também é possível que os elétrons incidentes ionizem átomos no anodo metálico, criando lacunas nas camadas mais internas (maior probabilidade de camadas K e L). Estas lacunas são rapidamente preenchidas por transições de elétrons de outras camadas, gerando uma emissão de

radiação com um espectro discreto caracteristicamente dependente do material do anodo, chamada de radiação característica (ATTIX, 1986; TORTORIC, 1992; SHIBUYA *et al.*, 2000).

O feixe de raios-X gerado é denominado primário (BARRET & SWINDELL, 1981; BUSHBERG, 1994). Os fótons do feixe primário interagem com o material do objeto clínico em estudo, gerando um feixe secundário, que carrega a informação de uma imagem de transmissão do objeto. Esta informação é adquirida por um detector de radiação, onde se inicia o processo de recuperação da imagem formada.

Ao penetrar no objeto, o feixe primário é atenuado na medida que seus fótons constituintes atravessam o meio. Esta atenuação se dá por dois processos: **espalhamento** e **absorção** (BARRET & SWINDELL, 1981; BUSHBERG, 1994). As perdas por espalhamento se referem à energia removida do feixe primário por fótons redirecionados espacialmente do local primário da interação (principalmente pelo efeito Compton). As perdas por absorção se referem à transferência de energia ao objeto, principalmente por efeito fotoelétrico (ATTIX, 1986). As principais formas de interação dos fótons com a matéria são: o efeito fotoelétrico e efeito Compton, visto que a produção de pares não é pronunciada na faixa de energia utilizada em radiologia odontológica.

Conforme BARRET & SWINDELL (1981) para definir completamente um feixe de raios-X é necessário especificar as distribuições espacial e espectral dos seus fótons constituintes. Embora essa formulação seja fisicamente completa, considerações mais simples são mais úteis na prática. Como primeira medida de radiação tem-se a ionização induzida, que indica diretamente o seu efeito biológico. Com esta base, se define a **exposição (X)**:

$$X = \partial Q / \partial m \quad (1)$$

onde  $\partial Q$  é o diferencial absoluto da carga dos íons produzidos pela liberação de elétrons estimulada pela incidência da radiação na massa de um elemento de diferencial de volume de ar  $\partial m$ . A unidade normalmente utilizada é o Roentgen ( $1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} C/kg$ ).

Alternativamente, pode-se definir o diferencial de energia transferida  $\partial\varepsilon$  pela radiação ionizante a um diferencial de massa  $\partial m$ . Deste modo define-se a **dose absorvida** (D):

$$D = \partial\varepsilon/\partial m \quad (2)$$

onde a unidade de dose é o Gray (1 Gy = 1 J/kg) no Sistema Internacional (SI) de Unidades.

A taxa de dose absorvida é definida por  $\dot{D} = \lim_{dt \rightarrow 0} dD/dt$  (3), cuja unidade padrão é Gy/s.

Embora as unidades de dose e exposição não sejam dimensionalmente consistentes, é apresentada uma metodologia de conversão no Apêndice 2. A dose pode ser expressa em função da distância foco-receptor (FRD) pela lei dos quadrados, expressa na Equação (46) (JANHS, 1983; TORTORIC, 1992):

$$\frac{D_1}{D_2} = \frac{FRD_2^2}{FRD_1^2} \quad (4)$$

A **fluência de fótons** ( $\Phi$ ) representa o número N de partículas que atravessam uma pequena esfera de diferencial de área de secção  $\partial a$ :

$$\Phi = \partial N/\partial a \quad (5)$$

A unidade de fluência de fótons é  $m^{-2}$ . A **fluência de energia** ( $\psi$ ) representa o diferencial de energia total carregada pelas partículas que atravessam uma pequena esfera de área de secção  $\partial a$ :

$$\psi = \partial\varepsilon/\partial a \quad (6)$$

A unidade de fluência de fótons é  $J/m^2$  (BARRET & SWINDELL, 1981).

Quando um feixe colimado, com fluência de energia ( $\psi$ ), incide normalmente sobre um material absorvente de espessura  $\partial x$  e densidade  $\rho$ , uma porção da fluência de energia primária  $\Delta\psi$ , proporcional ao feixe incidente  $\psi$  e à espessura  $\Delta x$ , é convertida em energia cinética nos elétrons do atenuador:

$$\Delta\psi = \mu_k \cdot \psi \cdot \Delta x \quad (7)$$

onde  $\mu_k$  é uma constante de proporcionalidade. Reescrevendo (7) na forma diferencial:

$$\frac{\partial \psi}{\partial x} = \mu_k \psi \quad (8)$$

A energia cinética transferida por unidade de massa do atenuador ( $E_k$ ) é definida por:

$$E_k = \frac{\partial \psi}{\rho \partial x} = \psi \left( \frac{\mu_k}{\rho} \right) \quad (9)$$

A grandeza  $(\mu_k/\rho)$  é denominada **coeficiente de transferência de energia** e a quantidade  $E_k$  também é denominada **kerma** (*kinetic energy released per unit mass of absorber*), tendo a mesma unidade da dose absorvida: o Gray (1Gy = 1 J/kg). Nem todo o Kerma ( $E_k$ ) produz ionização do meio, pois parte da energia pode ser re-irradiada, portanto não contribuindo para a dose absorvida. Ao considerar-se este efeito, o coeficiente de transferência de energia corrigido recebe o nome de **coeficiente de absorção de energia** ( $\mu_{en}/\rho$ ):

$$E_{abs} = \psi \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (10)$$

onde  $\mu_{en}$  (referido apenas por  $\mu$ ) é denominado **coeficiente de atenuação**. Para elementos com  $Z < 30$  e energia média de fótons  $\epsilon_0 < 1$  MeV, a diferença entre  $(\mu_k/\rho)$  e  $(\mu_{en}/\rho)$  é menor que 1% (BARRET & SWINDELL, 1981).

A grandeza  $\psi(h\nu)$  é representativa da fluência de energia carregada por fótons de energia  $h\nu$ . A distinção da energia do feixe em função da frequência  $\nu$  do fóton,  $\psi(h\nu)$  é denominada **espectro de radiação**. Em radiologia, a distribuição do espectro de energia  $\psi(h\nu)$  define o conceito de **qualidade**, **dureza** ou **penetração** do feixe de radiação (BARRET & SWINDELL, 1981; ATTIX, 1986; JANHS, 1983; TORTORIC, 1992). A dose absorvida ( $D$ ) por um determinado atenuador de espessura  $d$  é dada por:

$$D(d) = \int_0^{\infty} \psi(h\nu) \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) e^{-\mu(h\nu)d} d h\nu \quad (11)$$

Ainda conforme BARRET & SWINDELL (1981) pode-se assumir um feixe **monocromático** ou **monoenergético**, quando houver predominância de uma energia média nos fótons ( $\epsilon_0 = \overline{h\nu}$ ). Para o caso de radiação monocromática, apresenta-se a simplificação da Equação (11):

$$D(d) = \psi \cdot \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) e^{-\mu_{en} \cdot d}, \text{ ou ainda, } D(d) = D_0 \cdot e^{-\mu_{en} \cdot d} = D_0 \cdot e^{-\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) d \cdot \rho} \quad (12)$$

Define-se a camada semi-redutora (HVL – *Half Value Layer*) de ordem n como  $HVL_n = d$  tal que  $D(d)/D_0 = D_{\text{absorvida}}/D_{\text{incidente}} = (1/2)^n$  (ATTIX, 1986). Ou seja:

$$\frac{D(HVL_n)}{D_0} = \frac{1}{2^n} \quad (13)$$

No caso específico da camada semi-redutora de primeira ordem ( $HVL_1$ ), usualmente referida apenas por **camada semi-redutora** (HVL), tem-se (ATTIX, 1986):

$$\frac{D(HVL)}{D_0} = 0,5 \quad (14)$$

Definir-se ainda o **coeficiente de homogeneidade** (HC – *Homogeneity Coefficient*) de um feixe por:

$$HC = \frac{HVL_1}{HVL_2} \quad (15)$$

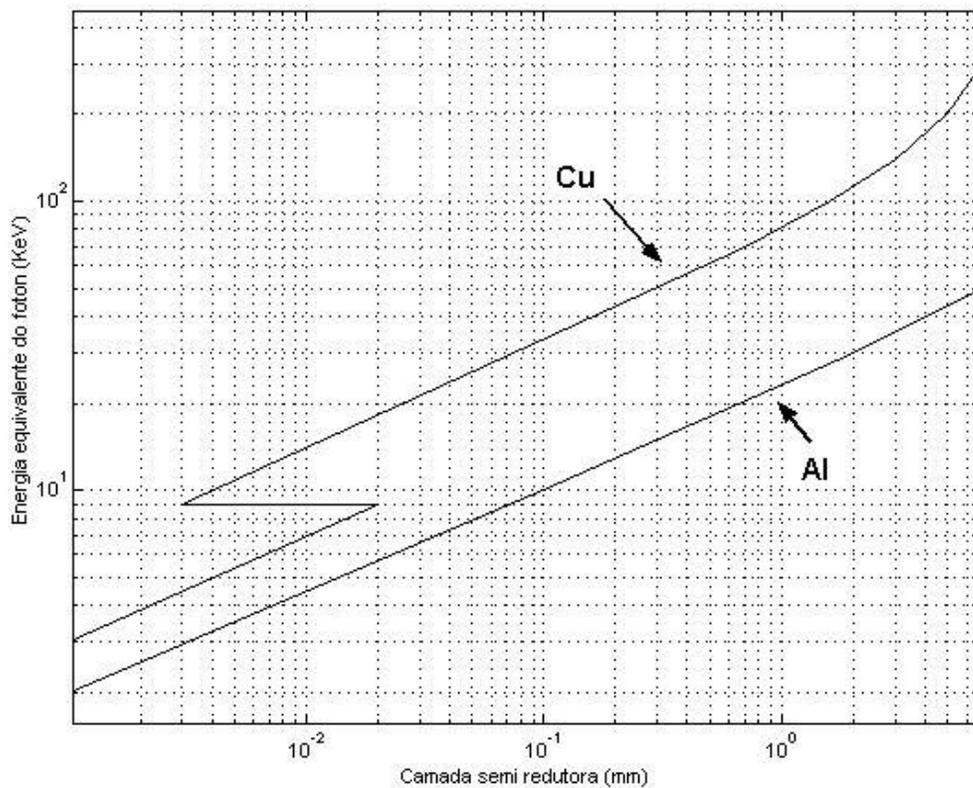
Conforme ATTIX, 1986, considera-se um feixe monocromático se  $HC \cong 1/2$ . Sobre esta aproximação, o coeficiente de absorção de energia é calculado diretamente da medida experimental da camada semi-redutora:

$$\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) = \frac{\ln(2)}{\rho \cdot HVL_1} \cong \frac{0,6931}{\rho \cdot HVL_1} \quad (16)$$

Tendo em vista estes conceitos, define-se a **energia equivalente de fótons** para um feixe de raios-X qualquer, como a energia dos fótons de um feixe idealmente monocromático que tenha a mesma camada semi-redutora ( $HVL_1$ ) do feixe especificado (BARRET & SWINDELL, 1981):

$$\varepsilon_0 = \overline{h\nu} \quad (17)$$

A Figura 1 apresenta a relação entre a energia equivalente de fótons e camada semi-redutora, medida experimentalmente por SEELENTAG *et al.*, 1979, para o alumínio (Al<sub>16</sub>) e o cobre (Cu<sub>29</sub>). Através da Figura 1, tanto é possível estimar a energia equivalente de fótons quanto converter reciprocamente valores de HVL<sub>Cu</sub> e HVL<sub>Al</sub>.



**Figura 1** – Relação entre energia equivalente do fóton e HVL<sub>1</sub> no cobre e alumínio (por SEELENTAG *et al.*, 1979)

Em resumo, para a caracterização completa de um feixe de raios-X é necessário discriminar duas grandezas distintas: a fluência e a energia dos fótons (BARRET & SWINDELL, 1981), ambas relacionadas com o espectro da radiação. Alternativamente, uma caracterização completa, para feixes

aproximadamente monoenergéticos, pode ser fornecida em termos da dose (D) e da camada semi-redutora (através da energia equivalente dos fótons) (ALBUQUERQUE & COSTA, 2001)

## 3.2 – Breve Histórico da Radiologia Odontológica

---

Os raios-X têm sido empregados para produzir imagens utilizadas em medicina desde que foram descobertos pelo físico Wilhelm Conrad Röntgen em 1895 em suas experiências com tubos de raios catódicos. De fato, as projeções do corpo humano, obtidas por meio desta radiação, constituíram a primeira técnica de diagnóstico por imagem (WEBB, 1995).

Röntgen tornou pública sua descoberta em 1896, sem registrar patente, por considerá-la um patrimônio da humanidade. Como resultado a técnica teve uma rápida difusão. Röntgen recebeu o primeiro prêmio Nobel de Física em 1901 (WEBB, 1995).

A primeira aplicação clínica real dos raios-X é atribuída aos médicos ingleses Ratcliffe e Hall-Edwards, que, em 1896, utilizaram a técnica para obter uma imagem do interior da mão de uma paciente, fornecendo uma cópia impressa em um substrato de brometo de prata (emulsão fotográfica). Esta imagem foi utilizada no dia seguinte pelo cirurgião J. H. Clayton, consistindo na primeira cirurgia guiada por um exame de raios-X.

Ainda em 1896, o dentista alemão F. Otto Walkhoff (*In: Radiology Centennial*, 2000) realizou a primeira radiografia intrabucal, através da exposição da uma emulsão fotográfica em uma placa de vidro no interior de sua própria boca.

Em 1897, o Dr. Frank Van Woert (*In: Radiology Centennial*, 2000) realizou demonstrações práticas de radiologia odontológica intra-oral e maxilofacial na Sociedade de Radiologia de Nova York. Woert foi o primeiro a utilizar filmes Kodak ao invés de emulsões em placas de vidro.

O "Record" fabricado em 1905 pela indústria alemã Reiniger-Gebbert & Schall (atualmente Siemens Corp.) foi provavelmente a primeira unidade de raios-X odontológico comercialmente manufaturada (*In: Radiology Centennial, 2000*). Este equipamento já contava com proteção de chumbo e colimador para radiografia intra-oral.

Apesar do esforço empregado após a descoberta de Röntgen, pouco se conseguiu melhorar os tubos de raios-X em relação ao foco e direcionamento do feixe.

William David Coolidge, físico pesquisador da General Electric Corp., desenvolveu em 1913 uma técnica para tornar o tungstênio flexível (*In: Radiology Centennial, 2000*). No mesmo ano, Coolidge construiu o primeiro tubo a vácuo com catodo excitado com altas tensões, utilizando um filamento de tungstênio flexível como fonte de elétrons para acelerar através do tubo. A implementação ficou conhecida como tubo de Coolidge e é a base de todas as unidades de raios-X atuais.

Em 1921, Coolidge desenvolveu um tubo de raios-X especialmente para aplicações em radiografia odontológica. Em 1920, Harry F. Waite Jr. patenteou o primeiro sistema de refrigeração a óleo à prova de choque. Waite entrou em acordo com a GE, e foi lançada em 1921 a unidade GE CDX.

Em 1948, o finlandês Yrjo Veli Paatero (*In: Radiology Centennial, 2000*) desenvolveu o primeiro tomográfico linear. Uma versão contemporânea deste sistema pode ser vista na Figura 2.

O tomográfico linear consiste de um tubo de raios-X e cassete (repositório de filme) rotativos, que se movem em direções opostas durante a exposição. Desta forma, diferentes regiões são irradiadas, mas devido a geometria do dispositivo, um determinado plano (plano focal) sempre é exposto. Conseqüentemente, somente o plano focal (ajustado na arcada dentária) é nítido na imagem. As visões panorâmicas obtidas com esta técnica são utilizadas nas mais diversas aplicações clínicas.



**Figura 2** – Tomógrafo linear contemporâneo.

### **3.3 – Evolução dos Sistemas de Radiologia Digital Odontológica**

---

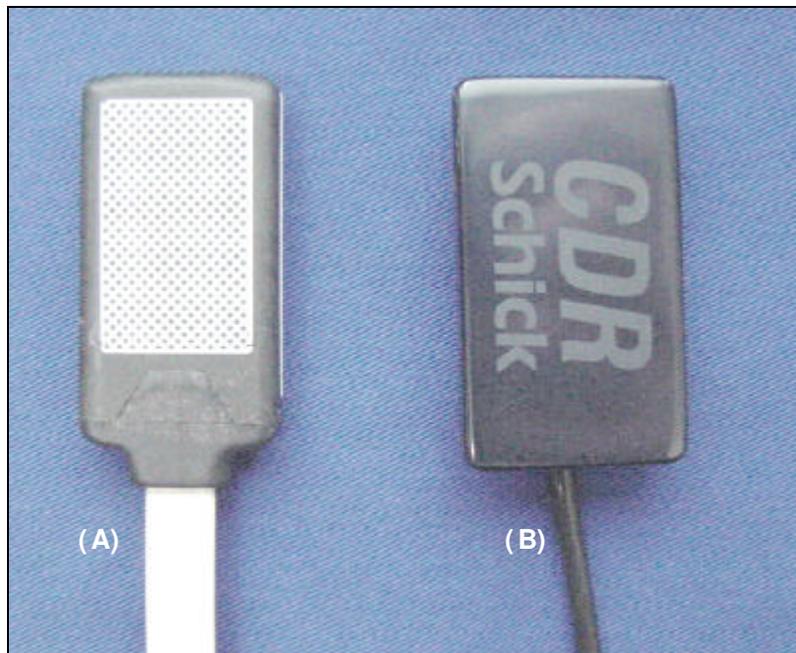
Tradicionalmente, foram utilizadas emulsões de sais halogenados de prata (WEBB, 1995), referidos como filmes radiográficos, como transdutores da radiação secundária proveniente do objeto clínico em estudo. A primeira tentativa de utilizar sistemas de imagem digital em radiologia consistiu na digitalização do filme por câmara de vídeo ou *scanner* digital (COWEN *et al.*, 1993). Esta técnica foi denominada radiologia digital indireta.

O primeiro sistema comercial a obter imagens digitais sem a necessidade de filmes foi o *RadioVisioGraphy* (RVG) (Trophy Radiologie, Vincennes, França) em 1987 (NELVIG *et al.*, 1992). Este sistema utilizava como transdutor de radiação uma matriz de CCD (*charge coupled device*) justaposta a um cristal cintilador.

Isso iniciou a era da radiologia digital odontológica direta, ou radiografia computadorizada. Em 1989, o *RadioVisioGraphy* recebeu a aprovação do FDA (*Food and Drug Administration*), iniciando a sua comercialização nos Estados Unidos, sendo que já se encontrava difundido na Europa (VALE *et al.*, 1995).

Em seqüência, foram lançados os sistemas FlashDent (Villa Sistemi Medicali, Buccianasco, Itália), Visualix/Vixa (Gendex Dental System, Milão, Itália) e Sens-A-Ray (Regam Medical System, Sundsvall, Suécia) (GOTFREDSEN, 2000). A tecnologia empregada nos sensores destes sistemas também foi a de CCD.

Os CCDs podem ser sensibilizados diretamente pelos raios-X ou por fótons na faixa do visível, emitidos por uma placa intensificadora atingida pela radiação secundária. Algumas montagens incluem fibras ou lentes ópticas para conduzir a luz do cintilador ao CCD (MILES, 1993). A Figura 3 ilustra sensores de CCD comerciais.



**Figura 3** – Sensores CCD dos sistemas radiográficos comerciais (A) Sens-A-Ray e (B) CDR.

As matrizes de CCD são arranjos bidimensionais de transistores MOS, onde cada elemento corresponde diretamente a um *pixel* da imagem. Os sinais elétricos provenientes do CCD são digitalizados e transferidos ao computador por uma interface própria. A aquisição e transferência da imagem são feitas quase que instantaneamente (MILES, 1993).

O sensor CCD é inserido em um suporte posicionador no interior da boca do paciente. A exposição à radiação é realizada externamente por uma unidade de raios-X convencional. Desta forma, é obtida uma imagem de transmissão das estruturas intra-orais. Um cabo externo é utilizado para a comunicação do sensor com o microcomputador. Normalmente, um módulo externo é conectado entre o sensor e o computador, sendo responsável pela amplificação do sinal e isolamento elétrico.

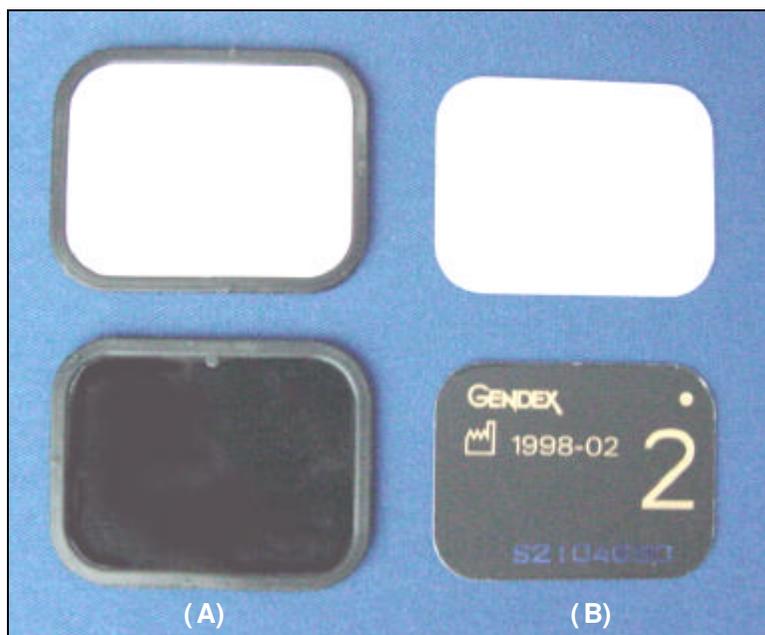
Dentre outras tecnologias baseadas em estado sólido atualmente disponíveis para a transdução direta de imagens radiográficas, listam-se as matrizes amorfas de transistores em filmes de silício (a-Si TFT) e selênio (a-Se TFT), referidas por FPD (*Flat Panel Detectors*) (XINHUA *et al.*, 2000; KNÜPFER *et al.*, 1999; BESCH, 1998; FRÖJDH, 1999; GRANFORS, 1999). No entanto, estas tecnologias ainda não foram disponibilizadas comercialmente em sistemas de radiologia digital para fins odontológicos.

A propriedade de certos materiais de irradiar, na forma de luz, energia acumulada previamente é referida por luminescência (HILDEBOLT *et al.*, 2000). A partir de 1926, foram desenvolvidos sistemas de luminescência baseados na estimulação por radiação infravermelha. Na segunda guerra mundial, essa tecnologia foi utilizada para produzir sistemas de visão noturna (câmaras de infravermelho). Em 1947 foi proposta a utilização de placas de fósforo, estimuladas pela exposição aos raios-X. Estas placas poderiam gerar uma imagem latente durante a exposição, posteriormente recuperada pela luminescência resultante da estimulação com radiação infravermelha.

Em 1975, foi obtida a patente (Eastman Kodak Company, Rochester, NY) para o método geral de varredura capaz de registrar essa energia luminescente e recuperar a imagem latente do fósforo e armazená-la em arquivos digitais (HILDEBOLT *et al.*, 2000; BORG *et al.*, 2000).

Em 1981 a Fuji Corporation (Tokyo, Japão) lançou comercialmente a tecnologia do sistema de armazenamento de fósforo (PSPL – *photostimulable phosphor luminescence*). Os princípios físicos de funcionamento dos sistemas de PSPL foram descritos na literatura pela primeira vez em 1983 (SVANAES, 1996; HILDEBOLT *et al.*, 2000; BORG *et al.*, 2000).

A tecnologia do PSPL consiste em filmes de bário-fluorohalogenados dopados com Európio ([Ba,Eu]FX, onde X é um halogênio: Br, Cl ou I) (HILDEBOLT *et al.*, 2000; BRETTLE *et al.*, 1996; BORG *et al.*, 2000). A Figura 4 ilustra placas de armazenamento de fósforo utilizadas em sistemas radiográficos comerciais.



**Figura 4** – Frente e verso de placas de armazenamento de fósforo (PSPL) utilizadas nos sistemas radiográficos comerciais (A) Digora e (B) Denoptix.

Durante a exposição ao campo de raios-X, a transferência de energia dos fótons para elétrons da dopagem de Európio promove sua excitação para a banda de condução. Estes elétrons, por sua vez,

produzem uma ionização secundária no Európio, resultando em um significativo número de pares elétrons/lacunas (HILDEBOLT *et al.*, 2000; STAMATAKIS *et al.*, 1999).

Os elétrons excitados são apanhados no centro halogênio (FX). Nas telas intensificadoras convencionais, os pares elétrons/lacunas apanhados recombina-se imediatamente causando luminescência. Nas placas de armazenamento de fósforo, a dopagem com bário determina um “gap” intermediário, reduzindo a velocidade de decaimento. Desta forma, menos da metade dos pares se recombina espontaneamente. Os pares restantes persistem em um estado metaestável por um considerável período de tempo.

A concentração de pares armazenados é proporcional à exposição local, e desta forma a distribuição de elétrons forma uma imagem radiográfica “latente”. A formação desta imagem é eficiente porque o fósforo é mais facilmente sensibilizado pela radiação do que o filme convencional. Entretanto, processos térmicos randômicos causam o decaimento exponencial da imagem latente através da fosforescência. Conforme HILDEBOLT *et al.* (2000), aproximadamente 25% a 50% do sinal latente armazenado é perdido na primeira hora após a exposição. O restante da imagem latente pode persistir por dias.

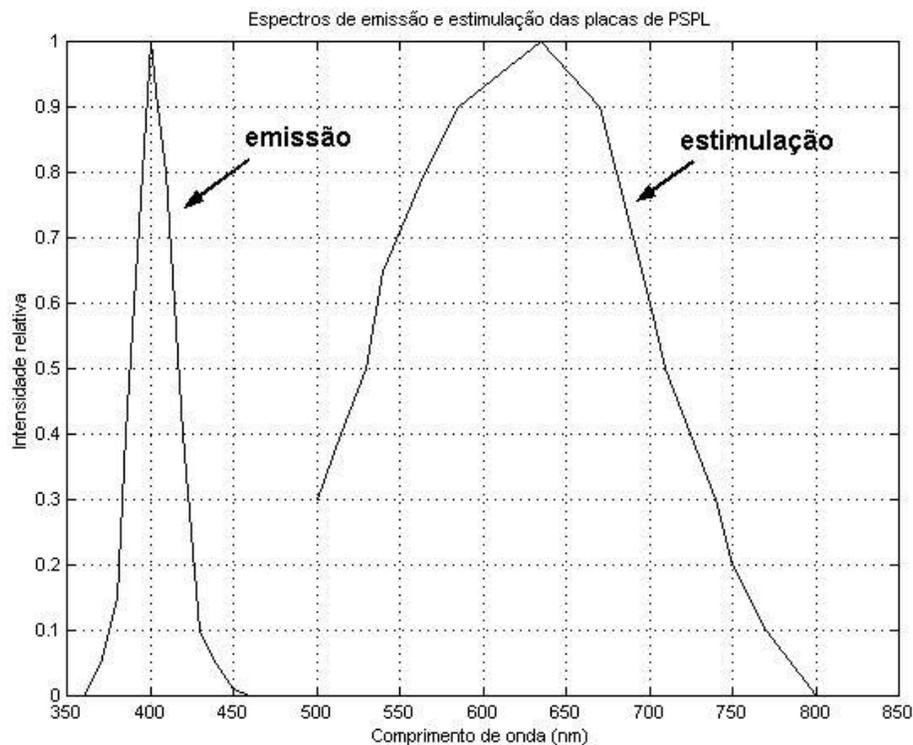
Ainda segundo os mesmos autores, utiliza-se a recombinação estimulada dos pares elétrons/lacunas remanescentes para recuperar a imagem. O complexo excitado de BaFX tem uma larga banda de absorção centrada em 600nm. A estimulação é feita em um *scanner a laser* com comprimento na faixa do vermelho (633 nm para *laser* hélio-neon ou 680 nm para *laser* semiconductor, usualmente com potência na faixa de 10 mW).

O feixe *laser* é colimado em uma pequena região. A estimulação libera os elétrons armazenados, cuja recombinação libera luz na faixa de 300 a 500 nm (usualmente na faixa de 100 pW). A Figura 5 mostra os espectros de emissão e estimulação das placas de armazenamento de fósforo FUJI HR-V (*In: FUJI, 1999*).

A luminosidade estimulada é conduzida via fibra óptica, onde a luz vermelha (luz de estimulação) é removida por filtros ópticos e a luz verde (luz estimulada) é conduzida a um tubo fotomultiplicador (PMT – *photo multiplier tube*).

No PMT, um campo elétrico acelera elétrons liberados pelos fótons incidentes. Estes elétrons colidem com uma série de eletrodos, gerando nova emissão de elétrons em cascata. Ganhos da ordem de  $10^5$  são possíveis (HILDEBOLT *et al.*, 2000). O sinal resultante é digitalizado por um conversor analógico digital.

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



**Figura 5** – Espectro de estimulação e emissão de luz em filmes de PSPL (*In: FUJI,1999*)

De forma similar aos sensores de CCD, as placas de PSPL são posicionadas em um suporte posicionador no interior da boca do paciente, onde é realizada a exposição. As placas de armazenamento de fósforo são dimensionadas em tamanhos similares aos filmes radiográficos convencionais. Segundo WENZEL *et al.* (1999), as placas de PSPL seriam menos desconfortáveis ao paciente, por não necessitarem de cabos para conexão com o computador (Figura 06). A tecnologia do PSPL também é referida na literatura por radiografia de luminescência digital, radiografia de armazenamento de fósforo ou radioluminografia (HILDEBOLT *et al.*, 2000).

O primeiro sistema de radiologia digital odontológica a utilizar a tecnologia de PSPL foi o Digora (Soredex, Helsink, Finlândia) em 1994 (HILDEBOLT *et al.*, 2000; BORG *et al.*, 2000; HATAGAWA *et al.*, 1997).



**Figura 6** – Exposição de sensor intra oral através de suporte posicionador.

Posteriormente foram lançados os sistemas baseados em CCD: CDR (Schick Technologies Inc., Long Island City, NY), Sidexis (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha), Dexis

(Medizinrechner GmbH, Bensheim, Alemanha), Dixel (J Morita Corp., Osaka, Japão), Dixi/Dimax (Planmeca Group, Helsinki, Finlândia), Dyxis (Villa Sistemi Medicali spr, Buccinasco, Itália), VistaRay (Dürr Dental GmbH, Dietzenbach, Alemanha), CygnusRay MPS (Cygnus Technologies, Merignac Cedex, França), MPDx (Dental Medical Diagnostic System Inc., Milwaukee, WI), Sigma (Instrumentarium Corp., Tuusula, Finlândia), NI-DX (Dentsply New Image, Santa Clara, CA) e F1 iOX (Fimet, Helsinki, Finlândia), além dos sistemas baseados em PSPL: Denoptix (Gendex Dental System srl, Milão, Itália), CD-Dent (Orex Corp., Somerset, NJ), IntraScan (Planmeca Group, Helsinki, Finlândia) (GOTFREDSEN, 2000). O Apêndice 4 contém uma tabela com os sistemas atualmente disponíveis (2001) para fins de radiologia digital odontológica intrabucal.

Dentre as novas técnicas proporcionadas por estes sistemas, cita-se a radiografia digital de subtração, baseada em *softwares* (Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, Holanda e Diagnostic Subtraction Radiology, Richardson, TX) que realizam a subtração digital de duas imagens da mesma região anatômica realizada com diferentes tempos de exposição (COUTURE & HILDEBOLT, 2000). Como prognóstico, espera-se que novos sistemas de radiologia digital plana, baseados em detectores de selênio amorfo, forneçam resolução superior aos filmes convencionais (o sistema IntraScan da Gendex, Helsinki, Finlândia, já dispõe de 22 lp/mm) (GREENE, 2000).

O atual estado da arte em diagnóstico odontológico por imagem consiste na introdução dos sistemas de tomografia computadorizada odontológica (HORTON, 2000). Dentre as características destes sistemas enumera-se a versatilidade, produzindo desde projeções planas (utilizando a varredura com feixe colimado para reduzir o espalhamento), a reconstituição de vistas cefalométricas e panorâmicas (como um tomógrafo linear) e em alta definição (escanograma), os algoritmos de reconstrução tomográficas helicoidais (comercialmente com fatias de até 2 mm), as tomografias de volumes axiais com pequenas angulações (zonograma) e a reconstituição tridimensional de volumes e superfícies (HORTON, 2000).

Recentes avanços provêm da introdução da radiologia digital na telemedicina, atualmente denominada teleradiologia (ROWLANDS & JI, 1999), através da transmissão de imagens por compartilhamento de redes de computadores ou linhas telefônicas (HILDEBOLT *et al.*, 2000). Os sistemas de imagem odontológica digital são plenamente compatíveis com o conceito do protocolo de comunicações digitais em medicina (DICOM – *digital communications in medicine*) (HILDEBOLT *et al.*, 2000), portanto, facilmente interfaceados em sistemas integrados de arquivamento e comunicação de imagens (PACS – *picture archiving and communication systems*) existentes ou em implantação (HILDEBOLT *et al.*, 2000; GREENE, 2000; STRICKLAND, 1999; FRIJA, 1998).

Estes conceitos ainda recebem impulso extra pela disponibilidade da tecnologia de transmissão de dados em banda larga, repositórios de arquivamento, sistemas de informação e educação à distância (VERSTEEG *et al.*, 1997).

### **3.4 – Considerações sobre qualidade de imagem.**

---

Nesta seção é feita uma discussão sobre as restrições do conceito de qualidade de imagem enfocado neste trabalho. Conforme HART & SMITH (1992), a qualidade de imagem é um conceito genérico aplicável a todas as modalidades de sistemas de aquisição e reprodução de imagem. Não obstante, isto não significa que seja um conceito bem definido ou estabelecido. A importância da discussão sobre conceitos de qualidade de imagem aplicados a sistemas médicos envolve intrinsecamente o valor da técnica para o diagnóstico. Dentro de um conjunto específico de situações clínicas é essencial manter a maior fidelidade entre o objeto observado e a imagem disponibilizada de forma a proporcionar a capacidade de detecção e descrição acurada de anormalidades.

Ainda segundo HART & SMITH (1992), deve-se considerar que a qualidade da imagem deve ser avaliada como um processo de duas etapas: a detecção de dados, representando a qualidade do

processo de obtenção de informação pelo instrumento de imagem, e o processamento/exibição de dados, representando a qualidade final da imagem exibida.

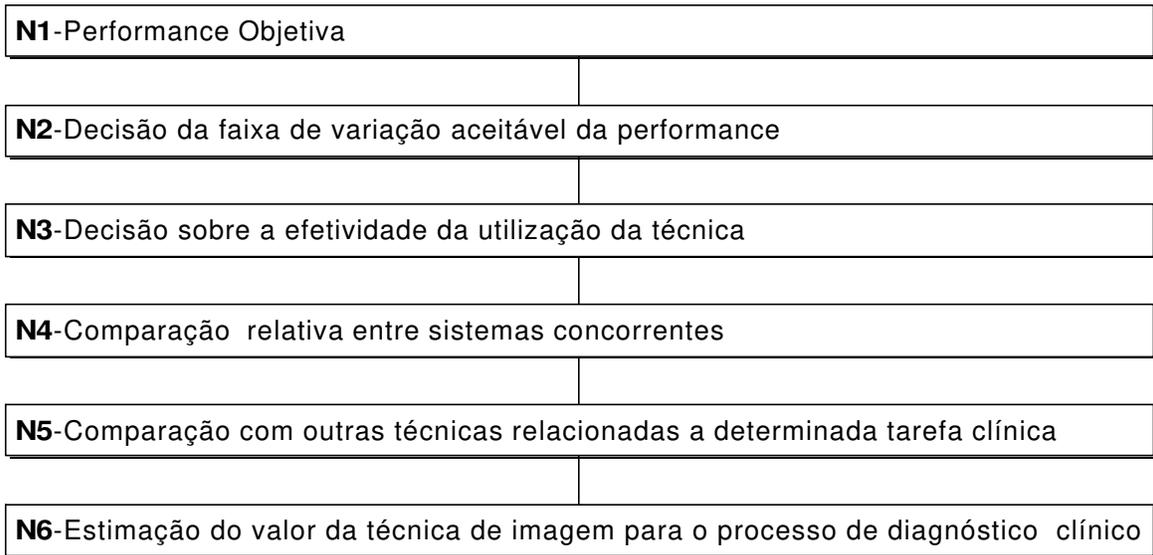
Dentre as tarefas relacionadas com a segunda etapa, lista-se a exibição de dados em monitores de tubos de raios catódicos (CRT – *cathodic ray tube*) ou cópias impressas. Os monitores de CRT apresentam níveis de luminância inferiores aos negatoscópios, função de transferência não-linear, distorção geométrica e potencial para fadiga visual, além de resoluções, espacial e de quantização, inferiores às fornecidas intrinsecamente pelas técnicas de PSPL e CCD (HILDEBOLT *et al.*, 2000; HART & SMITH, 1992). O impacto clínico destas limitações não está claramente estabelecido e requer maiores estudos (HILDEBOLT *et al.*, 2000). A tarefa de processamento da imagem adquirida guarda estreito compromisso entre o software disponível e as tarefas e situações clínicas em questão, sendo de difícil avaliação global (HART & SMITH, 1992).

Este trabalho enfoca unicamente a detecção de dados, uma vez que esta modalidade determina o potencial do instrumento para sua utilização clínica com um dado propósito pretendido. Sobre esta consideração, observamos ainda que a qualidade de imagem não pode ser considerada isoladamente: a utilização pretendida da informação deve ser definida em forma de tarefas de forma a integrar o conjunto do processo da medição da qualidade (HART & SMITH, 1992).

Como primeira aproximação, devemos dividir as tarefas relacionadas à avaliação da qualidade por uma hierarquia de complexidade. A divisão apresentada na Figura 7 é uma extensão da divisão de hierarquias proposta por SHARP em 1992 (ALBUQUERQUE & COSTA, 2001).

O primeiro nível (N1) relaciona a qualidade da imagem a quanto determinados parâmetros físicos aproximam-se do ideal teórico. Neste aspecto a qualidade representa diretamente a eficiência na representação do objeto em estudo. A subjetividade do observador humano não toma parte nesta etapa, sendo puramente objetiva (SHARP, 1992).

Avaliação de Qualidade de Imagem



**Figura 7** – Hierarquia de complexidade para avaliação da qualidade de imagem

O segundo nível (**N2**) se refere à significância de desvios de performance no comprometimento da execução de tarefas clínicas. O propósito desta avaliação de qualidade consiste em detectar e corrigir preventivamente mudanças de performance que indiquem a probabilidade de uma falha que comprometa a utilização clínica do sistema (SHARP, 1992). Neste enfoque, parâmetros de desempenho são utilizados como indicadores do controle de qualidade de um sistema particular com o tempo.

O terceiro nível (**N3**) representa aspectos de utilização do sistema sobre seus diversos ajustes e compromissos entre diferentes parâmetros de qualidade (ex. resolução x sensibilidade) sob enfoque do desempenho de determinada tarefa clínica desejada (SHARP, 1992).

Desta forma, deve-se definir o conceito de tarefa clínica. Simplificadamente, pode-se dividir a tarefa clínica em duas categorias: estimação e classificação (HART & SMITH, 1992). Em radiologia, a estimação envolve a medição da extensão espacial ou a intensidade de determinada característica da imagem (HART & SMITH, 1992; BRICKLEY, 1998; ROHLIN & MILEMAN, 2000). A classificação, constituinte primordial da tarefa clínica, consiste em nomear uma característica da imagem entre um

limitado número de categorias possíveis. No caso mais simples, constituída por duas categorias, esta tarefa é denominada detecção, e usualmente representa a característica em estudo como normal ou anormal (HART & SMITH, 1992; SHARP, 1992).

O quarto nível (N4) se refere à possibilidade da comparação relativa de qualidade dos sistemas disponíveis com seus concorrentes no mercado sobre um escala relativa de desempenho (ALBUQUERQUE *et al.*, 1999). Esta comparação serve para orientação de aquisições e definição de estratégias de atualização tecnológica.

O quinto nível (N5) representa a comparação entre diferentes técnicas de imagem. Esta tarefa encontra a dificuldade da obtenção de bases de comparação comuns. A avaliação deste nível não deve considerar apenas a performance de uma técnica, mas o tipo de informação gerada, e sua conformidade com determinada tarefa clínica específica (SHARP, 1992).

Finalmente, no sexto nível (N6) inclui-se a avaliação do valor global da técnica sobre o processo de diagnóstico (SHARP, 1992). Este nível promove a discussão geral sobre o custo/benefício da técnica.

O corrente trabalho apresenta enfoque na análise de primeiro nível, sendo portando a base para a obtenção das tarefas de maior complexidade, resultantes de sua extensão. Percebe-se, portanto, a utilidade da aplicação deste estudo nas áreas clínica e administrativa. Dentro desta restrição, encerra-se o desenvolvimento de uma análise matemática que avalie a qualidade da imagem relativa, dado que o operador humano é excluído.

Em formulação mais criteriosa, mesmo esta análise matemática deve ser condicionada a uma tarefa específica, representada usualmente em termos de uma função de descrição do objeto. Desta forma, os parâmetros de qualidade condicionados à tarefa podem ser utilizados como função de custo para um classificador Bayesiano. É descrito que estes classificadores (observadores ideais) têm índices de acerto superiores a operadores humanos (HART & SMITH, 1992; ROHLIN & MILEMAN, 2000).

Contudo, a função de custo somente é mensurável para um limitado número de tarefas simples. Talvez no futuro sejam possíveis formulações com maior número de tarefas (HART & SMITH, 1992).

Não obstante, na literatura (WORKMAN & BRETTE, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINY & SHAW, 1976) são descritos certos parâmetros como bons descritores genéricos da qualidade de imagem em uma larga faixa de tarefas. Recomenda-se a utilização criteriosa destes parâmetros, sempre condicionada à avaliação de observadores humanos. O principal parâmetro sugerido na literatura com esta característica é a **detecção equivalente de quanta** (DQE – *detective quantum efficiency*) (BRETTE *et al.*, 1996; KENGYLICS *et al.*, 1999; WORKMAN & BRETTE, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999-a; JANHOM *et al.*, 1999; HUDA *et al.*, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINY & SHAW, 1976; STAMATAKIS *et al.*, 1999; ROWLANDS & JI, 1999; GRANFORDS & AUFRICHTIG, 2000; MOY & BOSSET, 1999; ZANELLA & ZANNONI, 1996 e 1999; ONTTONELLO *et al.*, 1998; KANDARAKIS *et al.*, 1997). Nas seções posteriores, tem-se a definição do DQE como uma razão quadrática entre as relações sinal/ruído da imagem de saída e da imagem de transmissão.

De forma complementar à qualidade de imagem, a segurança da técnica de diagnóstico consiste em outra tarefa a ser otimizada (BRETTE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTE, 1997). No caso dos sistemas radiográficos, a segurança da técnica está intimamente relacionada à redução da dose de radiação. No entanto, a redução da dose somente pode ser utilizada como parâmetro comparativo se tomada relativamente à qualidade de imagem (HART & SMITH, 1992). A priori, a meta é a redução da dose necessária para a obtenção de uma imagem com determinada qualidade necessária. Esta tarefa também é desempenhada pelo DQE. O DQE também pode ser descrito como a normalização do ruído quadrático equivalente na imagem de saída (NEQ – *noise equivalent quanta*) em função do número de quanta incidente por área de detecção. O incremento do DQE pode ser interpretado como uma redução da quantidade de fótons necessários para a obtenção de um mesmo

ruído quadrático equivalente (NEQ). Desta forma, o DQE exprime a sensibilidade do sistema aos fótons, ou seja, a eficiência de sua detecção (BRETTLE *et al.*, 1996; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINTE & SHAW, 1976). Uma extensa discussão sobre o DQE será promovida adiante.

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema integrado de avaliação automática de qualidade, na qual uma grande variedade de parâmetros físicos de qualidade pode ser estimada. Todavia, o enfoque principal do nosso pacote de qualidade consiste na obtenção do DQE, parâmetro relacionado à qualidade e segurança da técnica. Como este parâmetro é exclusivamente representativo da detecção de dados, tem-se a classificação do sistema desenvolvido como de nível **N1** na hierarquia proposta.

### **3.5 – Parâmetros físicos da qualidade de imagem.**

---

A avaliação de qualidade de imagem na presente pesquisa foi baseada na estimativa automática da detecção efetiva de quanta (DQE). Pelo artigo 54 do ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) recomendam-se três parâmetros físicos como fundamentais para a especificação técnica de um sistema de imagem:

- (a) Propriedades de resolução espacial;
- (b) Curva sensitométrica;
- (c) Propriedades de ruído.

O principal parâmetro físico indicador da resolução espacial sugerido na literatura é a função de transferência de modulação (MTF – *modulation transfer function*), que expressa a correlação espacial na saída entre o sinal de entrada e sua vizinhança. Por sua vez, a curva sensitométrica expressa a característica de ganho pontual entre os sinais de entrada e saída, independentemente da vizinhança (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINTE & SHAW, 1976). A combinação dos processos distintos de formação da imagem expressos pela MTF e pela curva sensitométrica exprime a capacidade do sistema de reproduzir o sinal de entrada. O principal

parâmetro físico indicador da geração de ruído sugerido na literatura é a densidade espectral do ruído (NPS – *noise power spectrum*).

As propriedades de reprodução do sinal de entrada e geração de ruído são combinadas na estimativa do DQE. Destarte, constitui-se uma hierarquia de parâmetros, vista na Figura 8. Os três parâmetros básicos promoveram o desenvolvimento de três módulos específicos de análise e três *phantoms* associados (In: ECRI: *Phantoms*, 1998).

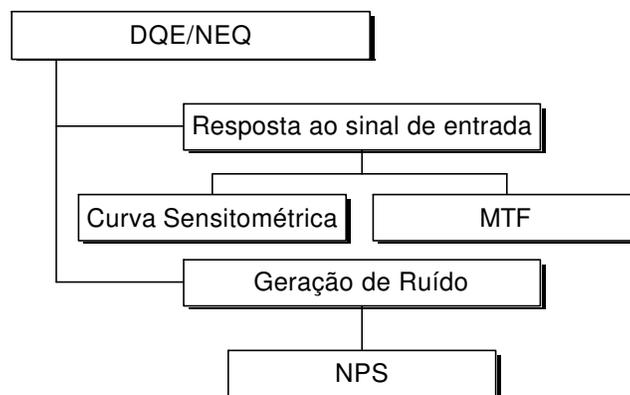


Figura 8 – Hierarquia de parâmetros de qualidade.

### 3.5.1 – A função de transferência em sistemas de imagem radiográfica.

#### 3.5.1.1 – Função de transferência de modulação

Assumindo que os sistemas de imagem por transmissão são causais, lineares e invariantes ao deslocamento, pode-se descrevê-los por funções de transferência (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989):

$$G(u,v) = H(u,v).F(u,v) \tag{18}$$

onde  $F(u,v)$  é a transformada de Fourier da imagem de transmissão, representada pela distribuição espacial do campo de radiação secundária,  $G(u,v)$  é a transformada de Fourier da imagem adquirida

pelo sistema radiográfico e  $H(u,v)$  é a **função de transferência**, transformada de Fourier da **resposta impulsiva do sistema**  $PSF(x,y)$  (*point spread function*).

O conceito de função de transferência consiste em uma modelagem robusta, porém o significado físico da influência de determinado componente de frequência da função de transferência ( $H(u_1,v_1)$ ) na imagem final não se torna imediatamente claro (BARRET & SWINDELL, 1981). Para remediar esta deficiência, propõe-se a modelagem das imagens de entrada e saída como representadas na Equação (19) (ALBUQUERQUE & COSTA, 2001):

$$f(x, y) = \bar{D} + \Delta D \cos(2\pi(xu_1 + yv_1)) \text{ e } g(x, y) = |H(0,0)|\bar{D} + |H(u_1, v_1)|\Delta D \cos(2\pi(xu_1 + yv_1)) \quad (19)$$

onde  $\bar{D}$  e  $\Delta D$  representam, respectivamente, o valor DC e a amplitude da telha fundamental  $f(x,y)$ .

Define-se a **modulação** ou **contraste** (M) de uma função, conforme proposto por COLTMAN (1954):

$$M = \frac{f(x, y)^{\max} - f(x, y)^{\min}}{f(x, y)^{\max} + f(x, y)^{\min}} \quad (20)$$

Desta forma, são dadas as modulações dos sinais de entrada e saída:

$$M(u_1, v_1)_{\text{entrada}} = \frac{f(x, y)^{\max} - f(x, y)^{\min}}{f(x, y)^{\max} + f(x, y)^{\min}} = \frac{\Delta D}{\bar{D}} \text{ e } M(u_1, v_1)_{\text{saída}} = \frac{g(x, y)^{\max} - g(x, y)^{\min}}{g(x, y)^{\max} + g(x, y)^{\min}} = \frac{|H(u_1, v_1)| \Delta D}{|H(0,0)| \bar{D}} \quad (21)$$

A razão entre a modulação dos sinais de entrada e saída é dada por:

$$M(u_1, v_1) = \frac{M(u_1, v_1)_{\text{saída}}}{M(u_1, v_1)_{\text{entrada}}} = \frac{|H(u_1, v_1)|}{|H(0,0)|} \quad (22)$$

A soma das componentes de modulação (M) para todo o espaço de frequência  $\{u,v\}$ , compõe o **módulo da função de transferência óptica** ou **função de transferência de modulação** (BARRET & SWINDELL, 1981):

$$MTF(u, v) = |OTF(u, v)| = \frac{M(u, v)_{\text{saída}}}{M(u, v)_{\text{entrada}}} = \frac{|H(u, v)|}{|H(0,0)|} \quad (23)$$

A modulação  $MTF(u_1, v_1)$ , em determinada frequência  $(u_1, v_1)$ , pode ser interpretada como a degradação do contraste de objetos de dimensões  $(1/u_1, 1/v_1)$  (BRETTLE *et al.*, 1996). Deste modo, a  $MTF(u, v)$  apresenta uma estreita relação com a resolução espacial do sistema: sistemas ideais devem possuir modulação próxima da unidade na faixa de frequência de interesse.

Embora possa ser utilizada para avaliar a performance de um sistema de imagem, a  $MTF(u, v)$  não fornece uma caracterização completa do sistema, devendo ser acrescentadas as informações do ganho DC ( $H(0,0)$ ) e da fase da função de transferência (PTF – *phase transfer function*)  $\phi_{H(u,v)}$  (HAYKIN, 1989). Usualmente a fase da função de transferência  $PTF(u, v)$  é ignorada em protocolos de avaliação de qualidade (BRETTLE *et al.*, 1996). Isto se deve à difícil interpretação física deste dado. Contudo, sabe-se que, caso o sistema seja de fase não mínima ( $PTF(u, v)$  não for linear), poderão ocorrer distorções geométricas na imagem da saída (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).

### 3.5.1.2 – Função de espalhamento de linha

A  $MTF(u, v)$  pode ser obtida diretamente através da transformada de Fourier da resposta impulsiva do sistema ( $PSF(x, y)$ ). No entanto, este enfoque pode ser difícil na prática. Quando uma fonte de radiação se torna pequena o suficiente para se aproximar de um impulso, a quantidade de radiação remanescente pode ser muito pequena (BARRET & SWINDELL, 1981; GEARY, 1978). Alternativamente, pode-se utilizar a resposta a uma linha de irradiação, preservando uma intensidade de fluxo mínima. Esta formulação é conhecida por **função de espalhamento de linha** (LSF – *line spread function*) (HAUSS, 1985).

Esta linha de irradiação pode ser representada por uma função impulso orientada perpendicularmente com um eixo  $r$ . Desta forma  $LSF(x, y) = h(x, y) * \delta(r)$ , onde o eixo  $r$  é definido por

qualquer reta contida no plano  $\{x,y\}$ . Conforme a modelagem apresentada em ALBUQUERQUE & COSTA (2001):

$$\mathfrak{S}\{LSF(r)\} = H(v) \quad (24)$$

A Equação (24) mostra que a transformada de Fourier de  $LSF(x,y)$  é a função de transferência  $H(u,v)$ , estimada sobre o eixo  $r$ . Se a  $h(x,y)$  for hermitiana,  $H(v)$  caracteriza completamente o sistema (BARRET & SWINDELL, 1981). Esta aproximação é geralmente válida nas condições experimentais, considerando que os sistemas radiográficos tendem a ser isotrópicos.

### 3.5.1.3 – Função de espalhamento de borda

Colimar um feixe de radiação em uma linha fina o suficiente para a aproximação da  $LSF(x)$  também pode ser difícil experimentalmente (BARRET & SWINDELL, 1981). Alternativamente,  $H(u,v)$  pode ser estimada a partir da resposta a um degrau de absorção uniformemente irradiado. Esta formulação é conhecida por **função de resposta ao degrau** (ERF – *edge response function*) ou **função de espalhamento de borda** (ESF – *edge spread function*) (XINHUA *et al.*, 2000; JUDY, 1979; SCHNEIDERS & BUSHONG, 1980; ROSSMANN, 1968 e 1969). Seja um degrau unitário orientado segundo um eixo  $r$  qualquer:

$$ERF(x, y) = h(x, y) * u(r), \quad u(r) = \begin{cases} 1 & , r \geq 0 \\ 0 & , r < 0 \end{cases} \quad (25)$$

Dai seque, conforme a modelagem apresentada em ALBUQUERQUE & COSTA (2001):

$$H(v) = \mathfrak{S}\{LSF(r)\} = \mathfrak{S}\left\{\frac{dERF(r)}{dr}\right\} \quad (26)$$

### 3.5.1.4 – Características gerais da função de transferência de modulação

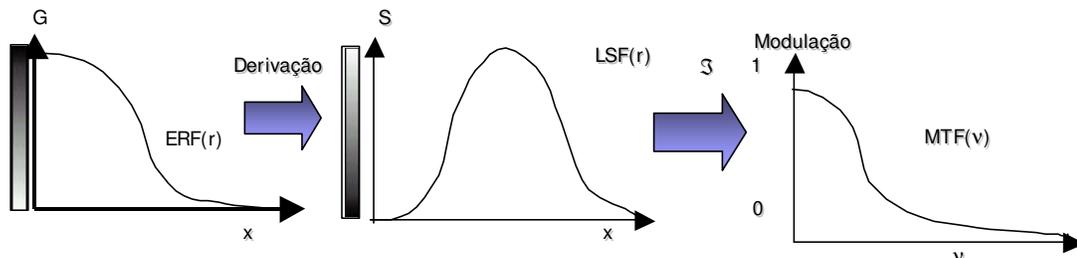
Utilizando o teorema do valor médio  $H(0) = \int_{-\infty}^{\infty} h(r)dr$ , pode-se re-escrever as Equações (24) e

(26) (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989):

$$MTF(v) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} LSF(r).e^{-j2\pi vr} dr \right| \left/ \left| \int_{-\infty}^{\infty} LSF(r)dr \right| \right. \quad (27)$$

$$MTF(v) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} \frac{dERF(r)}{dr}.e^{-j2\pi vr} dr \right| \left/ \left| \int_{-\infty}^{\infty} \frac{dERF(r)}{dr} dr \right| \right. \quad (28)$$

A Figura 9 ilustra o procedimento para a estimativa da MTF(v) a partir da ERF(r), implícito na Equação (28):



**Figura 9** – Procedimento para estimativa da MTF(v) a partir da ERF(x)

Na Figura 9, G representa a adimensional “nível de cinza”, grandeza em que se expressam as imagens monocromáticas nos sistemas radiográficos digitais, e S representa a adimensional “intensidade de radiação”, dada pelo complemento digital de G ( $S = 255 - G$ ).

Se o sistema de imagem fosse ideal,  $LSF(r)=\delta(r)$  e  $MTF(v)=1$ . Na prática, ocorre degradação da MTF(v) por diversos fatores, tais como o espalhamento de radiação, detector não-ideal, abertura do foco do feixe e o processo de amostragem. Desta forma a  $MTF(u,v)$  é o produto das funções de transferências de todos os processos independentes, causais, lineares e invariantes ao deslocamento, envolvidos na formação da imagem (BARRET & SWINDELL, 1981).

Como exemplo da modelagem de processos degradativos, tem-se a componente  $MTF_{\text{detecc\~{a}o}}(u,v)$  que exprime a soma da contribuição de vários mecanismos de espalhamento da radiação internos ao detector, através dos efeitos de difração, refração e reflexão. Esta componente depende basicamente da constituição do detector. A componente  $MTF_{\text{espalhamento}}(u,v)$ , define o espalhamento do próprio campo de radiação secundária, proporcionado pelo meio de propagação, filtros e pelo próprio objeto em estudo. Também pode-se modelar a degradação constituída pela abertura focal da fonte de raios-X, idealmente pontual. A componente  $MTF_{\text{focal}}(u,v)$  exprime a degradação devido à área finita da abertura focal, gerando uma composição de respostas impulsivas para cada componente pontual da área da abertura (BARRET & SWINDELL, 1981; HAUSS, 1985).

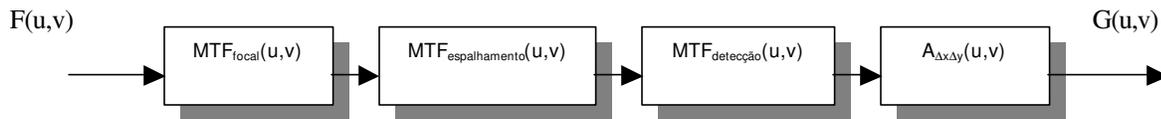
Adicionalmente, a componente  $A_{\Delta x \Delta y}(u,v)$ , referida neste estudo por função de transferência de amostragem (ALBUQUERQUE & COSTA, 2001), exprime a degradação inserida pelo processo de amostragem da imagem em *pixels* de dimensões  $\Delta x$  e  $\Delta y$ :

$$A_{\Delta x \Delta y}(u,v) = \frac{\text{sen}(\pi u \Delta x)}{\pi u \Delta x} \cdot \frac{\text{sen}(\pi v \Delta y)}{\pi v \Delta y} \quad (29)$$

Todos estes processos descritos podem ser combinados para a modelagem da função de transferência do sistema, dada na Equação (30):

$$MTF(\mathbf{u},\mathbf{v}) = MTF_{\text{focal}}(\mathbf{u},\mathbf{v}) \cdot MTF_{\text{espalhamento}}(\mathbf{u},\mathbf{v}) \cdot MTF_{\text{detecc\~{a}o}}(\mathbf{u},\mathbf{v}) \cdot A_{\Delta x \Delta y}(\mathbf{u},\mathbf{v}) \quad (30)$$

A Figura 10 ilustra a representação gráfica da Equação (30), onde os processos de degradação são descritos como sistemas causais lineares em cascata.



**Figura 10** – Processos independentes envolvidos na degradação da  $MTF(u,v)$ .

Supondo que os três primeiros componentes da Equação (30) sejam isotrópicos e possam ser descritos como somatórios de processos gaussianos, a função de transferência de modulação do sistema óptico de detecção, desconsiderando a discretização digital ( $MTF_i(v) = MTF_{focal}(u,v).MTF_{espalhamento}(u,v).MTF_{detecção}(u,v)$ ), pode ser descrita por:

$$PSF_i(r) = \frac{1}{n} \sum_{n=0}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_n} \exp\left(\frac{-\pi \cdot (r - r_n)^2}{\sigma_n^2}\right) \Rightarrow MTF_i(v) = \frac{1}{n} \sum_{n=0}^{\infty} \exp(-2\pi^2 v^2 \sigma_n^2) \quad (31)$$

onde a formulação descrita acima para  $PSF_i(r)$  é conhecida como transformada gaussiana (BETHEA & DURAN, 1995). Percebe-se que o efeito do espalhamento gaussiano resultante sobre a  $MTF_i(v)$  é torná-la uma ponderação de gaussianas, representadas por decaimentos exponenciais centrados do espaço de frequências e com somatório unitário.

Uma ponderação de funções positivas monotonicamente decrescentes é uma função positiva monotonicamente decrescente (LIMA, 1976). Logo a  $MTF_i(v)$ , como ponderação de decaimentos exponenciais unitários, consiste em uma função monotonicamente decrescente. Isto caracteriza os sistemas de imagem ópticos como filtros passa-baixas (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).

Pela Equação (31) observa-se que, quanto maior for o “alargamento” da  $PSF(r)$ , ou seja, ao incrementar-se os termos  $\sigma_n$ , maior será o decaimento da  $MTF_i(v)$ . Essa incapacidade de reproduzir altas frequências traduz-se pelo “borramento” da imagem ou na impossibilidade de resolver pequenos objetos (BRETTLE *et al.*,1996). Ou seja, existe um compromisso estreito entre o decremento da  $MTF_i(v)$  e a resolução do sistema (BRETTLE *et al.*,1996).

Entretanto, a função de transferência em sistemas de imagem digitais,  $MTF(u,v)$ , é dada pelo produto da função  $MTF_i(u,v)$ , com a função de transferência de amostragem (ALBUQUERQUE & COSTA, 2001). Como a associação de dois filtros passa-baixas continua sendo um filtro passa-baixas (LATHI, 1994) e a função de transferência de amostragem consiste de um filtro passa-baixas, os

sistemas de imagem digitais continuam modelados como filtros passa-baixas (BRETTLE *et al.*,1996). Contudo pode haver uma redução da frequência de corte da  $MTF_{\xi}(u,v)$  decorrente do processo de amostragem.

Também observa-se que a  $MTF(u,v)$  pode perder sua propriedade de decréscimo monotônico com o produto por  $A_{\Delta x \Delta y}(u,v)$ , que não dispõe desta propriedade. Esta consideração traz uma discussão curiosa: o decréscimo monotônico da  $MTF(u,v)$  implica no fato de ser sempre mais difícil resolver estruturas menores do que estruturas maiores. O processo de quantização, assim como diversos filtros digitais implementáveis por *software*, podem modificar esta relação, trazendo ganhos distintos em faixas de frequência de forma a proporcionar melhor visualização de determinado tipo de estrutura, mesmo com dimensões inferiores. Entretanto, se faz impossível recuperar informação através de filtros digitais se a relação sinal/ruído for muito pequena (LIM, 1990).

Ressalva-se que, para o completo processo de descrição clínica da imagem, outras deteriorações são impostas. Como exemplos, tem-se a característica do sistema de registro de imagem,  $MTF_{\text{registro}}(u,v)$ , seja um monitor de CRT ou impressora (HART & SMITH, 1992), e a degradação proporcionada pelo próprio sistema visual do observador humano,  $MTF_{\text{olho}}(u,v)$ , sendo que estas últimas deformações têm características de transferência extremamente não-lineares (HART & SMITH, 1992).

Novos sistemas de visualização tendem a compensar a não-linearidade da curva de sensibilidade luminosa do olho humano através do ajuste automático da GSDF (*Gray Scale Density Function*) (In: DATA-RAY, 2001).

### 3.5.2 – Resolução espacial em sistemas de imagem radiográfica.

Define-se a resolução espacial pela habilidade de um sistema de imagem de resolver duas estruturas adjacentes de alto contraste como entidades discretas (HUDA & SLONE, 1994). Usualmente, as estruturas de alto contraste utilizadas na avaliação da resolução são os pares de linha. Define-se par de linha como uma estrutura formada pela inclusão adjacente de um espaço radiotransparente e uma linha radiopaca. O comprimento do par de linha (período espacial ou ciclo) é definido como a distância entre duas regiões radiopacas adjacentes em uma composição de pares de linhas igualmente dimensionados. A resolução espacial (em pares de linhas por mm, pl/mm) é definida pelo inverso do comprimento do menor par de linha resolvível visualmente em alto contraste (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981; WORKMAN & BRETTLE, 1997; HAUSS, 1985).

HUDA & SLONE (1994) sugerem que o olho humano pode resolver no máximo 30 pl/mm e apenas 5 pl/mm a uma distância de 25 cm. Vê-se na Tabela 1 uma comparação entre as resoluções espaciais de diversas técnicas de imagem.

Como comentado anteriormente, existe uma relação entre a resolução espacial em pares de linhas e a função de transferência de modulação. No entanto esta relação não é estrita. Isto se deve ao fato do critério de resolução em pares de linhas ser função de outros parâmetros do sistema de imagem além da resolução. Usualmente, a tarefa de classificação de um par de linha como resolvível é realizada por um observador humano em uma imagem de um *phantom* de barras (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981; HAUSS, 1985; WORKMAN & BRETTLE, 1997). Ou seja, tem-se como critério de resolução a observação visual de uma estrutura específica sujeita a ruído e distorções geométricas. Por outro lado, a função de transferência serve de critério sobre a capacidade de um sistema de resolver objetos, independentemente do ruído e das características do observador humano.

**Tabela 1** – Valores representativos de resolução espacial (HUDA & SLONE, 1994)

<b>Técnica de Imagem</b>	<b>Resolução Espacial (pl/mm)</b>
Exposição direta em filme radiográfico	25,0 a 100,0
Mamografia	15,0 a 25,0
Mamografia Digital	10,0 a 16,0
Filme com Tela Intensificadora (ASA 200 a 600)	5,0 a 15,0
Radiologia Digital Odontológica	5,0 a 12,0
Radiologia Digital de Diagnóstico (uso geral)	2,5 a 5,0
Fotografia Convencional (abertura de 100 a 105 mm)	~ 4,0
Cinema em 35 mm	~ 3,5
Angiografia Digital de Subtração (DAS)	~ 2,0
Fluoroscopia Convencional	~ 1,0
Tomografia Computadorizada (CT)	~ 0,7
Ressonância Nuclear Magnética (MRI)	~ 0,3
Ultrassom (resolução axial)	~ 0,2
Medicina Nuclear (NM)	< 0,1

O critério de RAYLEIGH (HART & SMITH, 1992, BARRET & SWINDEL, 1981, DAINIT & SHAW, 1976) é adotado para estimar aproximadamente a resolução espacial a partir da função de transferência de modulação. Neste critério, a resolução espacial é definida pelo inverso da largura em meia altura (FWHM – *full width half maximum*) da LSF(x) (HART & SMITH, 1992):

$$R = \frac{1}{FWHM} \quad (32)$$

A Figura 11 ilustra a definição da FWHM como a distância entre os pontos da LSF(x) de valor igual à metade de seu máximo. O significado físico da FWHM é a mínima separação necessária entre dois pontos de tal forma que estes sejam resolvíveis na ausência de ruído (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981; HAUSS, 1985; WORKMAN & BRETTLER, 1997).

De forma complementar, a definição da largura no décimo da altura (FWTM - *full width tenth maximum*) é dada pela distância (em mm) entre os pontos da LSF(x) de valor igual a um décimo de seu máximo (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981; HAUSS, 1985; WORKMAN & BRETTLER, 1997).

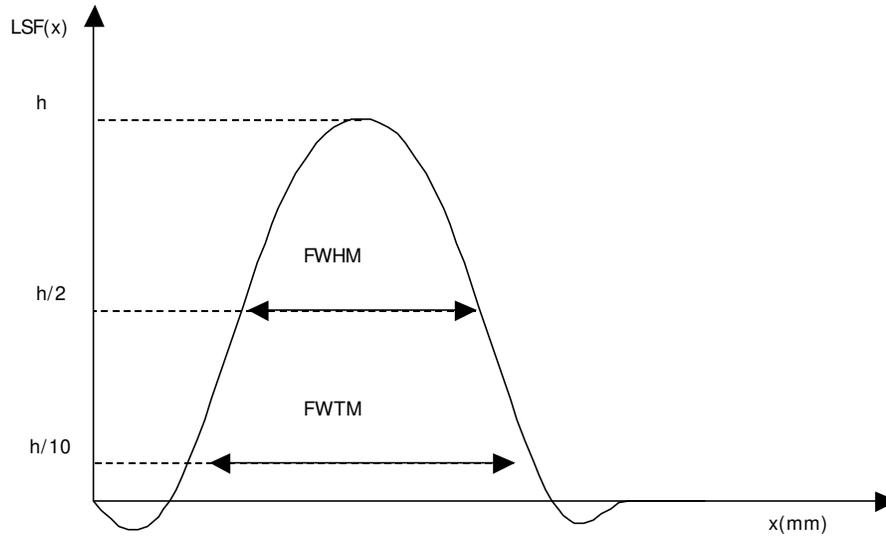


Figura 11 – Definições da FWHM e FWTM

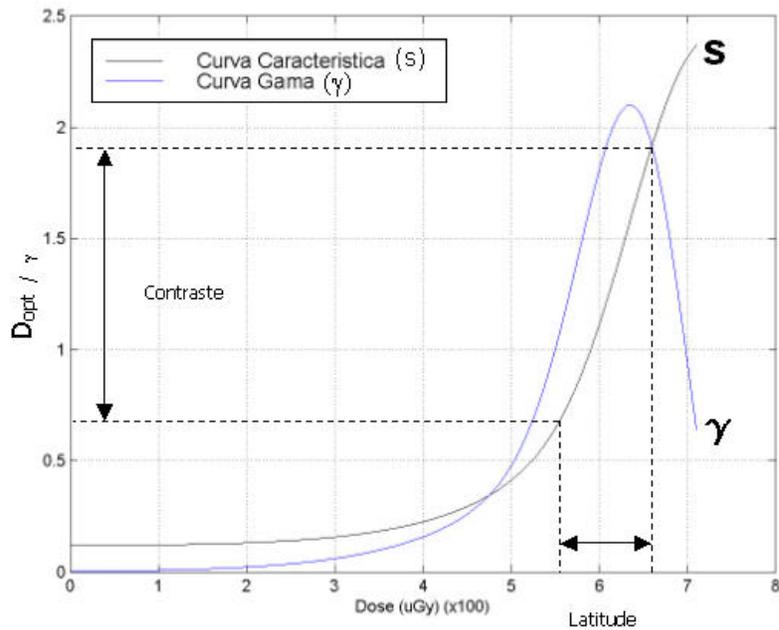
### 3.5.3 – Sensibilidade em sistemas de imagem radiográfica.

Através do conhecimento do ganho em frequência de um sistema, dado pelo módulo da função de transferência,  $|H(\nu)|$ , dado na Equação (33), pode-se analisar o nível de sinal (S) na imagem resultante (HAYKIN, 1989):

$$|H(\nu)| = |H(0)| \cdot MTF(\nu) \quad (33)$$

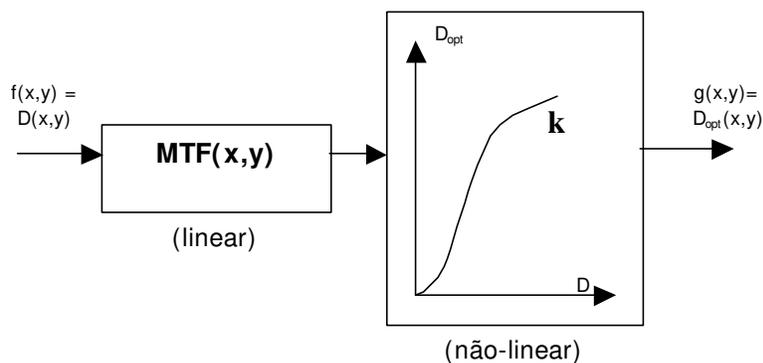
Contudo, sistemas radiográficos não possuem ganho DC,  $|H(0)|$ , constante (BARRET & SWINDEL, 1981). O ganho DC apresenta uma característica extremamente não linear, conhecida por **curva característica (k)**, **curva sensitométrica (s)** ou **curva H-D** (HURTER & DRIFFIELD, 1890; BARRET & SWINDEL, 1981; BRETTE *et al.*, 1996). No exemplo da Figura 12, a curva característica tende à saturação para pequenos e grandes sinais de entrada. Mesmo na porção linear de curva característica (denominada latitude), aplica-se em filmes radiográficos a Equação (34), dada por uma relação não-linear entre a densidade óptica ( $D_{opt}$ ) e a dose de radiação absorvida (D) (BARRET & SWINDEL, 1981):

$$D_{opt} = \gamma \cdot \log_{10}(D) \quad (34)$$



**Figura 12** – Exemplo de curva sensitométrica típica (para o caso de um filme radiográfico).

Desta forma, a resposta ao sinal de entrada de um sistema de imagem radiográfica é determinada por dois processos distintos: a característica de ganho pontual entre os sinais de entrada e de saída (não-linear) e a correlação espacial entre o sinal e sua vizinhança expressa na saída (linear) (Figura 13). Esta modelagem é referida como resposta em duas fases. Embora  $k$  seja não linear, a  $MTF(v)$  constitui um termo independente e preserva suas características lineares. Por conseguinte, para utilizar o conceito de função de transferência deve-se considerar apenas pequenas flutuações no sinal de entrada (BARRET & SWINDEL, 1981).



**Figura 13** – Modelo de resposta em duas fases ao sinal de entrada.

Sob a restrição de pequenos sinais, pode-se prosseguir com a modelagem pela teoria de sistemas causais lineares. A descrição de grandes mudanças de escala (com possíveis variações não-lineares) é definida pela curva sensitométrica ( $k$ ) em função da **curva gama** ( $\gamma$ ). Por sua vez a curva gama é definida como a derivada da  $D_{opt}$  em função do logaritmo da dose de entrada (BARRET & SWINDEL, 1981; BRETTLE *et al.*, 1996):

$$\gamma = \frac{dD_{opt}}{d(\log_{10} D)} \quad (35)$$

A curva gama apresenta estreita relação com o contraste entre pequenas estruturas na imagem resultante (BARRET & SWINDEL, 1981). Na situação em que a curva sensitométrica ( $\gamma$ ) for linear (aproximação válida na região de interesse), a curva gama é reduzida a uma constante, referida neste caso por fator gama ( $\gamma$ ) (BRETTLE *et al.*, 1996).

Desta forma a característica de transferência dos sistemas radiográficos é descrita pela **função de transferência macroscópica**  $T(v)$ , não linear, dada pelo produto entre a MTF e a curva sensitométrica (BRETTLE *et al.*, 1996):

$$T(v) = k.MTF(v) = \gamma \cdot \log_{10} e.MTF(v) \quad (36)$$

### 3.5.4 – O ruído em sistemas de imagem radiográfica.

Qualquer medida física apresenta incertezas que se traduzem em erros. Os erros podem ser sistemáticos, quando persistem inalterados em repetições da medida, ou aleatórios, quando não obedecem a um padrão estacionário (BARRET & SWINDEL, 1981).

Em sistemas de imagem radiográfica digital, erros sistemáticos são dados pela distorção geométrica, descalibração ou não-linearidade do detector, erros no processo de amostragem da imagem contínua em matrizes de *pixels* e quantização do sinal analógico em níveis discretos de representação digital. Estes erros representam um ruído até certo ponto tratável pelo fabricante e pelo operador do sistema, uma vez que podem ser deterministicamente modelados. Os erros aleatórios como o ruído quântico, o ruído eletrônico e o ruído proveniente da radiação espalhada, são mais difíceis de controlar, sendo majoritários sobre o ruído total (BARRET & SWINDEL, 1981). Dentre estes, o mais importante é o ruído quântico.

### 3.5.5 – Modelagem do ruído quântico (*quantum mottle*).

O ruído quântico costuma ser majoritário em sistema de imagem radiográfica (BARRET & SWINDEL, 1981). Esta seção prosseguirá com a introdução de uma modelagem para este ruído baseada apenas em estatística elementar.

Em um campo uniformemente irradiado, áreas adjacentes do detector apresentam contagem de fótons que variam aleatoriamente de uma média  $Q$  (HUDA & SLONE, 1994). Estas variações de fótons incidentes sobre o detector de radiação são basicamente dependentes da natureza quântica dos fótons, sendo denominada ruído quântico (*quantum mottle*) (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981).

A natureza quântica da detecção da radiação eletromagnética é devida ao fato do detector não absorver energia continuamente no campo de radiação, mas em incrementos de  $h\nu$  (DAINT & SHAW, 1976). Este mesmo efeito também é percebido em componentes eletrônicos, devido à natureza quântica dos elétrons, conhecido como *shot noise* (BARRET & SWINDEL, 1981). O ruído quântico somente depende do número médio de portadores, no caso, fótons irradiados (HART & SMITH, 1992). A

distribuição dos fótons em cada elemento de área de detecção pode ser modelada pela teoria de processos aleatórios.

Seja um elemento de área de detecção que possa interagir com um dado portador de energia limitada (*quantum*) suficiente para sua estimulação, constituído por um pacote de fótons de raios-X. Como descrito em ALBUQUERQUE & COSTA (2001) pode-se admitir duas possibilidades: ocorre detecção do pacote, com probabilidade  $\Pr\{X=1\} = p$ , ou não ocorre detecção do pacote com probabilidade  $\Pr\{X=0\} = 1 - p = q$ . Tal formulação traduz  $X$  como uma variável aleatória de Bernoulli (BETHEA & DURAN, 1995), expressando as possibilidades de detecção ( $p$ ) de um quanta de energia radiante por um elemento transdutor em uma dada janela de tempo. A esperança matemática, o valor médio quadrático e a variância desta variável são respectivamente expressas por (BETHEA & DURAN, 1995):

$$E\{X\} = \bar{x} = \sum_{k=0}^{\Delta} k \cdot \Pr\{X = k\} = 1 \cdot p + 0 \cdot (1 - p) = p \quad (37)$$

$$E\{X^2\} = \sum_{k=0}^{\Delta} k^2 \cdot \Pr\{X = k\} = 1 \cdot p + 0 \cdot (1 - p) = p \quad (38)$$

$$\sigma_x^2 = \sum_{k=0}^{\Delta} \Pr\{X = k\} = E\{X^2\} - E\{X\}^2 = p(1 - p) = pq \quad (39)$$

Considerando múltiplas variáveis aleatórias de Bernoulli independentes e com a mesma distribuição de probabilidade,  $\Pr\{X_i = 1\} = p$  e  $\Pr\{X_i = 0\} = q$ ,  $i = 1, 2, \dots, n$ , pode-se definir uma nova variável:

$$Y = X_1 + X_2 + \dots + X_n \quad (40)$$

onde  $\Pr\{Y=k\}$  que expressa a probabilidade que  $k$  pacotes de radiação sejam detectados por um elemento de transdução em uma determinada janela de tempo, dado que houve a emissão de  $n$  pacotes (BETHEA & DURAN, 1995):

$P\{Y=k\}$ , é uma distribuição binomial, dada por (BETHEA & DURAN, 1995):

$$\Pr\{Y = k\} = \frac{n!}{k!(n-k)!} p^k q^{n-k} = \binom{n}{k} p^k q^{n-k} \quad (41)$$

Para variáveis aleatórias independentes a média da soma é igual à soma das médias e a variância da soma é igual a soma das variâncias (BETHEA & DURAN, 1995):

$$E\{Y\} = n.p \quad e \quad \sigma^2_Y = n.p.q \quad (42)$$

Sejam  $T$  o período de tempo de amostragem,  $\phi$  a fluência de fótons e assumidas as seguintes considerações:

$$\bullet \quad \phi \cdot T = n.p = \text{Constante} \quad (43)$$

$$\bullet \quad n \rightarrow \infty \Rightarrow p \rightarrow 0 \quad (44)$$

Assim  $\phi = np/T$  (45), representa o número médio de pacotes detectados por intervalo de tempo:

$$\Pr\{Y = k\} = \frac{n!}{k!(n-k)!} p^k q^{n-k} = \frac{n!}{k!(n-k)!} \left(\frac{\phi T}{n}\right)^k \left(1 - \frac{\phi T}{n}\right)^{n-k} \quad (46)$$

$$\lim_{n \rightarrow \infty} \left(1 - \frac{\phi T}{n}\right)^{n-k} \overset{\Delta}{=} \exp(-\phi T) \quad (47)$$

$$\lim_{n \rightarrow \infty} \left(\frac{n!}{k!(n-k)!} \frac{1}{n^k}\right) = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{n(n-1)\dots(n-k+1)}{n \dots n} = 1$$

Portanto:

$$\lim_{n \rightarrow \infty} \Pr\{Y = k\} = \frac{(\phi T)^k}{k!} \cdot \exp(-\phi T) \quad (48)$$

onde  $\bar{Y} = \phi T = n.p = Q$  e  $\sigma^2_Y = n.p.q = \lim_{n \rightarrow \infty} n \frac{\phi T}{n} \left(1 - \frac{\phi T}{n}\right) = \phi T = Q$  (49)

Por conseguinte, o limite de uma distribuição binomial é uma distribuição de Poisson (BETHEA & DURAN, 1995). A distribuição do número de fótons ( $Q$ ) por área de detecção em função do tempo é dada por uma distribuição de Poisson (BARRET & SWINDEL, 1981). Deve-se observar que a média de uma distribuição de Poisson é igual à sua variância (BETHEA & DURAN, 1995).

Considerando que os efeitos decorrentes da quantização são majoritários sobre o ruído total, define-se relação sinal/ruído (SNR – *signal to noise ratio*) de uma imagem como a razão do valor médio do sinal pelo seu desvio quadrático médio (RMS). Portanto, pode-se calcular a SNR de uma imagem uniformemente exposta (BRETTELE *et al.*, 1996; BARRET & SWINDEL, 1981):

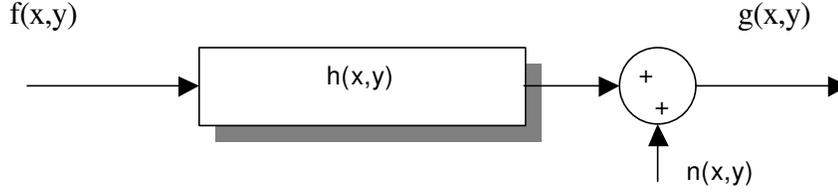
$$SNR = \frac{\bar{Y}}{\sigma_Y} = \frac{Q}{\sqrt{Q}} = \sqrt{Q} \quad (50)$$

A Equação (50) indica que o ruído quântico reduz com a raiz do número de fótons, ou seja, com a dose de exposição de radiação. Na radiologia convencional de diagnóstico, o número de fótons utilizados para a criação de uma imagem é tipicamente de  $10^5$  fótons/mm<sup>2</sup>. Na fotografia convencional, o número correspondente de fótons de luz requeridos é de  $10^9$  a  $10^{10}$  fótons/mm<sup>2</sup>. Desta forma, a relação sinal/ruído na imagem radiográfica é cerca de 300 vezes inferior à da fotografia convencional. Essa diferença torna o ruído, geralmente negligenciável na fotografia convencional, um parâmetro limitante na radiologia (HUDA & SLONE, 1994).

### 3.5.6 – Modelagem do ruído pela teoria de sistemas lineares.

Via de regra, tem-se a adição de ruído aleatório  $n(x,y)$  em imagens radiográficas (proveniente do ruído quântico e do espalhamento da radiação), de forma que a imagem  $g(x,y)$  representa o objeto  $f(x,y)$  segundo o diagrama da Figura 14, de onde tem-se a seguinte modelagem (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981):

$$g(x,y) = h(x,y)*f(x,y) + n(x,y) \quad (51)$$



**Figura 14** – Modelagem do ruído aditivo no domínio do espaço.

Conforme ALBUQUERQUE & COSTA (2001) no caso particular em que  $f(x,y)$  é um campo de radiação uniforme ( $f(x,y) = K_1 = \text{Constante}$ ):

$$F(u,v) = \mathfrak{F}\{f(x,y)\} = K_1 \cdot \delta(u,v) \quad (52)$$

Tem-se que:  $H(u,v) = H(u,v) \cdot K_1 \cdot \delta(u,v) = K_1 \cdot H(0,0) \cdot \delta(u,v) = K_2 \cdot \delta(u,v)$  (53)

Por tanto:  $g(x,y) = h(x,y) * f(x,y) + n(x,y) = K_2 + n(x,y)$  (54)

Seja:  $n(x,y) = g(x,y) - K_2$  (55)

A função  $n(x,y)$  é denominada **figura de ruído** do sistema. Considerando ruído uniforme, estacionário e aleatório,  $E\{n(x,y)\} = 0$  (BETHEA & DURAN, 1995), tem-se:

$$\overline{g(x,y)} = E\{g(x,y)\} = E\{n(x,y) + K_2\} = K_2 \quad (56)$$

Substituindo (56) em (55):  $n(x,y) = g(x,y) - \overline{g(x,y)} = \Delta g(x,y)$  (57)

$$N(u,v) = \mathfrak{F}\{n(x,y)\} = \mathfrak{F}\{\Delta g(x,y)\} \quad (58)$$

A função  $NPS(u,v) = |N(u,v)|^2 = N(u,v) \cdot N(u,v)^* = W_n(u,v)$  (59) é conhecida por **espectro de Wiener** ou **densidade espectral de ruído** (NPS – *noise power spectrum*) (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981). Supondo sistemas isotrópicos, pode-se representar a densidade espectral de ruído por uma função real unidimensional  $NPS(v)$ . Pelo teorema de Parseval, a energia do ruído é dada por (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989):

$$E_{\text{ruído}} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |n(x,y)|^2 dx dy = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |N(u,v)|^2 du dv \quad (60)$$

Adicionalmente, pode-se definir  $C(x,y) = \mathfrak{S}^{-1}\{NPS(u,v)\}$  conhecido por auto-correlação do ruído (HAYKIN, 1989). Portanto, a estimativa do ruído de uma imagem é dada pelas flutuações em torno da média de um conjunto de amostras uniformes de imagem (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981). Esta modelagem é representada esquematicamente na Figura 15.

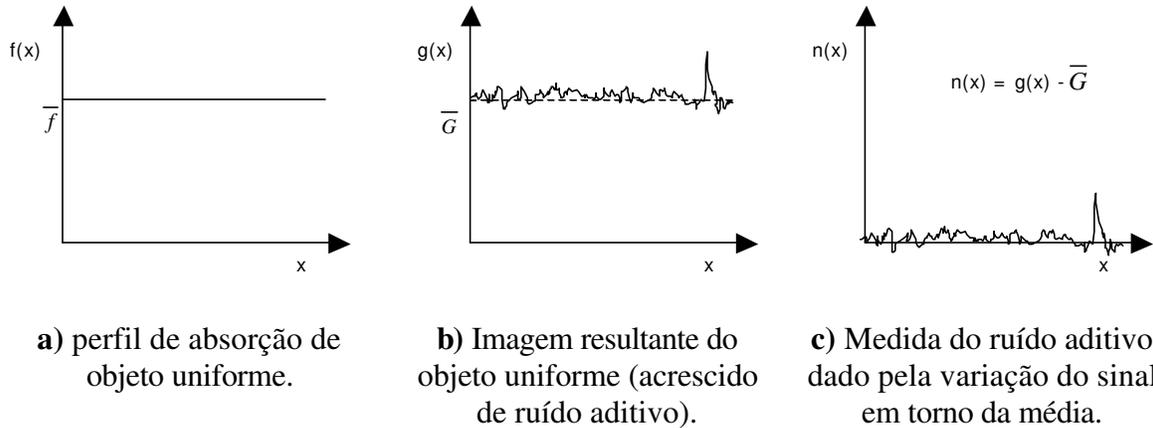


Figura 15 – Processo de obtenção da figura de ruído em campo de exposição uniforme.

### 3.5.7 – Modelagem da detecção equivalente de quanta e ruído quântico equivalente.

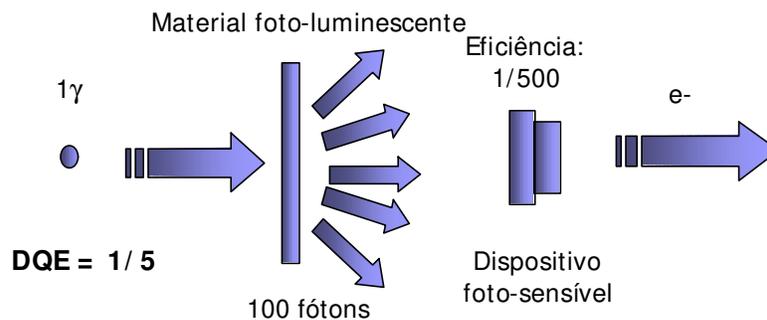
Um sistema de imagem recebe  $Q$  quanta de radiação em um *pixel* de dimensão  $a = \Delta x \Delta y$  (61). Define-se a área de detecção (*aperture*) como  $A = N.a$  (62), onde  $N$  é o número de *pixels* da matriz de imagem. Desta forma, o número de quanta sobre a área de detecção  $A$  é dado por  $Q_A = A.Q/a$  (63) (HART & SMITH, 1992). Vê-se na seção 3.5.5 que o evento da chegada dos quanta obedece uma distribuição aleatória de Poisson e conseqüentemente, a relação sinal/ruído da imagem de transmissão é dada por:

$$SNR_{entrada} = \bar{Q}_A / \sigma_{Q_A} = \sqrt{Q_A} \quad (64)$$

Entretanto, nem todas os quanta incidentes são efetivamente detectados pelo sistema de imagem (HART & SMITH, 1992). Os detectores de radiação necessitam de um pacote mínimo de

energia (representado por um número limitado de quanta) para serem ativados. Eventos com probabilidade acumulada de chegada inferior são descartados (BARRET & SWINDEL, 1981).

Esta eficiência é ilustrada na Figura 16, onde um detector de radiação, tipicamente de baixa eficiência (HUDA & SLONE, 1994), é associado a um cintilador, de forma a aumentar o desempenho global do sistema. Vê-se neste exemplo hipotético que é necessária a chegada de 5 quanta em uma janela de tempo para que haja detecção de sinal. Em resumo, apenas uma fração dos quanta incidentes  $Q_A$  são efetivamente detectados pelo sistema de imagem, representados por  $Q_A^{det}$  (BRETTLE *et al.*, 1996; HART & SMITH, 1992).



**Figura 16** – Ilustração da eficiência na detecção de um quanta de um detector digital.

Após a detecção de  $Q_A^{det}$  quanta, outras fontes de ruído do sistema (ruído eletrônico, distorção geométrica, descalibração, não-linearidade, erros na amostragem e quantização) continuam a degradar a informação na imagem final. Estas influências conjuntas se expressam na relação sinal/ruído da imagem final  $SNR_{saída}$  (BARRET & SWINDEL, 1981).

Segundo as definições de BARRET & SWINDEL, 1981, pode-se assumir que todo o ruído apresentado na imagem final é unicamente proveniente do ruído quântico. Assim:

$$SNR_{saída} = \sqrt{Q_A^{det}} \quad (65)$$

Por meio desta simplificação, tem-se a definição do ruído quântico equivalente como a relação sinal/ruído quadrática na imagem final, assumindo apenas o ruído quântico (BRETTLE *et al.*,

1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999-a; JANHOM *et al.*, 1999; HUDA *et al.*, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINY & SHAW, 1976):

$$NEQ = SNR_{saída}^2 = Q_A^{det} \quad (66)$$

A aproximação do NEQ como medida do ruído na imagem, assumido exclusivamente como de origem quântica, costuma ser válida pois esse tipo de interação é majoritária sobre outras degradações em sistemas radiográficos (BARRET & SWINDELL, 1981).

Seguindo novamente as definições de BRETTLE *et al.*, 1996; BARRET & SWINDEL, 1981 e DAINY & SHAW, 1976 a detecção equivalente de quanta (DQE) pode ser expressa como a razão quadrática entre a relação sinal/ruído da imagem de transmissão e da imagem final obtida pelo sistema de imagem:

$$DQE(v) = \frac{SNR_{saída}^2}{SNR_{entrada}^2} = \frac{Q_A^{det}}{Q_A} \quad (67)$$

onde  $Q_A \geq Q_A^{det}$ , por conseguinte  $DQE \leq 1$ .

Re-escrevendo (67):

$$Q_A^{det} = Q_A \cdot DQE \quad (68)$$

A interpretação física da Equação (68) mostra que o DQE expressa a eficiência do sistema em detectar um quanta de radiação, considerando que toda a degradação presente na imagem final provém unicamente do ruído quântico (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999-a; JANHOM *et al.*, 1999; HUDA *et al.*, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINY & SHAW, 1976). Em verdade, pressupõe-se que a eficiência real dos detectores de radiação seja um pouco superior ao DQE(v) expresso desta forma.

Substituindo (66) em (68):

$$DQE = NEQ/Q_A = SNR_{saída}^2/Q_A \quad (69)$$

Observa-se na Equação (69) que o DQE também expressa a capacidade de um sistema em reduzir a dose de radiação para uma dada qualidade de imagem (determinada relação sinal/ruído na imagem de saída), pois tanto menor será a dose necessária (quantidade de quanta  $Q_A(v)$ ) quanto maior for o DQE(v). Por conseguinte, o DQE(v) expressa a qualidade (através da fidelidade da reprodução da imagem de transmissão) e a segurança (através da possibilidade de redução da dose necessária) de um sistema de imagem (BRETTELE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTELE, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999-a; JANHOM *et al.*, 1999; HUDA *et al.*, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINY & SHAW, 1976).

ALBUQUERQUE & COSTA (2001) mostram uma formulação para o DQE e o NEQ em função da frequência espacial, DQE(u,v) e NEQ(u,v), dada pelas Equações (70) e (71):

$$NEQ(u, v) = \frac{(\gamma \cdot \log_{10} e)^2 \cdot MTF(u, v)^2}{NPS(u, v)} \quad (70)$$

$$DQE(u, v) = \frac{(\gamma \cdot \log_{10} e)^2 \cdot MTF(u, v)^2}{\Phi \cdot NPS(u, v)} \quad (71)$$

Finalmente, a relação sinal/ruído efetiva observada em uma imagem pode ser definida pelo produto entre a  $SNR_{saída}$  pelo contraste da imagem (Equação 72), de forma a compensar os algoritmos de escalonamento de histograma (STAMATAKIS *et al.*, 1999):

$$SNR(u, v) = c \cdot \sqrt{NEQ(u, v)} \quad (72)$$

onde o contraste (c), pertencente ao intervalo entre 0 e 1, representa a variação entre a sinal máximo e mínimo de determinada imagem particular em função de seu nível médio. Desta forma a SNR é função do objeto em estudo, ou melhor, de seu contraste.

### 3.6 – Revisão de avaliações de qualidade prévias.

---

Esta seção é dedicada à revisão da literatura de estudos prévios sobre a qualidade de imagem de sistemas radiográficos de forma a constituir um panorama atual dos estudos comparativos de parâmetros físicos entre as diferentes tecnologias de filmes e sistemas digitais baseados em CCD e PSPL.

LIPPS (1990) realizou um estudo em que procuraram determinar a mínima dose de radiação possível com os filmes Kodak D-speed, Kodak E-speed e com o sistema RADIO VISIOGRAPHY (RVG). A conclusão foi que o sistema RVG permitiu uma redução da dose de 90% comparada aos filmes.

FURKART *et al.* (1992) desenvolveram um estudo comparando a acurácia subjetiva de imagens de filmes Kodak D-speed, Kodak E-speed e do sistema CCD SENS-A-RAY. Não foi observada diferença estatística entre as três imagens.

WENZEL *et al.* (1994) estudaram subjetivamente a acurácia dos sistemas RVG, SAR, VISUALIX e DIGORA. Todos os sistemas tiveram um desempenho igualmente satisfatório na detecção de cáries.

KASHIMA *et al.* (1994) relacionaram medidas qualitativas de filmes Kodak D-speed e três diferentes tipos de placas de armazenamento de fósforo da Fuji Corporation, chegando à conclusão que a qualidade de imagem do PSPL é mais dependente da SNR do que da resolução. Assumindo esta meta de otimização, a imagem obtida por técnicas baseadas em PSPL poderia ter qualidade igual à do filme. Os mesmos investigadores realizaram medidas preliminares no sistema DIGORA (KASHIMA, 1995), chegando à conclusão que este sistema teria qualidade equivalente à do filme radiográfico.

LIM & LOH (1996) compararam o sistema DIGORA com filmes Kodak E-speed em termos de resolução, sensibilidade à dose de radiação, diferenciação de contraste e qualidade de imagem (baseado na observação de estruturas dentais). Foi possível distinguir visualmente 5 pl/mm para o DIGORA e 6 pl/mm para o filme. Foi observado que a qualidade de imagem do filme reduzia drasticamente com a redução da dose, enquanto o PSPL permanecia dentro de uma faixa aceitável.

BRETTLE *et al.* (1996) realizaram a comparação entre o sistema DIGORA e filme Kodak E-speed através de parâmetros físicos de qualidade: MTF, NPS, NEQ e DQE. Concluiu-se que, embora a resolução do DIGORA seja muito inferior à do filme, apresenta NEQ e DQE muito superior, indicando uma qualidade de imagem superior do sistema de PSPL em termos de relação sinal/ruído e apontando uma redução de dose necessária de radiação da ordem de 90% em relação ao filme para uma mesma qualidade de imagem.

GOSHIMA *et al.* (1996) desenvolveram uma pesquisa relacionando a sensibilidade do sistema SAR com a qualidade do feixe de radiação. A conclusão final foi que o sistema CCD é mais sensível aos fótons de mais baixa energia. Por conseguinte, seria interessante otimizar a dose com uso de menores energias.

BORG & GRÖNDAL (1996) compararam os sistemas DIGORA, SAR e VISUALIX com o filme Kodak E-speed. Baseados na visibilidade de estruturas específicas e de mandíbulas, oito observadores julgaram a qualidade de imagem dos sistemas. Foi observado que os sistemas baseados em PSPL possuíam qualidade ligeiramente superior aos baseados em CCD. Ambas as modalidades aparentavam qualidade superior à do filme. A faixa de exposição (escala dinâmica) dos PSPL se revelou maior que a das outras modalidades.

Estes resultados são similares aos obtidos por HUDA *et al.* (1997) que compararam a resolução espacial em baixo contraste para o filme Kodak E-speed e para o sistema DIGORA. A resolução espacial medida no filme foi de 11 a 20 pl/mm, aumentando a resolução com o aumento da

magnificação. A resolução do DIGORA foi dada por 6,5 lp/mm, a qual os observadores julgaram adequada para tarefas clínicas. A escala dinâmica e a detectabilidade do sistema de PSPL se revelaram superiores às do filme.

VANDRE *et al.* (1997) realizaram uma comparação entre os sistemas CDR, DEXIS, DIGORA, RVG-4, SAR, SIDEXIS e VIXA-2. Foram analisados a MTF e SNR. Chegou-se à conclusão que os sistemas CDR, DEXIS e RVG-4 teriam maiores resoluções.

ARAI *et al.* (1997) estudaram a sensibilidade do sistema DIXEL em relação ao filme Kodak E-speed. Segundo o estudo o sistema DIXEL seria de duas a três vezes mais sensível que o filme. Em outro estudo conduzido por YOSHIURA *et al.* (1999-b; 1999-c) um *phantom* constituído de sete degraus de alumínio com sete furos por degrau foi utilizado para avaliar 6 sistemas diferentes, incluindo filmes e sistemas baseados em CCD e PSPL. Os observadores foram capazes de detectar mais furos nos sistemas digitais.

OLIVEIRA (1999) realizou um estudo comparativo entre a qualidade de imagem, sensibilidade e escala dinâmica dos sistemas SAR, DIGORA e CDR em relação ao filme Kodak E-speed e arquivos digitalizados do filme Kodak E-speed. A autora concluiu que o sistema DIGORA (PSPL) tem melhor qualidade de imagem, seguido pelo filme Kodak E-speed, sistema CDR e filme digitalizado. O sistema CDR demonstrou a melhor sensibilidade e o DIGORA a maior escala dinâmica.

O sistema DIGORA requer uma pré-calibração para a máxima exposição a ser utilizada. Através deste procedimento, este sistema otimiza a quantização do sinal. HAYKAWA *et al.* (1998) estudaram como a calibração para a dose máxima interferia na relação sinal/ruído da imagem, concluindo que não havia degradação significativa sobre uma larga faixa de ajustes e exposições. Através de um ajuste conveniente, os autores conseguiram uma redução de 90% da dose necessária em relação a um filme Kodak D-Speed.

CONOVER *et al.* (1996) utilizaram um *phantom* constituído de marcadores igualmente espaçados de forma a medir a distorção geométrica no sistema DIGORA e em um filme Kodak D-speed. Os autores chegaram à conclusão que a distorção geométrica não era significativamente diferente nos dois sistemas.

A Tabela 2 apresenta um quadro resumo dos trabalhos supracitados. Pode-se observar, dentro de um contexto geral, que a literatura afirma que os filmes apresentam resolução superior aos sistemas de PSPL, contudo os sistemas de PSPL têm maior qualidade de imagem que os filmes. Este resultado é um indicador que a resolução espacial pode não ser o parâmetro mais robusto para caracterizar a qualidade da imagem. Também é possível observar que os sistemas de PSPL têm maior escala dinâmica e os CCD possuem maior detectabilidade em baixo contraste.

**Tabela 2** – Panorama atual de avaliações de qualidade em sistemas radiográficos.

Autor	Resolução espacial	Resolução espacial x contraste	DQE	Linearidade	Distorção geométrica	Redução na dose	Escala dinâmica	Qualidade de imagem	Detectabilidade de baixo contraste
KASHIMA <i>et al.</i> , 1994.								PSPL= Filme.	
KASHIMA, 1995.								PSPL= Filme.	
LIPPS, 1990.						90%			
FURKART <i>et al.</i> , 1992.								PSPL= Filme.	
WENZEL <i>et al.</i> , 1990.								PSPL= Filme.	
GOSHIMA <i>et al.</i> , 1996.									CCD> PSPL.
HILDEBOLT <i>et al.</i> , 2000.		PSPL> Filme digitalizado.		PSPL> Filme digitalizado.					
BRETTLE <i>et al.</i> , 1995.	Filme> PSPL.	Filme> PSPL.	PSPL > Filme.			90%			
CONOVER <i>et al.</i> , 1996.					PSPL= Filme.				
LIM & LOH 1996.	Filme> PSPL.					53%	PSPL> filme	PSPL> Filme.	
BORG & GRÖNDAL 1996.							PSPL> Filme. PSPL> CCD.	PSPL> Filme. PSPL> CCD.	
HUDA <i>et al.</i> , 1997.	Filme> PSPL.						PSPL> Filme.	PSPL> Filme.	PSPL> Filme.
HAYKAWA <i>et al.</i> , 1989.						90%			
YOSHIURA <i>et al.</i> , 1999-a; 1999-b; 1999-c.									PSPL> Filme.
VANDRE <i>et al.</i> , 1997.	CCD> PSPL.								CCD> Filme.
ARAI <i>et al.</i> , 1997	CCD= Filme.		CCD> Filme.						CCD> Filme.
OLIVEIRA, 1999.							PSPL> Filme. PSPL> CCD.	PSPL> Filme. PSPL> CCD. PSPL> Filme digitalizado.	CCD> PSPL.



## Capítulo 04 – Material e Métodos

### 4.1 – Sistema integrado de avaliação

De acordo com nossos Objetivos (*Capítulo 02*), este trabalho enfocou o desenvolvimento de uma ferramenta de análise automática da qualidade de sistemas de radiologia digital. Esta avaliação presume um ensaio não-destrutivo (NDT – *non-destructive testing*) de hierarquia **N1** (*ver seção 3.4*). A metodologia proposta consiste em avaliar sistemas comercialmente disponíveis através de arquivos de imagem exportados, adquiridos a partir de *phantoms* padronizados. Desta forma, a ferramenta proposta consiste de um sistema integrado composto por:

- 1) Um conjunto de *phantoms* específicos.
- 2) Um pacote computacional.



**Figura 17** – Processo de avaliação de sistema de imagem utilizando o sistema integrado proposto.

A Figura 17 ilustra simplificada o processo de avaliação pelo sistema integrado proposto. No 1º passo, os *phantoms* são expostos a um aparelho de raios-X convencional, sendo a imagem de transmissão resultante adquirida, revelada e digitalizada pelo sistema odontológico em análise.

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

## 4.2 – Fonte de raios-X

---

Todas as exposições foram realizadas com a unidade de raios-X GE 1000 (General Electric Company, Milwaukee, WI), vista na Figura 18, operando na condição de 60 kV<sub>p</sub>, 10 mA e filtro inerente de 2,7 mm de Al (*In*: GE, 1998). A distância foco-receptor (FRD – *Focus to receptor distance*) foi mantida em 32 cm. Os tempos de exposição utilizados foram 0,2, 0,3, 0,4, 0,5 e 0,6 s.



**Figura 18** – Unidade de raio-X GE 1000.

### 4.3.1 – Caracterização da fonte de raios-X

De forma a caracterizar a unidade GE 1000 foi medida a sua característica dosimétrica, ou seja, a relação entre dose e tempo de exposição. Esta característica foi levantada em função de variações entre diferentes aparelhos de raios-X. Também foram conferidos os tempos de exposição e tensão de tubo, a fim de constatar se o equipamento estava calibrado.

#### 4.2.1.1 – Tensão de pico aplicada ao tubo de raios-X

Para avaliação da tensão de excitação do tubo de raios-X, utilizou-se o medidor “KVp Meter 9002” (Unfords, New York, NY). O medidor “KVp Meter” foi posicionado na região correspondente ao centro do feixe, próximo à extremidade do cilindro localizador. A tensão nominal de 60 kVp foi testada com 10 mA.

#### 4.2.1.2 – Tempo de exposição

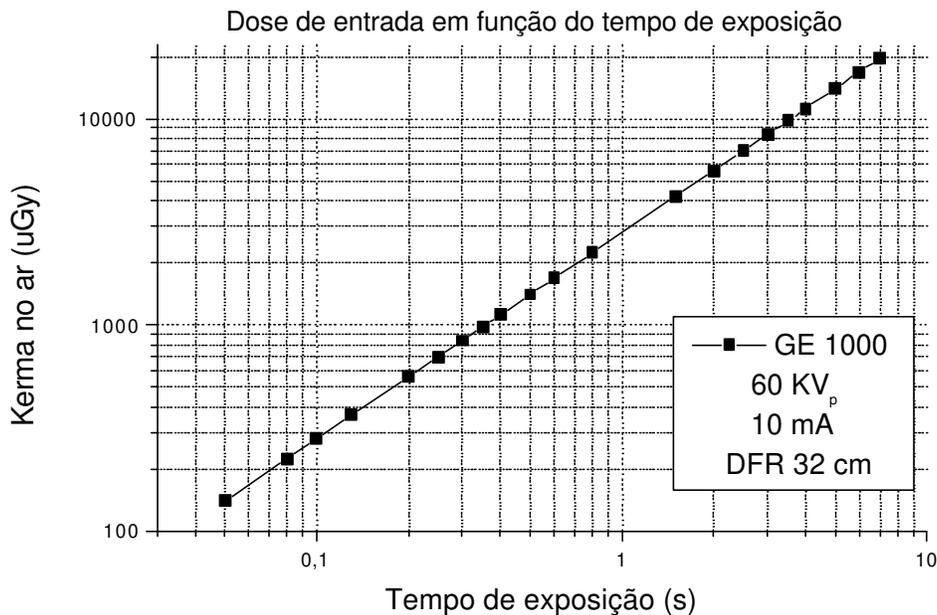
A fim de avaliar dos tempos de exposição, utilizou-se o medidor “RX Timer 07-457” (Victoreen, New York, NY). O “RX Timer” foi posicionado na região correspondente ao centro do feixe, próximo à extremidade do cilindro localizador. Foram selecionados os tempos de 0,2, 0,3, 0,4, 0,5 e 0,6s. As exposições foram repetidas quatro vezes para cada tempo. As leituras foram feitas com 60 kVp e 10 mA.

#### 4.2.1.3 – Dose de entrada

Para este cálculo, posicionou-se a câmara de ionização “Victoreen 06-526” (Victoreen, New York, NY) na região correspondente ao centro do feixe, com distância foco-receptor de 32 cm. Esta câmara de ionização somente fornece a taxa de dose incidente  $\dot{D}$  ( $\mu\text{Gy/s}$ ). Foram repetidas quatro leituras de taxa de dose sobre um tempo de exposição de 1,5 s. A característica da dose de entrada ( $D_{\text{incidente}} \times t$ ) foi obtida para diversos tempos, considerando taxa de dose incidente ( $\dot{D}$ ) constante:

$$D_{\text{incidente}}(t) = \dot{D}t \quad (73)$$

A característica dosimétrica obtida é vista na Figura 19 e uma tabela com os dados numéricos é fornecida no Apêndice 5.



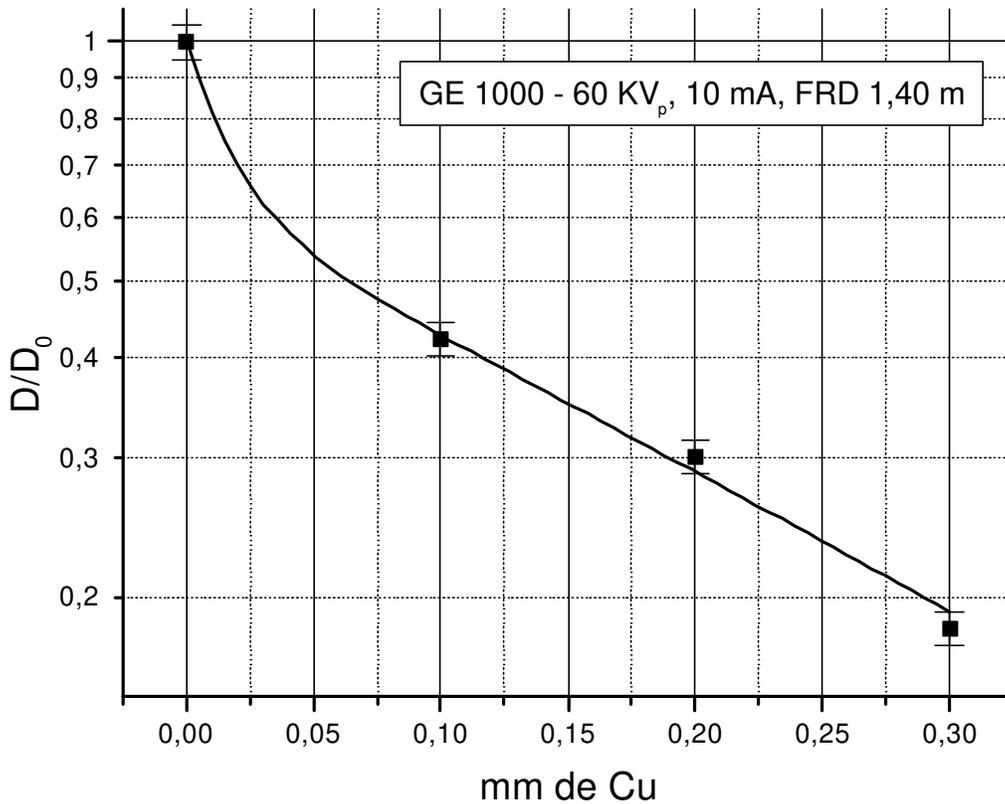
**Figura 19** – Curva dosimétrica da unidade GE 1000 operando com 60 kVp, 10mA e FRD 32 cm.

#### 4.2.1.4 – Camada Semi-Redutora

De forma semelhante à curva dosimétrica, a camada semi-redutora foi calculada a partir da curva de atenuação do feixe primário por filtros de cobre (*ver seção 3.1.4*). A curva de atenuação é dada pela razão entre a dose absorvida do feixe primário e do feixe secundário em função da espessura do filtro de cobre utilizado. Os filtros foram gradativamente posicionados junto ao tubo e o detector de radiação foi mantido na região correspondente ao centro do feixe, com distância foco-receptor de 140 cm, de forma a desprezar todas as componentes de radiação espalhada (ATTIX, 1986; JANHS, 1983).

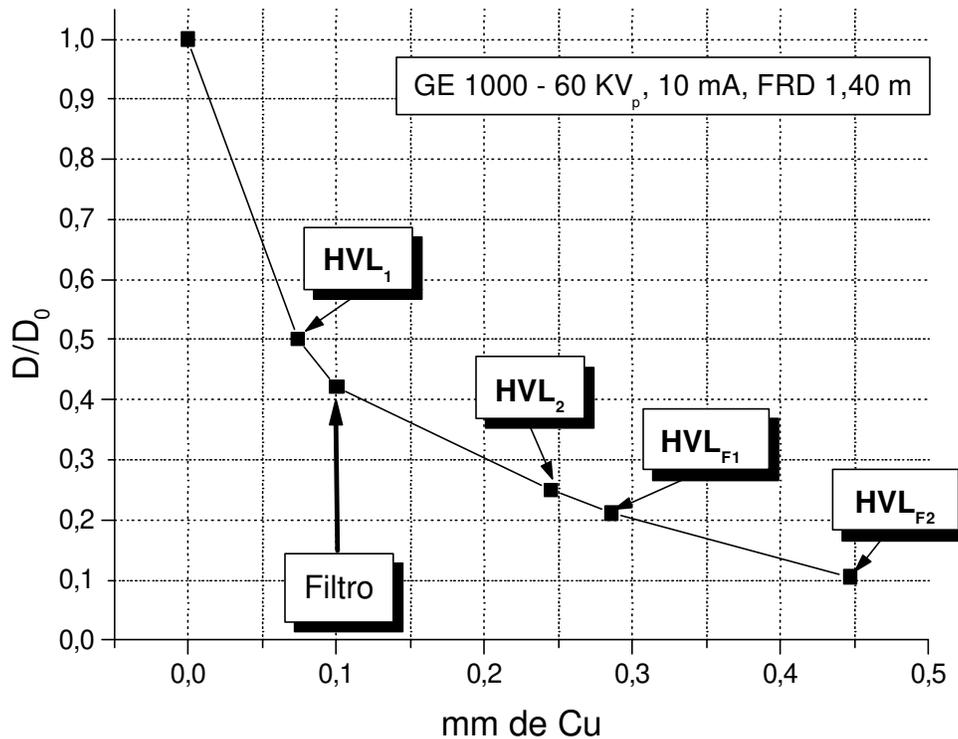
Observa-se na Figura 20 a curva de atenuação obtida juntamente com o ajuste dos dados experimentais por um decaimento exponencial (ATTIX, 1986).

As camadas semi-redutoras foram calculadas diretamente por interpolação da curva de atenuação (ATTIX, 1986). Os resultados obtidos estão disponíveis na Figura 21.



**Figura 20** – Característica de atenuação utilizando filtros de cobre (60 kVp, 10mA e FRD 140 cm).

A camada semi-redutora de primeira ordem ( $HVL_1$ ) e de segunda ordem ( $HVL_2$ ) foram estimadas respectivamente em **0,0736 mm de Cu** e **0,2446 mm de Cu**. Utilizando as relações experimentais levantadas por SEELENTAG *et al.* (1979) vistas na Figura 1 (*ver seção 3.1.1*), determina-se graficamente a energia equivalente dos fótons como aproximadamente **3 KeV**, o equivalente a uma camada semi-redutora de **2,7 mm de Al**.



**Figura 21** – Camadas semi-redutoras de cobre (60 kVp, 10mA e FRD de 140 cm).

Conseqüentemente, estima-se o coeficiente de homogeneidade pela equação 74:

$$C.H. = \frac{HVL_1}{HVL_2} = \frac{0,0736}{0,2446} = 0,30 \quad (74)$$

Com este resultado, percebe-se que o feixe primário não é monocromático. Portanto adotar-se-á o feixe atenuado por 0,1 mm de Cu. Nesta condição o feixe secundário é atenuado para 42,2% de sua dose primária. A camada semi-redutora do feixe filtrado (HVL<sub>F1</sub>) é definida como a camada de cobre capaz de reduzir o feixe filtrado à metade de sua dose, ou seja, 21,1% do feixe não-atenuado. Seguindo esta analogia, as camadas semi-redutoras do feixe filtrado de primeira ordem (HVL<sub>F1</sub>) e de segunda ordem (HVL<sub>F2</sub>) foram estimadas respectivamente em **0,1855 mm de Cu** e **0,3463 mm de Cu**. Graficamente (Figura 1), determina-se a energia equivalente dos fótons como aproximadamente **3,5 KeV**, o equivalente a uma camada semi-redutora de **3,0 mm de Al**. Conseqüentemente:

$$C.H. = \frac{HVL_1}{HVL_2} = \frac{0,1855}{0,3463} = 0,53 \approx 0,5 \quad (75)$$

Baseado neste resultado, observa-se que o feixe atenuado por 0,1 mm de Cu pode ser aproximado por monocromático. Os resultados obtidos são resumidos na Tabela 3.

**Tabela 3** – Resumo dos resultados das camadas semiredutoras.

	Feixe sem atenuação	Feixe atenuado (0,1 mm de CU)
HVL <sub>1</sub> (Cu)	0,073 mm	0,185 mm
HVL <sub>2</sub> (Cu)	0,244 mm	0,346 mm
HVL <sub>1</sub> (Al)	2,7 mm	3,0 mm
CH	0,30	0,53
Monocromático	Não	Sim
ε <sub>0</sub>	3 KeV	3,5 KeV

### 4.3 – Phantoms

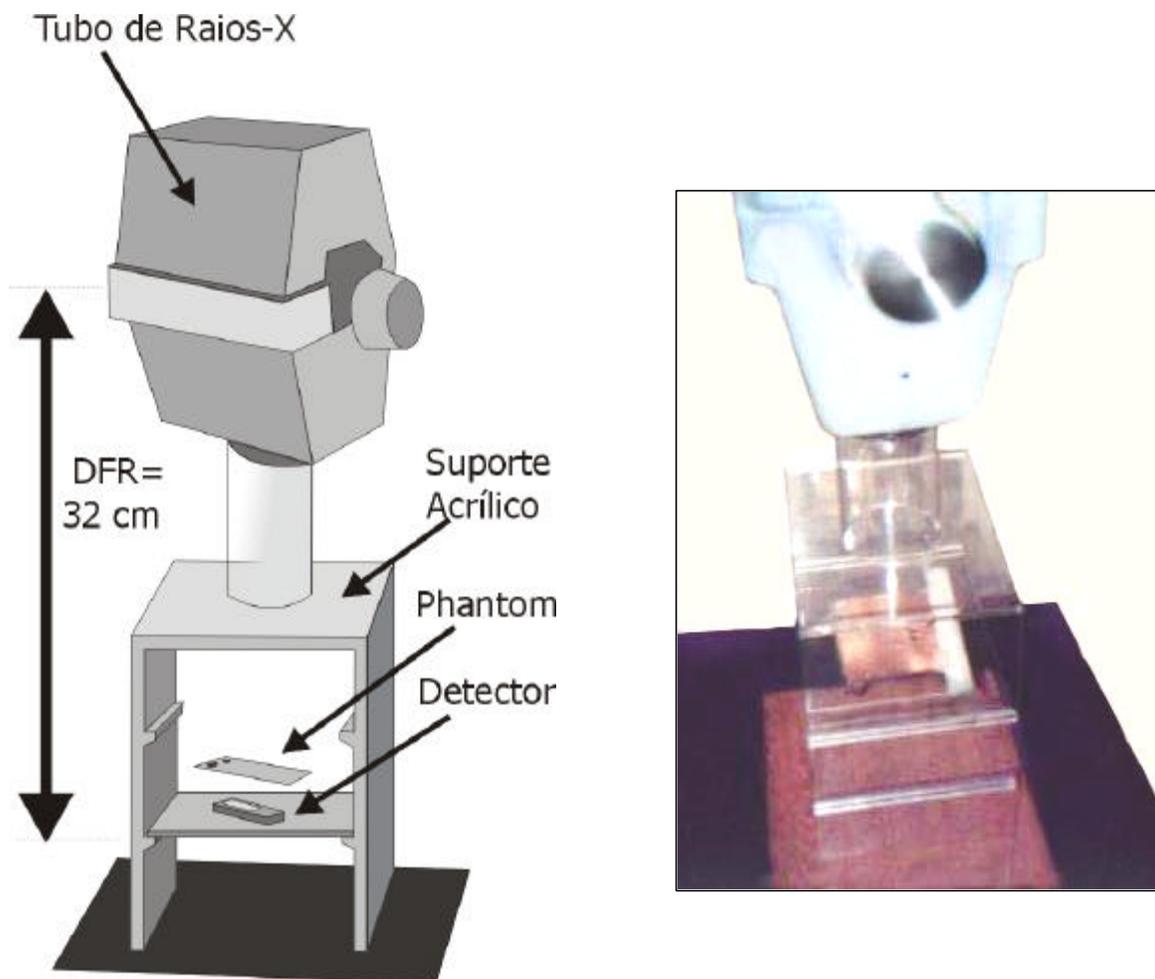
Os *phantoms* ou corpos de prova servem de meio à obtenção de imagens padronizadas no sistema de imagem, das quais se possam extrair parâmetros (*In: ECRI: Phantoms, 1998*). A construção conveniente do *phantom* assegura o conhecimento da imagem de transmissão (YOSHIURA *et al.*, 1999-b). Dado o conhecimento do *phantom* e da imagem radiográfica, pode-se determinar as características do sistema de imagem. Este enfoque se fundamenta na modelagem por sistemas lineares, onde é possível caracterizar plenamente um sistema, através do conhecimento de sua entrada e de sua saída (HAYKIN, 1989).

Nesta análise, os *phantoms* são considerados ideais. Qualquer defeito de construção, imperfeição geométrica ou não-homogeneidade do *phantom* será considerada imperfeição do sistema de imagem. Desta forma, optou-se pela mínima manipulação mecânica durante a confecção dos *phantoms*, a fim de garantir a precisão mecânica necessária. Os *phantoms* foram confeccionados a partir da simples sobreposição de fatias de cobre (Cu) (Nuclear Associates, New York, NY) com espessura de 0,1 mm (0,5% de planicidade) e 99,999% de pureza. A escolha do cobre (usualmente

utilizado em exposições com maiores energias) definiu-se na adequação da atenuação proporcionada pelas fatias de cobre (Cu) em relação aos pré-requisitos de construção dos *phantoms* (radiação monocromática após filtração com 0,1 mm de Cu  $\cong$  HVL<sub>1</sub>).

Outros materiais, tais como o alumínio (Al) e o ouro (Au) poderiam ser empregados, porém não minimizando o custo de confecção do sistema integrado. Como será discutido posteriormente (*seção 4.6.3*), foi possível contornar a manipulação com mecânica de precisão com o uso do cobre.

As exposições foram realizadas com a unidade GE 1000 (*ver seção 4.2*) posicionada em um suporte acrílico, que garante a distância foco-receptor e o alinhamento com o centro do feixe, como visto na Figura 22.



**Figura 22** – Diagrama esquemático e fotografia do suporte acrílico posicionador utilizado nas exposições.

Os *phantoms* foram posicionados no suporte acrílico, entre o tubo de raios-X e o detector de radiação do sistema de imagem. Como discutido na *seção 3.5*, os *phantoms* se dividem em três grupos:

- 1) *Phantom* de linearidade,
- 2) *Phantom* de uniformidade,
- 3) *Phantom* de resolução.

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

#### 4.3.1 – *Phantom* de Linearidade

O *phantom* de linearidade, visto na Figura 23, consiste na justaposição de fatias 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* é posicionado diretamente sobre o detector de radiação (dimensão de 32 x 42 x 22 mm) e está diretamente relacionado à medida da curva sensitométrica (*ver seção 4.5.3*).



**Figura 23** – Imagem fotográfica do *phantom* de linearidade.

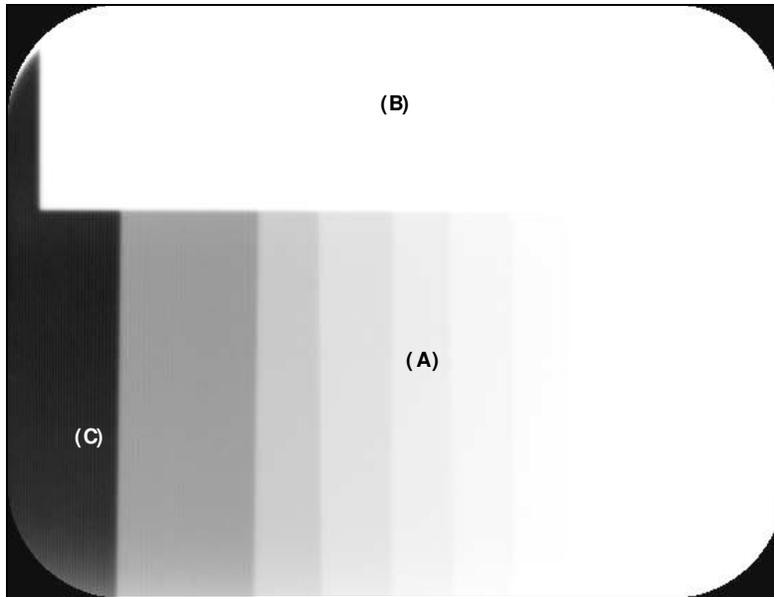
Os sistemas radiográficos analisados neste estudo dispõem de um controle de ganho, de forma a ajustar a amplificação do sinal detectado. Nos sistemas baseados em PSPL o ajuste é baseado em uma leitura prévia (*pre-scan*) e os sistemas baseados em CCD dispõem de controle automático de ganho (AGC – *Automatic Gain Control*). Em termos de processamento de imagem, este procedimento também é conhecido por escalonamento de histograma (GONZALEZ, 1992). Esta rotina 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).

Desta forma, não é possível estimar diretamente a curva sensitométrica (relação níveis de cinza em função da dose) simplesmente pela aquisição de imagens uniformes em função da dose, pois 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 ( $G=127$ ), independentemente da dose (BRETTLE *et al.*, 1996; STAMATAKIS *et al.*, 1999). Para contornar este problema, o *phantom* de linearidade conta com três regiões diferenciadas, que podem ser vistas na imagem radiográfica do *phantom* na Figura 24:

- 1) **Área de Interesse:** Região da justaposição de fatias de cobre (**Região A**)
- 2) **Marcador de absorção:** Constituído de 5 x 42 x 1 mm de Cobre (**Região B**).
- 3) **Marcador de exposição:** Espaço sem absorção de 27 x 4 mm (**Região C**).

Os marcadores geram, respectivamente, uma região (**B**) radiopaca (feixe quase totalmente atenuado) e uma região (**C**) radiotransparente (sem atenuação do feixe). Desta forma o ganho da pré-calibração é necessariamente ajustado para a faixa entre a dose nula e máxima (STAMATAKIS *et al.*, 1999).

Na região (**A**), a justaposição de camadas de cobre gera uma série de níveis intermediários de absorção, onde cada graduação de cinza corresponde diretamente a uma determinada dose pré-estabelecida.



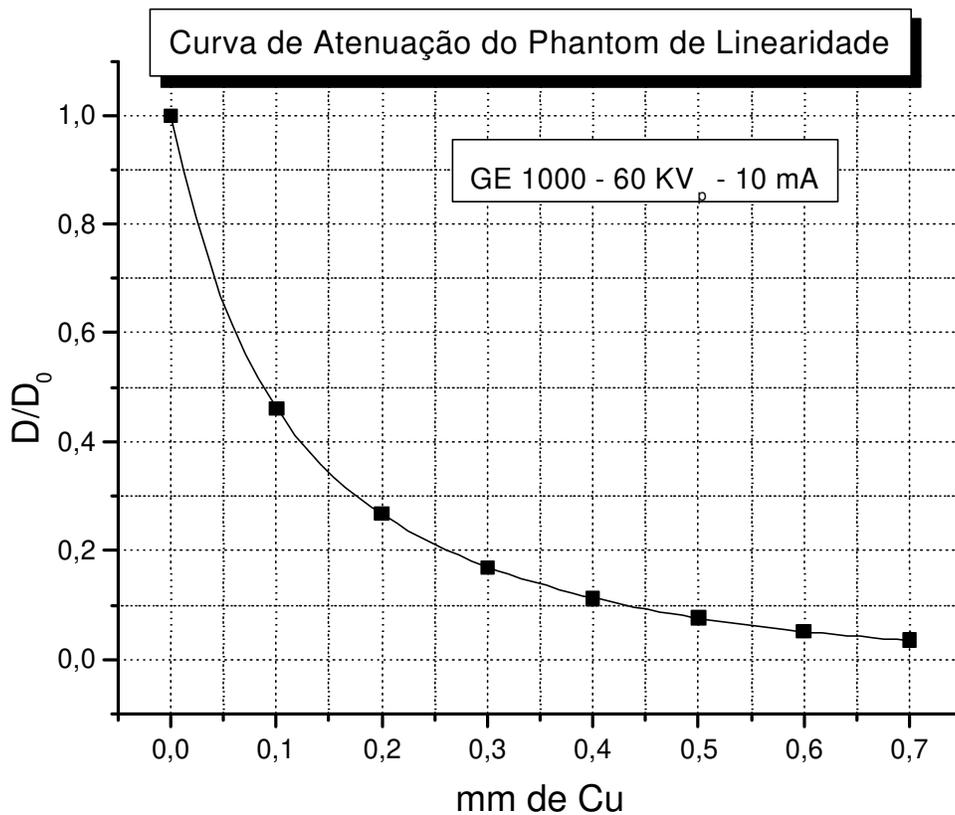
**Figura 24** – Imagem radiográfica do *phantom* de linearidade.

A Figura 25 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 KV<sub>p</sub> e 10 mA.

A curva sensitométrica é dada diretamente através da relação entre o nível de cinza médio e a dose irradiada em cada região. A dose irradiada em cada região é dada diretamente pelo produto da relação da Figura 25 pela dose máxima. Desta forma, é possível obter diretamente a curva sensitométrica apenas com uma única imagem deste *phantom*.

O sistema DIGORA ainda requer uma pré-calibração para a máxima exposição a ser utilizada, a partir da qual, seleciona novamente o ganho dentro desta faixa pré-calibrada para cada exposição (BRETTLE *et al.*, 1996; STAMATAKIS *et al.*, 1999). Isto significa que o sistema DIGORA deve ser primeiramente calibrado para a dose máxima antes da utilização do *phantom* de linearidade.

Observa-se na Figura 25 que as camadas de 0,1 mm de cobre proporcionam uma atenuação em torno da metade da dose incidente. Devido a este fato, ver-se-á adiante que a atenuação exponencial das camadas de cobre sucessivamente justapostas torna as medidas da curva sensitométrica igualmente espaçadas no espaço logarítmico.



**Figura 25** – Curva de atenuação do *phantom* de linearidade.

A planicidade e a homogeneidade de cada camada de cobre são garantidas pelo fabricante das placas de cobre (Nuclear Associates, New York, NY). Imprecisões no corte ou na montagem do *phantom* não alteram a medida, pois somente será tomado o nível médio da região interna de cada camada, segmentada automaticamente, de modo que a forma de cada “degrau” não tem influência no nível médio. Por estes fatores, a simples montagem de fatias de cobre se revelou mais efetiva na confecção deste *phantom* que moldar um bloco único de alumínio (onde haveriam imprecisões de planicidade)

#### 4.3.2 – *Phantom* de Uniformidade

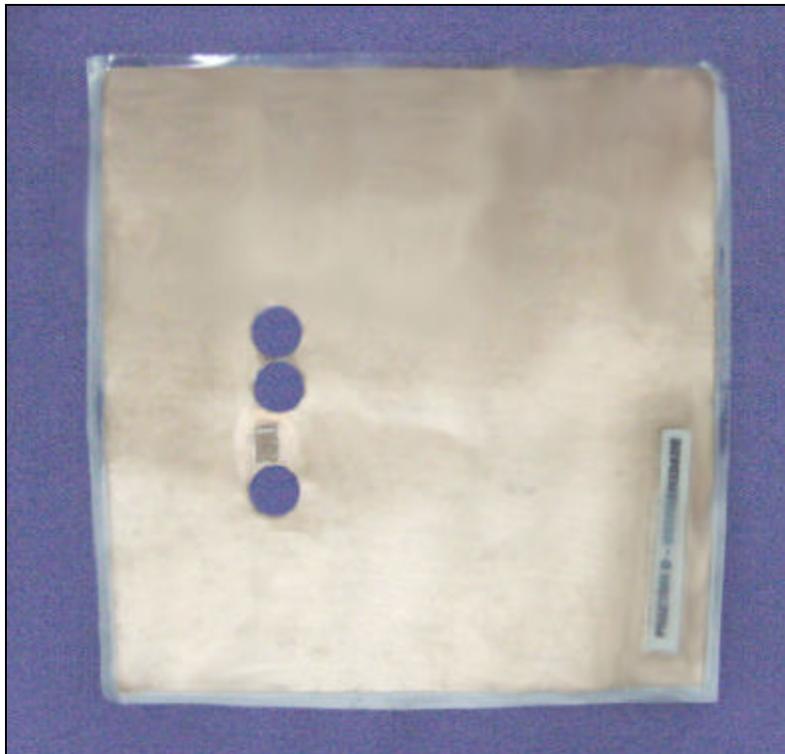
O *phantom* de uniformidade constitui-se basicamente por uma única fatia de cobre com 85,0 mm x 85,0 mm de área e 0,1 mm de espessura (ver Figura 26). Este *phantom* também é posicionado

diretamente sobre o detector de radiação (dimensão 85 x 85 x 1,1 mm) e está associado à medida do ruído, ou seja, a estimativa de densidade espectral de ruído (NPS) (ver seção 3.5.6). Sua imagem resultante (ver Figura 27) consiste basicamente em uma região uniforme (**Região A**) e dois marcadores (**Regiões B e C**), cujas funções serão discutidas adiante.

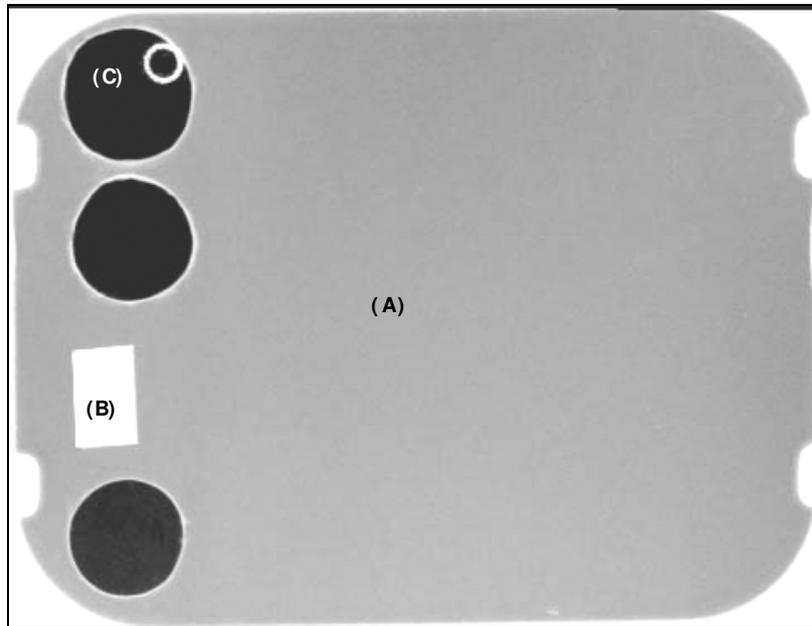
A atenuação proporcionada pela camada de 0,1 mm de cobre na região uniforme (**A**) delinea três funções básicas:

- 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 da situação clínica.

No caso do posicionamento de filtros próximos ao detector, tem-se a presença de radiação espalhada (JANHS, 1983). Esta condição se aproxima da condição clínica, pois o objeto clínico em estudo consiste de um espalhador.



**Figura 26** – Imagem fotográfica do *phantom* de uniformidade.



**Figura 27** – Imagem radiográfica do *phantom* de uniformidade.

Operando uma unidade Siemens Heliodont MD (Siemens, Alemanha) com filtro inerente de 1,5 mm de Al, BRETTLE *et al.* (1996) utilizaram uma filtração extra de 4,5 mm de Al que, segundo os autores, tornaria a qualidade do feixe comparável à situação clínica. Assim, a filtração total utilizada por estes pesquisadores foi de 6 mm de Al.

Neste estudo utilizou-se a unidade GE 1000 (General Electric Company, Milwaukee, WI) com filtro inerente de 2,7 mm de Al e filtração extra de 0,1 mm de Cu. Esta conformação seria equivalente à filtração total utilizada por BRETTLE *et al.* (1996). No entanto, este resultado é aproximado devido a possíveis diferenças entre os espectros de emissão dos tubos de raios-X dos sistemas.

No caso de filtração próxima ao detector é necessária uma camada de cobre de 0,83 mm para atenuar o feixe à metade da dose (devido à radiação espalhada). A razão entre camada para meia dose e camada para quarto de dose é 0,58. Essa estimativa indica que o feixe filtrado próximo ao detector continua sendo aproximadamente monocromático.

Como foi discutido na *seção 4.3.1*, 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.

Desta forma, 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**).
- 2) **Marcador de exposição:** Constituído de furos de 3 mm de diâmetro (**Região C**).

Estes marcadores geram, respectivamente, uma região (**B**) radiopaca (feixe quase totalmente atenuado) e uma região (**C**) radiotransparente (sem atenuação do feixe). Desta forma, as medidas de ruído (variações dos níveis de cinza em torno da média na região uniforme **A**) (*ver seção 3.5.6*) são devidamente adquiridas sobre a mesma calibração da curva sensitométrica, o que torna possível a posterior estimativa do DQE (*ver seção 3.5.7*).

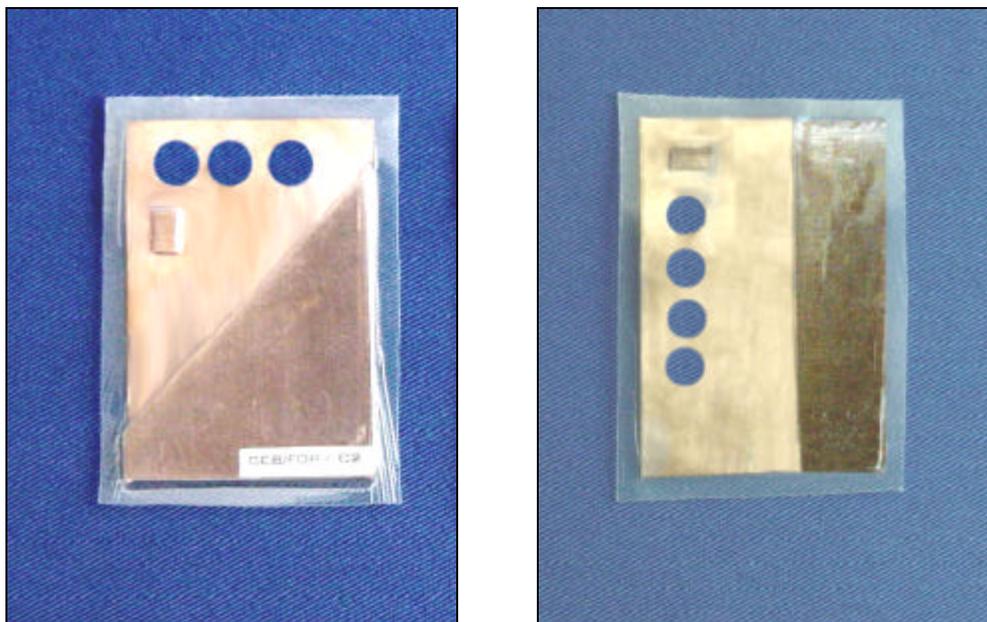
O marcador de absorção é ainda utilizado para estimar o tamanho do *pixel* (*pixel pitch*).

De modo semelhante ao *phantom* de linearidade, o sistema DIGORA deve ser primeiramente calibrado para a dose máxima antes da utilização do *phantom* de uniformidade (BRETTLE *et al.*, 1996; STAMATAKIS *et al.*, 1999).

### 4.3.3 – *Phantom* de Resolução

Os *phantoms* de resolução são constituídos por um degrau de absorção inclinado (1,1 mm de Cu), sobre um fundo de 0,1 mm de Cu (*ver Figuras 28 e 29*). Estes *phantoms* também são posicionados diretamente sobre o detector de radiação (dimensão 45,0 x 32,0 x 1,1 mm) e estão associados à medida da MTF (*ver seção 3.5.1.3*). Suas imagens resultantes (*ver Figura 30*) consistem de uma região de interesse (**Região A**), onde tem-se um degrau em níveis de cinza (G), um marcador de absorção (**Região B**), de 3 x 5 x 1 mm de cobre, utilizado para estimativa do tamanho do *pixel* (*pixel pitch*) e um marcador de exposição (**Região C**), de 3 mm de diâmetro.

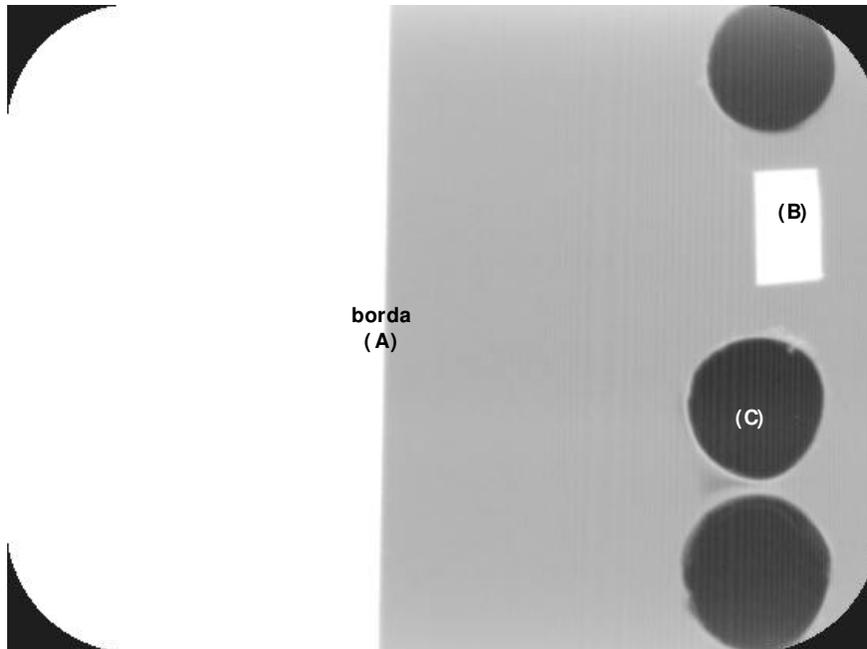
O *phantom* de resolução foi confeccionado em três versões: inclinação de 5° com a horizontal, inclinação de 5° com a vertical e inclinação de 45° com a horizontal.



**Figura 28** – Imagens fotográficas do *phantom* de resolução nas versões de (A) inclinação de 45° com a horizontal e (B) inclinação de 5° com a vertical.



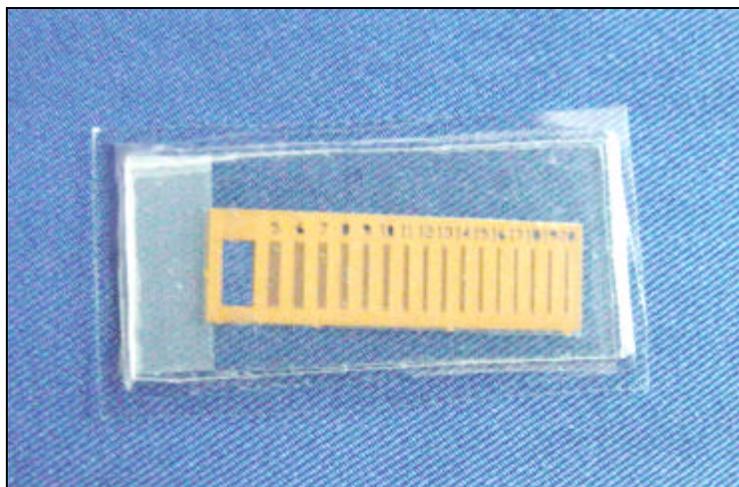
**Figura 29** – Imagem fotográfica do *phantom* de resolução na versão de 5° com a horizontal.



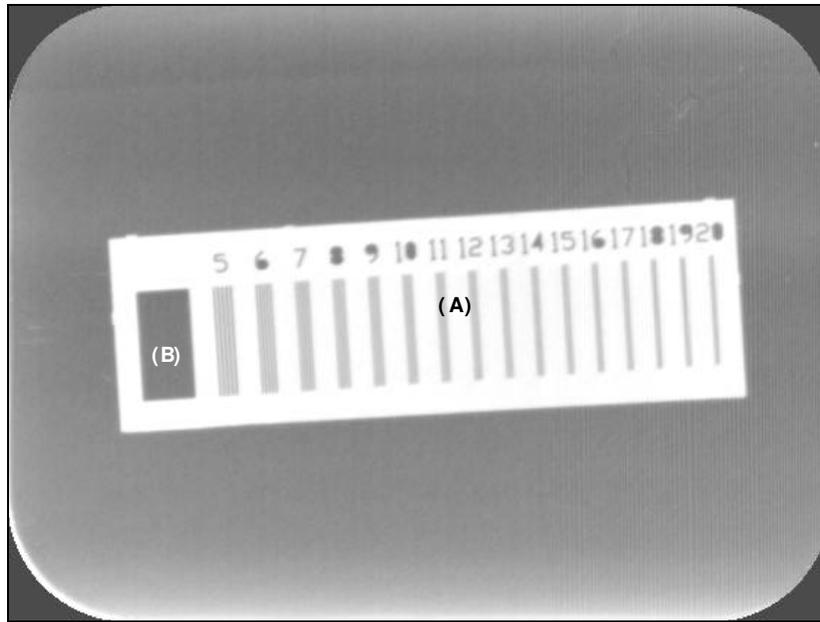
**Figura 30** – Imagem radiográfica do *phantom* de resolução.

#### 4.3.4 – *Phantom* de Barras

O *phantom* de barras, visto na Figura 31, foi adquirido da Nuclear Associates, New York, NY. Este *phantom* constitui-se de um material radiopaco, onde são montadas seqüências de pares de linhas com frequências entre 5 pl/mm e 20 pl/mm. Sua imagem radiográfica é vista na Figura 32. Este *phantom* também é posicionado diretamente sobre o detector de radiação (dimensão 30 x 15 x 0,1 mm) sendo utilizado na estimativa visual da frequência espacial e da MTF (**Região A**).



**Figura 31** – Imagem fotográfica do *phantom* de barras.



**Figura 32** – Imagem radiográfica do *phantom* de barras.

Este *phantom* dispõe ainda de um marcador de posição (**Região B**), representado por uma retângulo radiotransparente de 2 x 5 mm. Este marcador pode ser segmentado para detecção da orientação do *phantom* na imagem e para estimativa do tamanho do *pixel* (*pixel pitch*).

## 4.4 – Sistemas radiográficos

---

Embora haja uma grande variedade de sistemas de imagem atualmente disponíveis comercialmente para fins de radiologia digital odontológica intra-oral direta (ver apêndice 4), todos são baseados em duas tecnologias distintas de transdução: matrizes de CCD ou placas de PSPL (*In: ECRI: Radiography Units, Dental; Radiography Systems, Digital, Dental, 1998*). Dentro deste universo, seleciona-se quatro sistemas para avaliação, sendo tomados dois a dois como representativos de cada tecnologia.

### 4.3.4.1 – Sistemas baseados em matrizes CCD

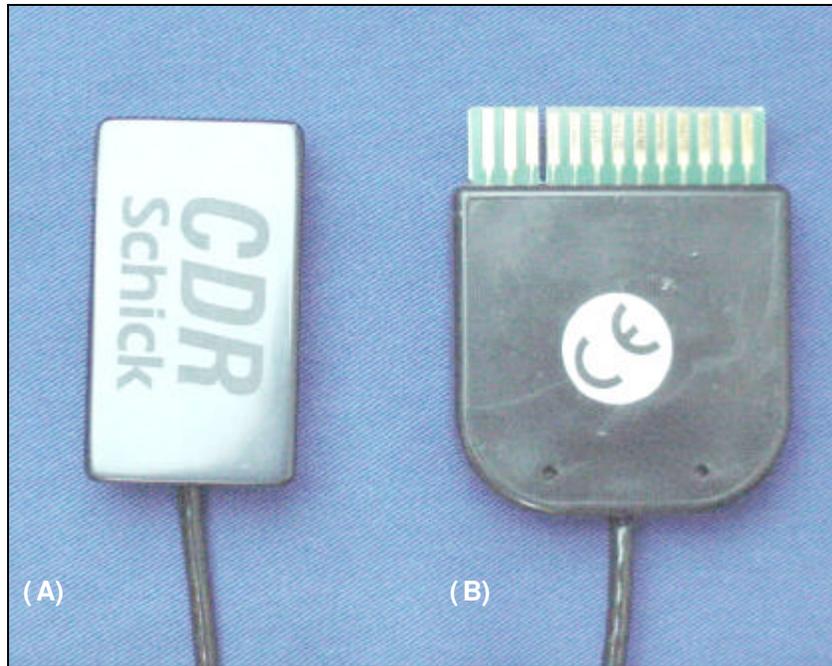
#### 4.3.4.1.1 – Sistema CDR

O sistema CDR, visto na Figura 33, foi lançado em 1995 pela Schick Technologies Inc., Long Island City, NY ([www.schicktech.com](http://www.schicktech.com)). O transdutor deste sistema é baseado em um cristal cintilador acoplado a uma matriz CCD por meio de fibras ópticas (*ver seção 3.3*) (*In: SCHICK TECHNOLOGIES INC, 1995*). O sistema ainda inclui um computador, programa específico com base de dados para imagens, uma interface externa para isolamento elétrico e amplificação do sinal e pedais de acionamento (opcional).

O sensor utilizado (sensor nº 2), visto na Figura 34, tem dimensões de 36,5 x 25,2 x 5 mm, no qual tem-se uma área ativa de detecção de 34,5 x 23,2 mm, composta por uma matriz de 720 x 400 transistores, com área ativa de 48 x 48 µm. Segundo o fabricante, o sistema apresenta uma resolução de 10 pl/mm. As imagens disponibilizadas por este sistema em 300 dpi são compostas de 720 x 400 *pixels* com 8 bits para quantização de níveis de cinza (*In: SCHICK TECHNOLOGIES INC, 1995*). Cada imagem, exportada em formato TIFF (*Targa Interlaced File Format*) ocupa 184,0 kB.



**Figura 33** – Imagem fotográfica do sistema CDR.



**Figura 34** – Fotografia do (A) sensor e (B) conector ao módulo externo do sistema CDR.

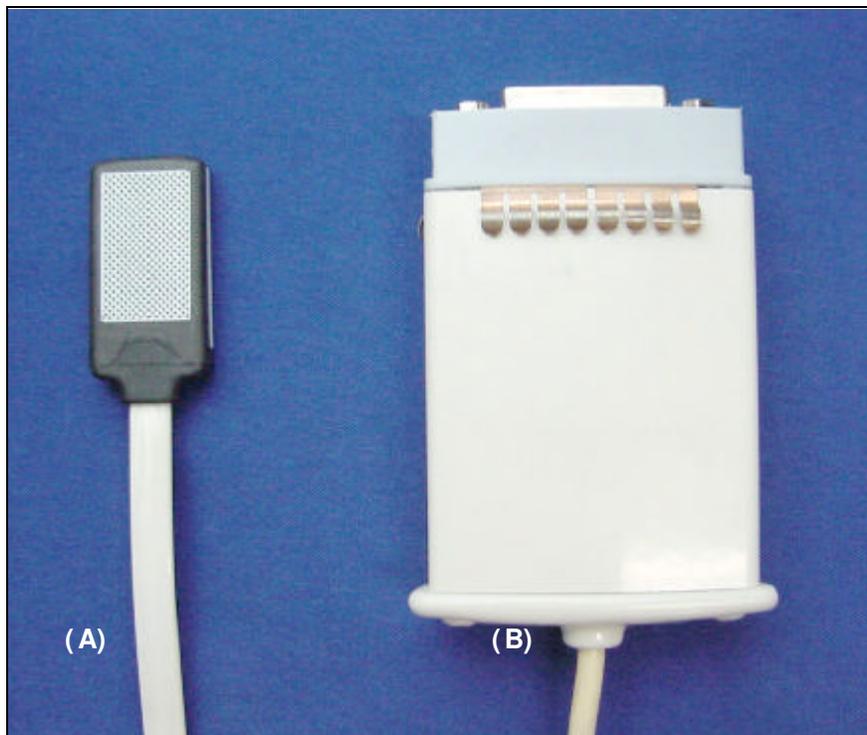
#### 4.3.4.1.2 – Sistema SENS-A-RAY 2000

O sistema SENS-A-RAY 2000, foi lançado em 1991 pela Regam Medical System, Sudsvall, Suécia ([www.dent-x.com](http://www.dent-x.com)). Vê-se na Figura 35, o módulo externo para conexão com o computador do sistema SAR. O transdutor deste sistema é baseado em um cristal cintilador acoplado diretamente a uma matriz CCD (*ver seção 3.3*) (*In: REGAM MEDICAL SYSTEM, 1995*). O sistema ainda inclui um computador, programa específico com base de dados para imagens e uma interface externa, para isolamento elétrico e amplificação, conversão A/D e pré-processamento do sinal.

O sensor utilizado (sensor nº 2), visto na Figura 36, tem dimensões de 30,0 x 25 x 1,7 mm, no qual tem-se uma área ativa de detecção de 27,6 x 23,5 mm, composta por uma matriz de 576 x 385 transistores com área ativa de 44 x 44  $\mu\text{m}$ . Segundo o fabricante, o sistema apresenta uma resolução de 10 pl/mm. As imagens disponibilizadas por este sistema em 300 dpi são compostas de 576 x 385 *pixels* com 8 bits para quantização de níveis de cinza (*In: REGAM MEDICAL SYSTEM, 1995*). Cada imagem, exportada em formato TIFF (*Targa Interlaced File Format*) ocupa 219,0 kB.



**Figura 35** – Imagem fotográfica do módulo externo do sistema Sens-A-RayY 2000.



**Figura 36** – Fotografia do (A) sensor e (B) conector do módulo externo do sistema Sens-A-Ray.

#### 4.3.4.2 – Sistemas baseados em placas de armazenamento de fósforo (PSPL)

##### 4.3.4.2.1 – Sistema DIGORA

O sistema DIGORA, foi lançado em 1994 pela Soredex, Helsink, Finlândia ([www.soredexusa.com](http://www.soredexusa.com)). Na Figura 37 é vista a leitora a *laser* do sistema Digora. Os transdutores deste sistema, vistos na Figura 38, são placas de armazenamento de fósforo (PSPL) (*ver seção 3.3*) (*In: SOREDEX, 1995*).

As placas de armazenamento de fósforo do sistema DIGORA são montadas a partir do substrato de bário-fluorohalogenado dopado com Európio do filme FUJI HR-V (*In: FUJI, 1999*). Esse substrato é depositado sobre uma placa de metal ferromagnético e revestido com um encapsulamento plástico rígido (COWEN *et al.*,1993).

As placas são expostas dentro de um invólucro de plástico negro lacrado, de forma a evitar contaminação e exposição à luz. Após a exposição aos raios-X, as placas são levadas a uma pequena guilhotina, onde é recortado o invólucro. Somente então, a placa é posicionada manualmente dentro da leitora a *laser* (*ver Figura 37*), onde é atraída por um pequeno magneto. Assim o invólucro somente é retirado dentro da leitora a *laser*.

Para iniciar o processamento da placa, que no total dura cerca de 20 s, basta fechar a portinhola na entrada da placa da leitora. Ao fim do processo a placa é automaticamente apagada por uma luz halogênia no interior do equipamento. O sistema somente tem capacidade para processar uma placa por vez. No sistema DIGORA fmx (2<sup>a</sup> geração), o processo de retirada do invólucro e posicionamento da placa é realizado automaticamente (*In: SOREDEX, 2000*).

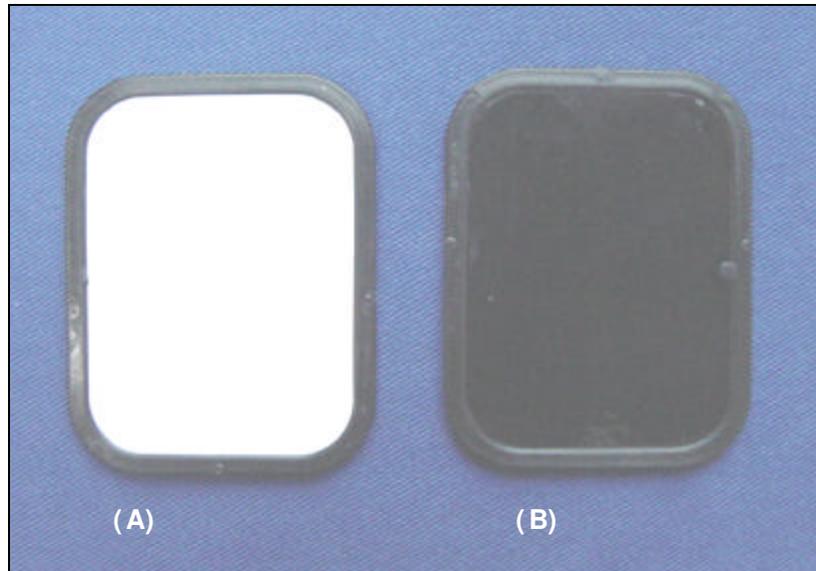
Além das placas e da leitora a *laser*, o sistema ainda inclui um computador e um programa específico com base de dados para imagens.



**Figura 37** – Imagem fotográfica da leitora a *laser* do sistema Digora.

A placa utilizada (placa nº 2) tem dimensões 45,0 x 35,0 x 1,7 mm, na qual tem-se uma área ativa de detecção de 40,0 x 30,0 mm, o que o torna equivalente a um filme intraoral nº 2. Operando na resolução de 300 dpi, o tamanho equivalente do *pixel* é estimado em 71 x 71  $\mu\text{m}$  (In: SOREDEX, 1995).

Segundo o fabricante, o sistema apresenta uma resolução de 6 pl/mm nesta condição. As imagens disponibilizadas por este sistema são matrizes de 540 x 416 *pixels* com 8 bits para quantização de níveis de cinza (In: SOREDEX, 1995). Cada imagem, exportada em formato TIFF (*Targa Interlaced File Format*), ocupa 228,0 kB.



**Figura 38** – (A) Frente e (B) verso da placa de armazenamento de fósforo do sistema Digora.

#### 4.3.4.2.2 – Sistema DENOPTIX

O sistema DENOPTIX foi lançado em 1997 pela Gendex Dental System, Milão, Itália ([www.gendexray.com](http://www.gendexray.com)). Na Figura 39 é vista a leitora a *laser* do sistema Denoptix. Os transdutores deste sistema, vistos na Figura 40, são placas de armazenamento de fósforo (PSPL) (*ver seção 3.3*) (*In: GENDEX DENTAL SYSTEM, 1997*).

As placas de armazenamento de fósforo do sistema DENOPTIX também são montadas a partir do substrato de bário-fluorohalogenado dopado com Európio do filme FUJI HR-V (*In: FUJI, 1999*). Esse substrato é depositado sobre uma película plástica flexível.

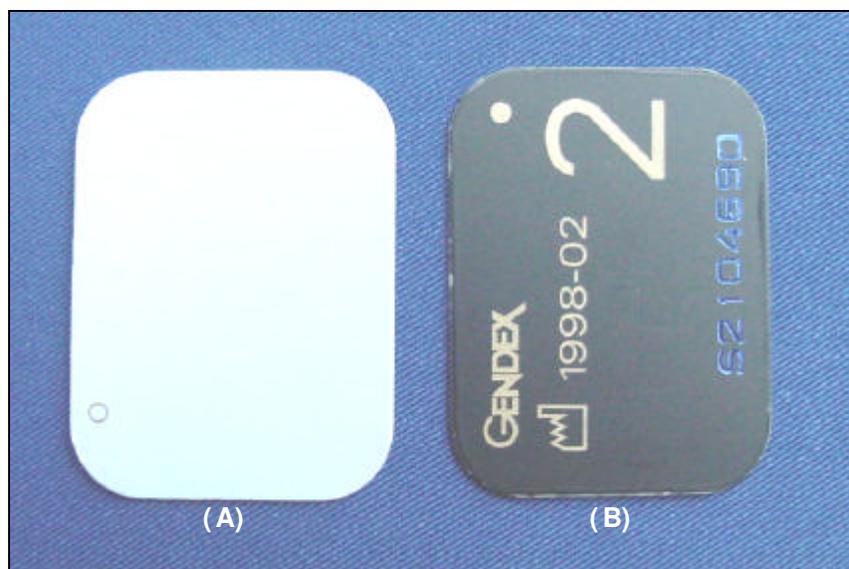
As placas são expostas dentro de um invólucro plástico, de forma a evitar exposição à luz. Após a exposição aos raios-X, as placas são retiradas manualmente do invólucro e posicionadas em um carrossel com capacidade para até 29 placas. Então o carrossel é inserido dentro da leitora a *laser* (*ver Figura 39*). Ao fim do processo é necessário apagar manualmente as placas através da exposição à luz de um negatoscópio por um mínimo de dois minutos.



**Figura 39** – Imagem fotográfica da leitora a *laser* do sistema Denoptix.

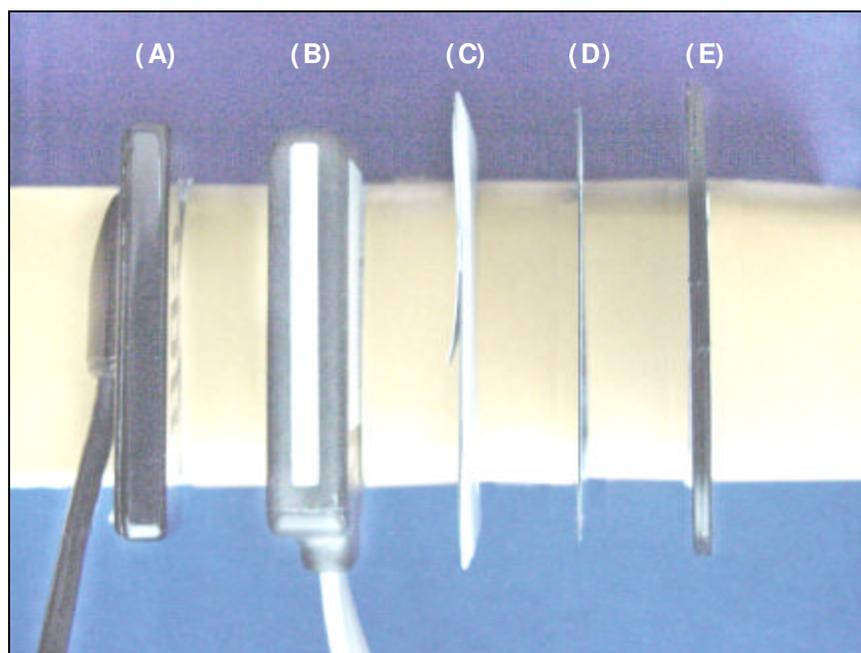
A placa utilizada (placa nº 2) tem dimensões 41,1 x 31,2 x 1,0 mm, na qual tem-se uma área ativa de detecção de 41 x 31 mm, o que a torna equivalente a um filme intraoral nº 2. Este sistema é capaz de operar nas resoluções de 150, 300 e 600 dpi, onde os tamanhos equivalentes dos *pixels* são estimados, respectivamente, em 170 x 170  $\mu\text{m}$ , 85 x 85  $\mu\text{m}$  e 42 x 42  $\mu\text{m}$  (*In: GENDEX DENTAL SYSTEM, 1997*).

Segundo o fabricante, o sistema apresenta resoluções de 4 pl/mm (150 dpi), 6 pl/mm (300 dpi) e 9 pl/mm (600 dpi). As imagens disponibilizadas por este sistema são matrizes de 242 x 183 *pixels* (150 dpi), 485 x 367 *pixels* (300 dpi) e 970 x 734 *pixels* (600 dpi) com 8 bits para quantização de níveis de cinza (*In: GENDEX DENTAL SYSTEM, 1997*). Cada imagem, exportada em formato TIFF (*Targa Interlaced File Format*) ocupa 87 kB (150 dpi), 180 kB (300 dpi) e 348 kB (600 dpi).



**Figura 40** – (A) Frente e (B) verso da placa de armazenamento de fósforo do sistema Denoptix.

Na Figura 41 vê-se a lateral dos sensores dos sistemas CDR e SAR, comparados com um filme radiográfico nº 2 e as placas de armazenamento de fósforo dos sistemas Denoptix e Digora. Para fins de padronização entre os sistemas, todas as medidas realizadas neste estudo foram realizadas utilizando a resolução nominal de 300 dpi.



**Figura 41** – Vista lateral dos sensores dos sistemas (A) CDR, (B) SAR, (C) filme radiográfico nº 2, (D) Denoptix e (E) Digora.

## 4.6– Métodos de estimativa de parâmetros

---

Segundo as descrições na seção 4.1, as exposições foram realizadas no aparelho GE 1000 (*ver seção 4.2*) e reveladas por cada sistema de imagem em análise.

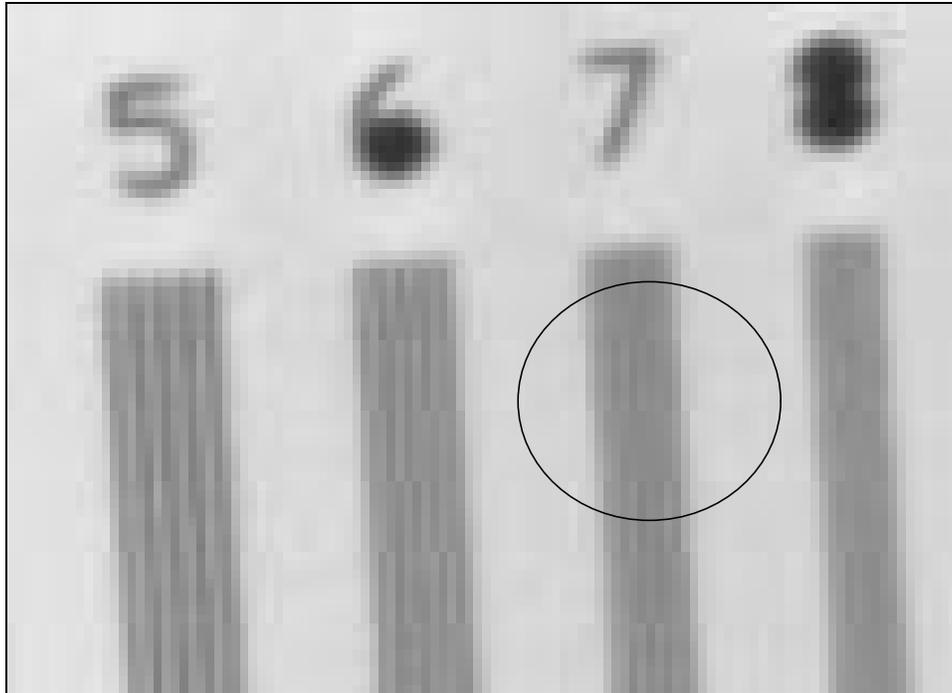
De acordo com as restrições consideradas na seção 3.5, todos os recursos de pós-processamento de software como filtros de imagem, ajustes de contraste e característica de transferência (fator gama) foram desabilitados ou ajustados para uma característica linear.

Este procedimento implica em avaliar diretamente a detecção de dados, representando a qualidade do processo de obtenção de informação e eficiência na representação do objeto em estudo pelo instrumento (HART & SMITH, 1992). Desta forma, desconsidera-se o processamento e exibição de dados, pois as amplas possibilidades de ajustes nesta etapa são relativas a otimizar tarefas ou situações clínicas específicas. Todas as imagens resultantes foram exportadas para arquivos em formato TIFF de 8 bits sem compressão.

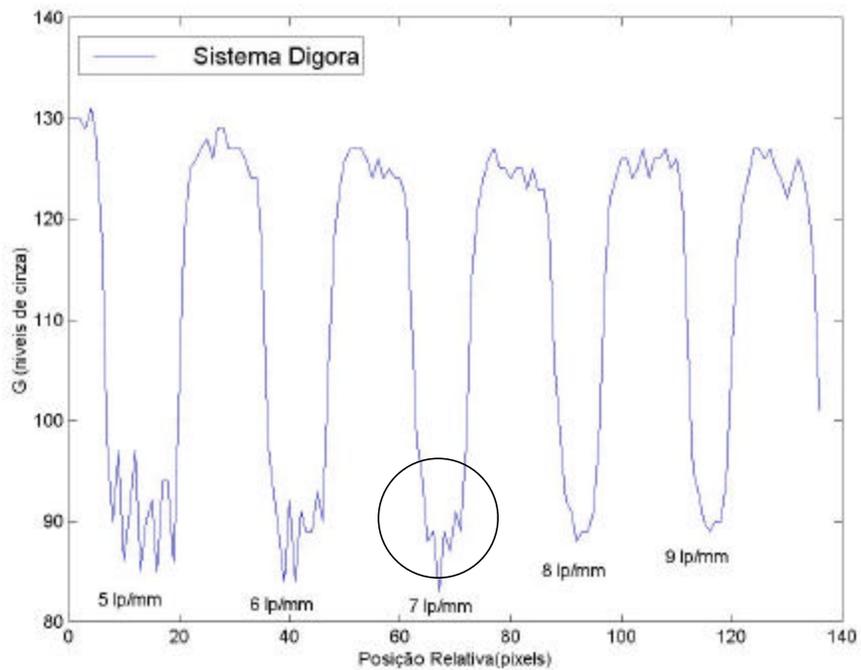
### 4.6.1 – Métodos de estimativa dos parâmetros de resolução

#### 4.6.1.1 – Medida da resolução espacial pelo *phantom* de barras

Como primeira estimativa da resolução espacial (R) tem-se a observação visual direta da imagem do *phantom* de barras (*ver seção 4.5.2*). Esta análise consiste em determinar o menor par de linha resolvível visualmente (HUDA & SLONE, 1994 ). Devido à subjetividade da técnica (dependência de operador humano), toma-se como resolvível o par de linha tal que se perceba alguma variação em seu perfil de níveis de cinza (BRETTLE *et al.*, 1996). Ambos os procedimentos descritos são ilustrados nas Figuras 42 e 43, onde observa-se que a análise do perfil de níveis de cinza parece ser um critério mais robusto.



**Figura 42** – Zoom na imagem radiográfica do *phantom* de barras, adquirida no sistema Digora. Nota-se visualmente alguma variação até a frequência de 7 pl/mm.



**Figura 43** – Perfil de níveis de cinza da imagem da Figura 43. Observa-se mais claramente a resolução em 7 pl/mm.

#### 4.6.1.2 – Medida da MTF pelo método da modulação

O *phantom* de barras ainda pode fornecer uma análise da função de transferência de modulação (MTF) pela medida direta da modulação (M), entre a intensidade dos sinais de entrada e saída nos pares de linha, introduzida por COLTMAN, 1954. Este método se baseia na razão da amplitude do sinal de saída  $A(\nu)$  para uma onda quadrada de amplitude de entrada  $A_0$  e frequência  $\nu$ :

$$MTF(\nu) = \frac{\pi}{4A_0} \left( A(\nu) + \frac{A(3\nu)}{3} - \frac{A(5\nu)}{5} + \frac{A(7\nu)}{7} \dots \right) \quad (76)$$

Sendo a MTF nula para valores maiores a  $\nu_c$ , pode-se simplificar o equacionamento de COLTMAN, 1954 para:

$$MTF(\nu) = \frac{\pi A(\nu)}{4A_0}, \nu \geq \frac{\nu_c}{3} \quad (77)$$

Isto se deve a que, em frequências superiores a  $\nu_c$ , não existem termos de ordem superior na série da Equação (76). Porém, a medida direta da amplitude pode ser difícil experimentalmente em decorrência da presença de ruído na imagem. DROEGE & MORIN (1982) sugerem relacionar estas amplitudes ( $A$  e  $A_0$ ) às variâncias dos níveis de cinza da imagem ( $\sigma$  e  $\sigma_0$ ) para cada par de linhas de determinada frequência  $\nu$ . Seja uma onda quadrada de amplitude  $A_0$  e período  $\lambda$  ( $\lambda=1/\nu$ ). Sua variância ( $\sigma_0$ ), é dada por:

$$\sigma_0 = A_0^{RMS}(\nu) = \sqrt{\frac{1}{\lambda} \int_0^\lambda A_0^2 d\lambda} = A_0 \quad (78)$$

Para uma onda senoidal amplitude  $A$  e período  $\lambda$ . Sua variância ( $\sigma$ ) é dada por:

$$\sigma = A^{RMS}(\nu) = \sqrt{\frac{1}{\lambda} \int_0^\lambda A^2 \cdot \text{sen}^2(2\pi\lambda) d\lambda} = \frac{A}{\sqrt{2}} \quad (79)$$

Substituindo as Equações (78) e (79) na Equação (77), tem-se a Equação de COLTMAN (1954) simplificada, que relaciona a MTF( $\nu$ ) a variância do par de linha de frequência  $\nu$ :

$$MTF(\nu) = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \frac{\sigma(\nu)}{\sigma_0}, \nu \geq \frac{\nu_c}{3} \quad (80)$$

Pode-se implementar uma correção para o valor da variância medida em uma imagem real,  $\sigma^2_{\text{experimental}}$ , sujeita a ruído aleatório aditivo:

$$\sigma^2 = \sigma^2_{\text{experimental}} - \sigma^2_{\text{ruído}} \quad (81)$$

onde  $\sigma^2_{\text{ruído}}$  é dada pela variância dos níveis de cinza em uma região uniforme do *phantom*. Para a estimativa de  $\sigma_0$ , tem-se:

$$\sigma_0 = \frac{|G_1 - G_2|}{2} \quad (82)$$

onde  $G_1$  representa o nível de cinza médio em uma região uniforme do *phantom* e  $G_2$  representa o nível de cinza médio em uma região uniforme do fundo da imagem, onde as duas amostras contêm o mesmo número de *pixels*. As regiões segmentadas no *phantom* de barras utilizadas na estimativa da MTF pelo método de COLTMAN (1954) podem ser vistas na Figura 44.



Figura 44 – Regiões do *phantom* de barras.

#### 4.6.1.3 – Medida da MTF pelo método da resposta ao degrau (ERF)

A formulação para medida da função de transferência de modulação (MTF) pela análise da resposta ao degrau de absorção (ERF – *edge response function*) (XINHUA *et al.*, 2000; JUDY, 1979; SCHNEIDERS & BUSHONG, 1980) foi discutida anteriormente na seção 3.5.1.3. Esta seção aborda a discussão de um algoritmo que reconstitui a ERF unidimensional a partir da imagem bidimensional da borda, obtida pelo *phantom* de resolução, visto na seção 4.3.3.

Tipicamente, nos sistemas de imagem radiográficos de transmissão, a amostragem direta do degrau de absorção costuma ser grosseira, pois o espalhamento pontual (FHWM) costuma ser da mesma ordem de grandeza da dimensão do *pixel* ( $\Delta x$ ) (JUDY, 1979). Vê-se na Figura 45 uma ilustração deste problema: observa-se que, em qualquer coluna, não é possível amostrar mais de quatro pontos entre a região radiopaca e a região radiotransparente. Um método para amostrar a resposta ao degrau em intervalos ( $\Delta r$ ) muito inferiores à dimensão do *pixel* ( $\Delta x$ ) foi proposto por JUDY, 1979.

Esta técnica consiste em ajustar uma reta à borda (pontos de valor médio entre a máxima absorção e a máxima transmissão) e reconstituir um vetor unidimensional de acordo com a distância euclidiana dos pontos à borda. Como referência, JUDY (1979) realizou medidas com uma inclinação da borda com a horizontal ( $\theta$ ) de  $1,2^\circ$  e conseguiu melhorar a amostragem em aproximadamente 50 vezes. Esta seção discute um algoritmo mais preciso e eficiente computacionalmente, apresentado primeiramente por XINHUA *et al.*, 2000.

100	100	100	100	100
065	083	092	096	098
006	012	025	050	075
000	000	002	004	008
000	000	000	000	000

**Figura 45** – Exemplo de matriz de imagem com níveis de cinza de uma borda, com amostragem grosseira da ERF.

Na implementação utilizada neste trabalho tem-se como passo inicial a segmentação automática da borda do *phantom*. Para tanto são utilizados algoritmos de morfologia matemática, segundo a notação de HARALICK *et al.* (1987).

Para desempenhar esta tarefa, inicialmente aplica-se o gradiente discreto da imagem, através da convolução discreta com as máscaras de Sobel, vistas na Figura 46, e detecção de limiar (*thresholding*) sobre o resultado de forma a obter uma imagem binária (GONZALEZ, 1992). A borda é segmentada de outros objetos pela abertura rotacional da imagem resultante, definida por:

$$A \circ_{rot} B_L = \bigcup_{\theta \in [-\pi/2, \pi/2]} A \circ B_{(\theta, L)} \quad (83)$$

onde  $B_{(\theta, L)} = \{(x_1, x_2) \in E^{MN} \mid x_1 \in [0, L \cdot \cos(\theta) + 0.5] \text{ e } x_2 = [x_1 \cdot \tan(\theta) + 0.5]\}$  (84) é um elemento estruturante constituído de uma linha de tamanho  $L$  *pixels* e inclinação  $\theta$  (GOUTSIAS & BATMAN, 1999).

Um elemento estruturante linear de 50 *pixels* foi utilizado. Todo o processo de segmentação da borda é resumido na Equação (85):

$$S_H = \begin{bmatrix} -1 & 0 & -1 \\ -2 & \mathbf{0} & -2 \\ -1 & 0 & -2 \end{bmatrix} \quad \cup \quad S_V = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & \mathbf{0} & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

**Figura 46** –  $S_1$  e  $S_2$  - Máscaras de Sobel (operador de gradiente discreto)

$$Borda = \left( (|f * S_H| \cup |f * S_V|) > \frac{1}{2} \max(|f * S_H| \cup |f * S_V|) \right) \circ_{rot} B_{50} \quad (85)$$

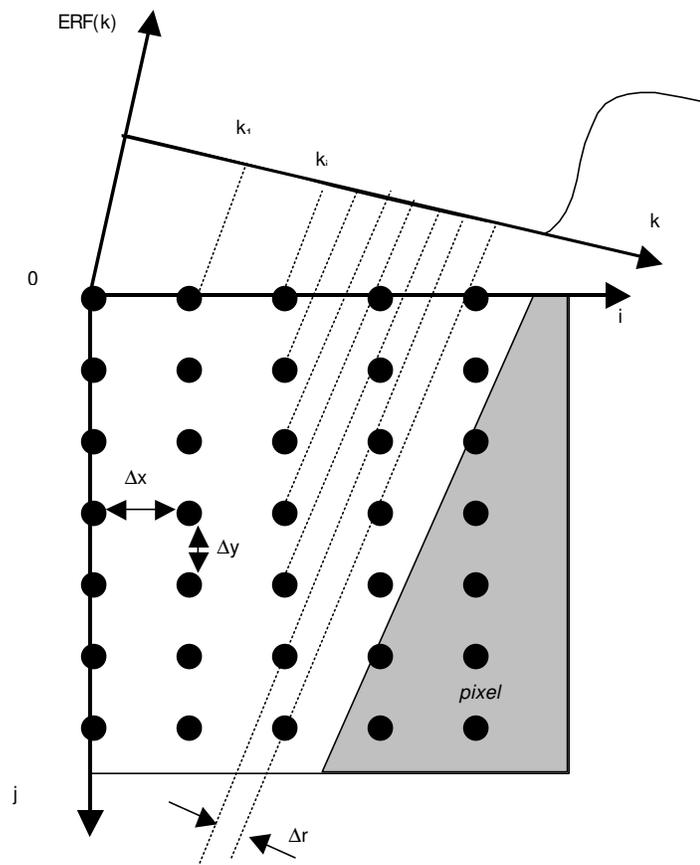
Os pontos resultantes são utilizados para o ajuste de uma reta pelo método dos mínimos quadrados. Através do ajuste da reta ( $y=a.x+b$ ) obtém-se a inclinação da borda ( $\theta = \text{tg}^{-1}(a)$ ) (86), de forma precisa sem a necessidade da aplicação da transformada de Hough (GONZALEZ, 1992). Somente pontos numa região de 20 *pixels* ao redor da borda são considerados. Desta forma, não ocorre influência dos marcadores.

A próxima etapa consiste em reconstituir a ERF(r) a partir da região de interesse selecionada nos passos anteriores  $f(x,y)$ . A formulação matemática completa deste algoritmo é disponível em ALBUQUERQUE & COSTA (2001).

Observa-se na Figura 47, que é possível reconstituir a ERF(r) ponderando  $f(x,y)$  segundo sua distância euclidiana à borda. Este método recebe o nome de reconstrução por projeção da borda, pois reconstitui a ERF(r) combinando as projeções da borda bidimensional e realizando a média nas regiões de sobreposição. O período de amostragem da borda reconstruída é dado por:

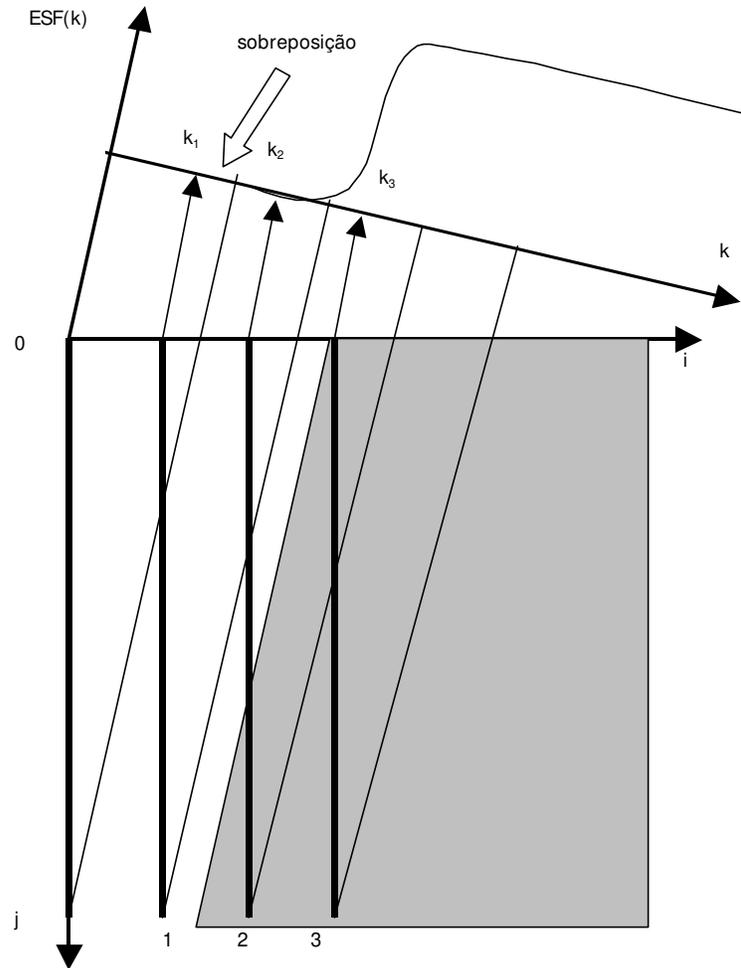
$$\Delta r = \Delta y \cdot \text{sen}\theta \quad (87)$$

Observe que se  $\theta$  for pequeno ( $2^\circ$  a  $10^\circ$ ), então  $\Delta r \ll \Delta y$ :



**Figura 47** – Imagem amostrada da borda e suas projeções discretas da ERF.

Portanto não é necessário calcular as distâncias euclidianas de cada  $f(x,y)$ . A ponderação das projeções da borda é realizada implicitamente, pelo algoritmo iterativo expresso através da Equação (89). A interpretação geométrica da Equação (89) pode ser visualizada na Figura 48. A ERF é reconstituída pela média das colunas da imagem deslocadas de um incremento igual à taxa de amostragem  $\Delta r$ . O algoritmo pode ser descrito sucintamente nas Equações 88, 89 e 91.



**Figura 48** – Diagrama da sobreposição das projeções das colunas da imagem da borda no algoritmo de reconstrução iterativo da ERF.

Inicializa-se o algoritmo com a primeira coluna da imagem:

$$ERF^{(0)}(k)=f(0,j), \text{ para } j,k \in [0,N-1] \quad (88)$$

Repetindo o procedimento da Equação (89) para cada coluna (i):

$$ESF^{(i)}(k) = \begin{cases} ESF^{(i-1)}(k) & k \in [0, k_i - 1] \\ \frac{ESF^{(i-1)}(k) + f(i, k - k_i)}{2} & k \in [k_i, k_{i-1} + N - 1] \\ f(i, k - k_i) & k \in [k_{i-1} + N, k_i + N - 1] \end{cases} \quad (89)$$

onde:  $k_i = INT\left(i \frac{\Delta x \cos\theta}{\Delta y \sin\theta} + 0,5\right)$  (90) e  $INT(x)$  denota o menor inteiro.

A ERF é totalmente reconstituída na última coluna (i=M-1):

$$ERF(r) = ERF^{(M-1)}(k) \quad (91)$$

A Figura 49 mostra esquematicamente uma interação do algoritmo.

	0	$k_1$										N-1	$k_1+N-1$					
$ERF^{(0)} = f(0,j)$	000	000	000	000	000	000	000	012	086	100	100	100	100					
$f(1,j)$					000	000	000	000	000	016	96	100	100	100	100	100	100	
$ERF^{(1)}$	000	000	000	000	000	000	000	006	043	058	098	100	100	100	100	100	100	
	A = $ERF^{(0)}$				B = $(ERF(0) + f(1,j))/2$										C = $f(1,j)$			

**Figura 49** – Representação esquemática do método de obtenção do intervalo de amostragem ( $\Delta S$ ) da função de resposta ao degrau (ERF) menor que as dimensões do *pixel* ( $\Delta x$ ).

Na implementação utilizada neste estudo, a varredura da borda é realizada segundo o sistema de coordenadas (horizontal ou vertical) que proporcione melhor desempenho (menor  $\theta$ ).

Usualmente, uma grande quantidade de ruído é reconstituída com a  $ERF(r)$ . Desta forma, é necessária a implementação de um filtro passa-baixas de forma a reduzir este ruído. No entanto, este filtro deve ser eficiente tanto na remoção de ruído quanto na preservação da borda da  $ERF(r)$ .

Inicialmente são tomadas as médias dos extremos da  $ERF(r)$ , correspondentes às regiões de alto e baixo nível de cinza da borda. Posteriormente, localiza-se o ponto da borda que mais se aproxime do valor médio das duas regiões. Este ponto, melhor representante do valor médio da transição da borda de  $ERF(r)$ , é tomado como ponto de referência (pivô).

Foi implementado um filtro adaptativo onde cada ponto da ERF(r) é convoluído com uma máscara gaussiana unidimensional, centrada sobre o mesmo ponto, de largura igual à distância do ponto ao pivô. Este filtro tem ação acentuada nos pontos mais distantes da borda e ação mais suave nas proximidades da transição da borda.

A função de espalhamento de linha (LSF(r)) é obtida pela derivação numérica da ERF discreta. O processo de diferenciação é realizado, segundo a Equação (92), pela convolução discreta da ERF(r) com a máscara de convolução da Figura 50 (XINHUA *et al.*, 2000):

$$M_d(r) = \begin{array}{|c|c|c|c|c|c|c|} \hline -1 & -1 & -1 & \mathbf{0} & 1 & 1 & 1 \\ \hline \end{array}$$

**Figura 50** – Máscara de convolução utilizada na diferenciação discreta da ERF(r).

$$LSF(r) = \frac{dERF(r)}{dr} = ERF(r) * M_d(r) \quad (92)$$

Adicionalmente é tomado o módulo da LSF(r), e flutuações em torno de 0,5% de seu máximo são desprezadas. A seguir é analisada a simetria da LSF(r) e esta é espelhada em relação à seção correspondente ao nível alto da ERF(r), pois esta seção apresenta menos ruído de origem quântica uma vez que foi exposto a uma maior dose (STAMATAKIS *et al.*, 1999). De forma a melhorar a amostragem da MTF resultante, a LSF(r) é concatenada com um vetor nulo de forma a completar 2048 pontos. A escala de frequências é calculada em função da taxa de amostragem  $\Delta r$ , e as frequências superiores à frequência de Nyquist (determinada por  $1/2\Delta x$ ) são desprezadas.

Finalmente, a função de transferência de modulação é obtida pelo módulo da transformada discreta de Fourier da LSF(r), normalizada com ganho unitário na frequência nula:

$$MTF(\nu) = \frac{|\mathfrak{F}\{LSF(r)\}|}{\int_{-\infty}^{\infty} LSF(r)dr} \quad (93)$$

#### 4.6.1.4 – Medida da resolução espacial através da LSF.

A resolução é obtida diretamente pelo critério de RAYLEIGH (HART & SMITH, 1992), como descrito na seção 3.5.2, diretamente da Equação (32):

$$R = \frac{1}{FWHM} \quad (32)$$

#### 4.6.2 – Métodos de estimativa dos parâmetros de uniformidade

Os parâmetros de uniformidade são calculados sobre as imagens radiográficas do *phantom* de uniformidade (seção 4.3.2) com base nos princípios descritos na seção 3.5.5. Cada parâmetro foi calculado pela média de sua estimativa em um conjunto de 60 a 100 imagens, utilizando uma região de interesse (ROI) quadrada, centrada na origem, de 75 % da área total da imagem. Esta ROI é definida na norma NEMA (HART & SMITH, 1992) por CFOV (*Central Field of View*).

Os parâmetros de uniformidade mensurados foram divididos entre parâmetros de primeira ordem (representados por escalares numéricos) e de segunda ordem (representados por gráficos unidimensionais).

##### 4.6.2.1 – Parâmetros de uniformidade de primeira ordem

###### 4.6.2.1.1 – Uniformidade integral

Seja a modulação de uma função,  $M(f)$ , definida por:

$$M(f) = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\max} + f_{\min}} \quad (94)$$

A uniformidade integral, como definida na norma NEMA, consiste no complemento da máxima modulação de intensidade (S). Uma nova região de interesse circular de diâmetro igual à região de interesse (ROI) definida pela CFOV é selecionada para esta estimativa:

$$\text{Uniformidade Integral (U}_{\text{int}}) = \left( 1 - \frac{S_{\text{max}} - S_{\text{min}}}{S_{\text{max}} + S_{\text{min}}} \right) 100\% \quad (95)$$

#### 4.6.2.1.2 – Uniformidade diferencial

A uniformidade diferencial, consiste no complemento da modulação de intensidade (S) em janelas quadradas (n) de 5 *pixels* de lado. Uma nova região de interesse circular de diâmetro igual à região de interesse (ROI) definida pela CFOV é selecionada para esta estimativa:

$$\text{Uniformidade Diferencial (U}_{\text{diff}}) = \left( 1 - \frac{S_{\text{max}}^n - S_{\text{min}}^n}{S_{\text{max}}^n + S_{\text{min}}^n} \right) 100\% \quad (96)$$

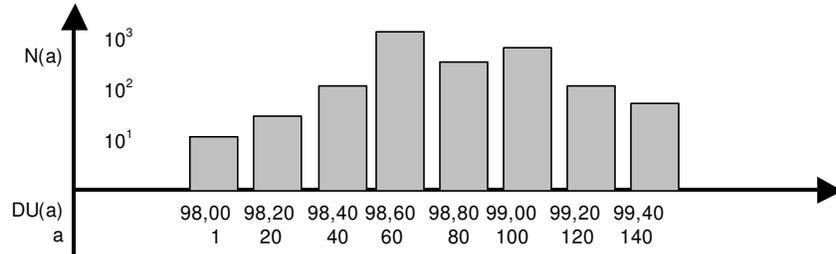
Como resultado, apresenta-se uma distribuição do campo de uniformidade diferencial. Ainda conforme as definições da norma NEMA, as uniformidades diferencial máxima e mínima são dadas como parâmetro de uniformidade.

#### 4.6.2.1.3 – Espalhamento da uniformidade diferencial

O espalhamento da uniformidade diferencial é definido na Equação (97) através do histograma da distribuição da uniformidade diferencial, como na Figura 51, calculado com duas casas decimais de precisão:

$$\text{Espalhamento da uniformidade diferencial} = \frac{\sqrt{\sum_{n=1}^p DU(a)^2 \cdot n(a)}}{\sum_{n=1}^p n(a)} \quad (97)$$

onde n(a) é frequência de um valor de uniformidade diferencial da classe DU(a) do histograma e p é o número total de classes (HART & SMITH, 1992).



**Figura 51** – Histograma da uniformidade diferencial.

#### 4.6.2.1.4 – Coeficiente de variação

O coeficiente de variação, é definido na Equação (192) pela razão entre o desvio padrão e a média dos valores de intensidade (S):

$$\text{Coeficiente de Variação} = \frac{\sigma}{S} \cdot 100\% \quad (98)$$

#### 4.6.2.1.5 – Granulosidade de Selwyn

A granulosidade de Selwyn ( $S_w$ ) (SELWYN, 1935; EVANS, 1981; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINTE & SHAW, 1976) é definida como uma relação entre o desvio padrão dos valores de intensidade (S) e área de abertura ( $A = N \cdot \Delta x \cdot \Delta y$ ).

$$S_w = \sigma \sqrt{2A} \quad (99)$$

#### 4.6.2.1.6 – Relação sinal/ruído integral

A Relação sinal/ruído (SNR) integral (HART & SMITH, 1992) é definida pela razão entre a média e o desvio padrão dos valores de intensidade (S):

$$\text{Relação sinal/ruído integral} = \frac{\bar{S}}{\sigma} \quad (100)$$

Usualmente, a relação sinal/ruído é expressa em decibéis (dB), onde:

$$SNR_{dB} = 10 \cdot \log_{10}(SNR) \quad (101)$$

## 4.6.2.2 – Parâmetros de uniformidade de segunda ordem

### 4.6.2.2.1 – Densidade Espectral de Ruído (NPS) ou Espectro de Wiener

A densidade espectral de ruído é referida na literatura como o melhor descritor genérico de ruído de um sistema de imagem (AUFRIHTIG *et al.*, 2001,; BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINY & SHAW, 1976). De forma similar aos parâmetros de ruído de primeira ordem, a estimativa da NPS (*ver seção 3.5.6*) foi calculada pela média da densidade espectral de energia de amostras de figuras de ruído ( $n_i$ ), colhidas sobre um conjunto de 60 a 100 imagens uniformes, conforme a Equação (102):

$$NPS(u, v) = \frac{a^2}{N^2} \frac{n}{(n-1)} \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} |\mathfrak{F}(n_i(x, y))|^2 \quad (102)$$

onde  $n_i(x, y)$  é figura de ruído da amostra  $i$ ;

$n$  é o número de amostras;

$a$  é dimensão do *pixel* ;

$N$  é o tamanho da janela de amostragem ( $N \times N$ );

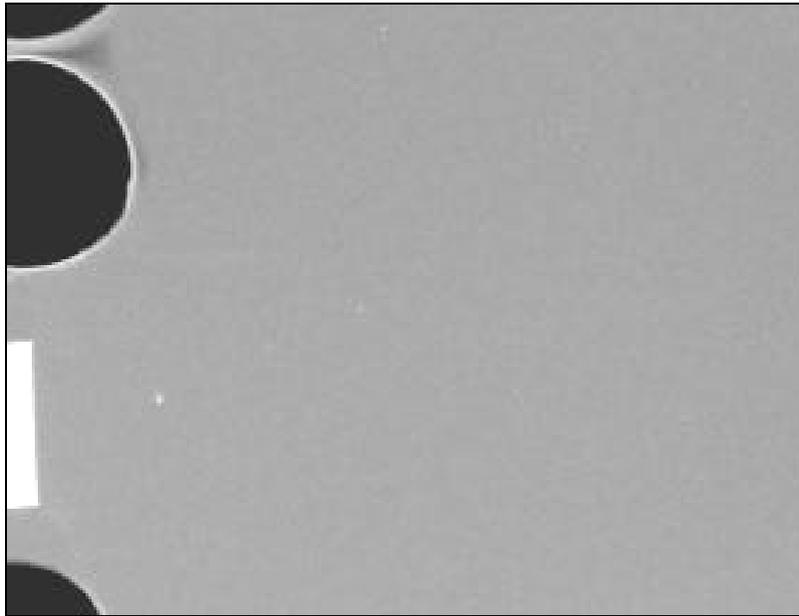
$\mathfrak{F}\{\}$  é o operador da transformada de Fourier.

O ajuste da unidade da NPS ( $\text{mm}^2$ ) é realizado multiplicando a curva resultante pelo quadrado das dimensões do *pixel* em mm ( $a$ ) dividido pelo quadrado da dimensão da janela de amostragem em *pixels* ( $N$ ). As amostras foram tomadas internamente a uma região de interesse (ROI) definida pela CFOV da norma NEMA, como uma seção quadrada, centrada na origem, de 75 % da área total da imagem. A correção estatística, devido ao número finito de amostras, é dada pelo fator  $n/(n-1)$  (GRANFORDS & AUFRIHTIG, 2000).

Inicialmente, foram segmentados possíveis arranhões nos sensores e os próprios marcadores do *phantom* (como visto na Figura 66), de forma a desconsiderar pontos defeituosos (KENGYLICS *et*

al., 1999). As amostras foram então selecionadas como regiões quadradas com 64 *pixels* de lado, tal que a amostra estivesse contida na região de interesse (ROI) e não contivesse marcadores ou pontos defeituosos.

A detecção de arranhões foi realizada através de algoritmos de processamento de imagem e morfologia matemática. Os marcadores de arranhões foram selecionados pela detecção de limiar (*threshold*) do módulo do gradiente discreto da imagem, obtido pela convolução discreta da imagem com as máscaras de Sobel (GONZALEZ, 1992). As máscaras de Sobel são vistas na Figura 46. Esta etapa se mostrou eficiente na detecção de arranhões nas placas de PSPL.



**Figura 52** – Imagem de região de interesse (CFOV) do *phantom* de uniformidade, onde observa-se a presença de arranhões e da invasão dos marcadores. (Tela do *software*)

A imagem binária resultante na etapa anterior foi unida com uma segunda detecção de limiar sobre o módulo do desvio da imagem sobre a sua média, após a aplicação do filtro passa-altas visto na Figura 53 (GONZALEZ, 1992). A segmentação final foi obtida pela dilatação morfológica com elemento estruturante quadrado de lado nove (Figura 53). Esta segunda etapa se mostrou eficiente na detecção dos marcadores e de arranhões mais profundos.

1	1	1
1	<b>1</b>	1
1	1	1

**B9** – Elemento estruturante de para dilatação com conectividade 8.

-1	-1	-1
-1	<b>5</b>	-1
-1	-1	-1

**PA<sub>1</sub>** – Máscara de convolução de um filtro passa-altas.

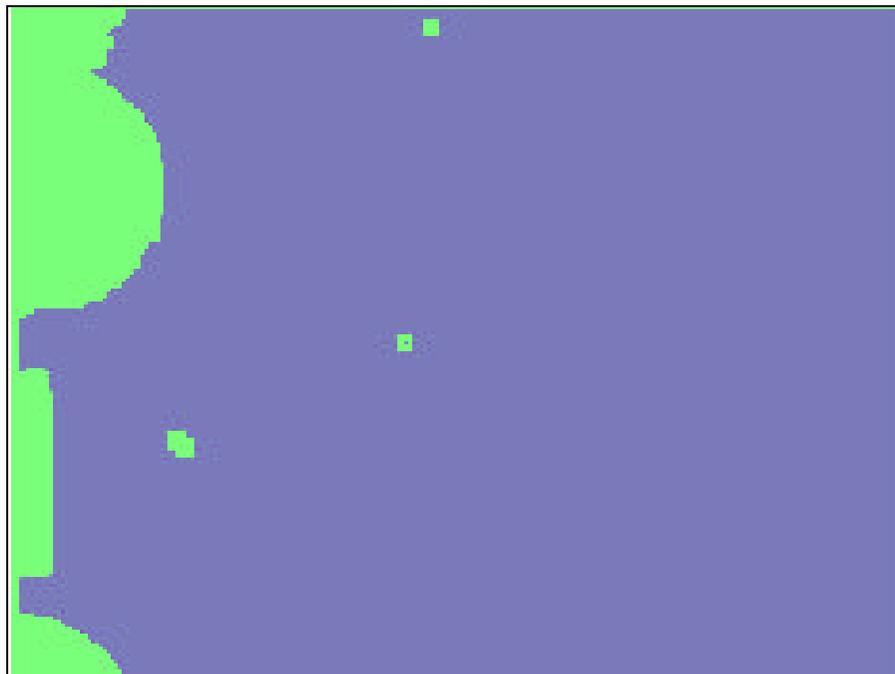
**Figura 53** – Máscaras utilizadas na detecção de arranhões.

Todo o procedimento de segmentação de arranhões e marcadores pode ser descrito pelas Equações (103) e (104):

$$f_{diff} = |f * S_H| \cup |f * S_V| \quad (103)$$

$$Arranhões = ((f_{diff} > Limiar) \cup (f_{diff} * PA_1 > Limiar)) \oplus B9 \quad (104)$$

onde o ajuste de ambos os limiares é realizado interativamente. O resultado final da segmentação da Figura 52 é visualizado na Figura 54.



**Figura 54** – Resultado da segmentação dos marcadores e arranhões (verde) e da região útil (azul) (tela do software)

Uma vez selecionadas propriamente as amostras de figuras de ruído, deve-se estimar a sua densidade espectral de energia. O enfoque mais simples consiste em calcular o módulo quadrático da transformada de Fourier de cada imagem, e realizar uma média de todos os resultados obtidos. Esta estimativa é denominada periodograma. Na medida que o número de amostras cresce, o periodograma se aproxima assintoticamente da densidade espectral de energia verdadeira. No entanto, a variância de um periodograma é muito grande, sendo da ordem da densidade espectral de energia ao quadrado para uma única amostra (*In: MATHWORKS, 1999*).

O método desenvolvido por WELCH (1967), consiste em dividir cada imagem em várias amostras de tamanho menor, que podem se sobrepor sobre um percentual variável de suas áreas, de forma a aumentar o número de amostras e assim reduzir a variância. Adicionalmente, são aplicadas máscaras sobre as figuras de ruído antes da estimativa do periodograma, de forma a reduzir o efeito da sobreposição. Estas máscaras tendem a zero nas extremidades, reduzindo o ruído de alta frequência gerado pelas descontinuidades de borda durante a transformada de Fourier (*spectral leakage*).

Através de uma escolha satisfatória das máscaras (Hanning, Hamming ou Kaiser), taxas de sobreposição de metade do tamanho da amostra parecem reduzir significativamente a variância do periodograma.

Foram implementadas duas técnicas distintas para a estimativa das figuras de ruído. Os enfoques disponíveis são conhecidos na literatura como **método da subtração** e **método da normalização de ganhos** (AUFRICHTIG *et al.*, 2001,).

No primeiro enfoque, a figura de ruído de cada imagem é dada pela subtração de cada imagem de intensidade (S) por uma segunda imagem, resultante da média de todo o conjunto de imagens. A formulação completa para a estimativa da NPS, utilizando a técnica de WELCH (1967) pelo método da subtração, é dada pela Equação (105):

$$NPS(u, v) = \frac{a^2}{(n-1).U.N^2} \sum_{i=0}^{n-1} \left| \mathfrak{F} \left( w(x, y) \cdot \left( S_i(x, y) - \frac{1}{n} \sum_{j=0}^{n-1} S_j(x, y) \right) \right) \right|^2 \quad (105)$$

onde  $S_i(x,y)$  é a amostra de intensidade (S) do campo uniforme;

$n$  é o número de amostras;

$a$  é o tamanho do *pixel*;

$N$  é o tamanho da janela de amostragem;

$\mathfrak{F}\{\}$  é o operador da transformada de Fourier;

$w(x,y)$  é a máscara utilizada para redução do ruído de alta frequência gerado por descontinuidades de borda nas amostras (*spectral leakage*);

$U$  é um fator de correção de ganho associado ao uso da máscara  $w(x,y)$ , dado por:

$$U = \frac{1}{N^2} \sum_{x,y=0}^{N-1} w(x, y)^2 \quad (106)$$

Pelo método da normalização de ganhos, a figura de ruído de cada imagem é dada pela divisão de cada imagem de intensidade (S) pela resultante da média de todo o conjunto de imagens, normalizada pelo seu nível médio. A formulação completa para a estimativa da NPS e o método da normalização de ganhos é dada pela Equação (107):

$$NPS(u, v) = \frac{a^2}{(n-1).U.N^2} \sum_{i=0}^{n-1} \left| \mathfrak{F} \left( \frac{w(x, y) \cdot S_i(x, y) \cdot \bar{S}}{\frac{1}{n} \sum_{j=0}^{n-1} S_j(x, y)} \right) \right|^2 \quad (107)$$

onde  $S_i(x,y)$  é a amostra de intensidade (S) do campo uniforme;

$n$  é o número de amostras;

$a$  é o tamanho do *pixel*;

$N$  é o tamanho da janela de amostragem;

$\mathfrak{F}\{\}$  é o operador da transformada de Fourier;

$w(x,y)$  é a máscara utilizada para redução do *spectral leakage*;

$U$  é o fator de correção de ganho associado ao uso da máscara  $w(x,y)$ ;

$\bar{S}$  é o nível médio da imagem da média do conjunto de amostras, dado por:

$$\bar{S} = \frac{1}{N^2} \sum_{x,y=0}^{N-1} \left( \frac{1}{n} \sum_{j=0}^{n-1} S_j(x,y) \right) \quad (108)$$

Este estudo utilizou as máscaras bidimensionais de Hanning, Hamming, Kaiser e retangular (equivalente a não utilização de máscaras) (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989). No entanto, é mais usual a representação unidimensional da densidade espectral de ruído. A NPS( $\nu$ ) é estimada pela média radial da NPS( $u,\nu$ ). Este procedimento, representado na Equação (109), pressupõe sistemas isotrópicos. Este procedimento pode reduzir a variância da NPS por um fator de até 200 vezes, dependendo da frequência.

$$NPS(\nu) = \frac{1}{2\pi} \int_{\theta=0}^{2\pi} NPS(\nu,\theta) d\theta \quad (109)$$

Finalmente, BARRET & SWINDELL (1981) fornecem uma relação para a estimativa do erro padrão na estimativa da NPS, dada por:

$$SE = \frac{1}{\sqrt{n \cdot \Delta w}} = \sqrt{\frac{p}{n \cdot N}} \quad (110)$$

onde  $\Delta w$  é a resolução da frequência na medida da NPS (ALBUQUERQUE & COSTA, 2001).

#### 4.6.2.2.2 – Energia espectral de ruído.

A Energia espectral do ruído ( $E_{\text{ruído}}$ ) em determinada banda  $[\nu_1, \nu_2]$  é calculada diretamente pelo teorema de Parseval (HAYKIN, 1989):

$$E_{\text{ruído}}(\nu_1, \nu_2) = \int_{\nu_1}^{\nu_2} NPS(\nu) d\nu \quad (111)$$

### 4.6.3 – Métodos de estimativa dos parâmetros de linearidade

#### 4.6.3.1 – Curva sensitométrica

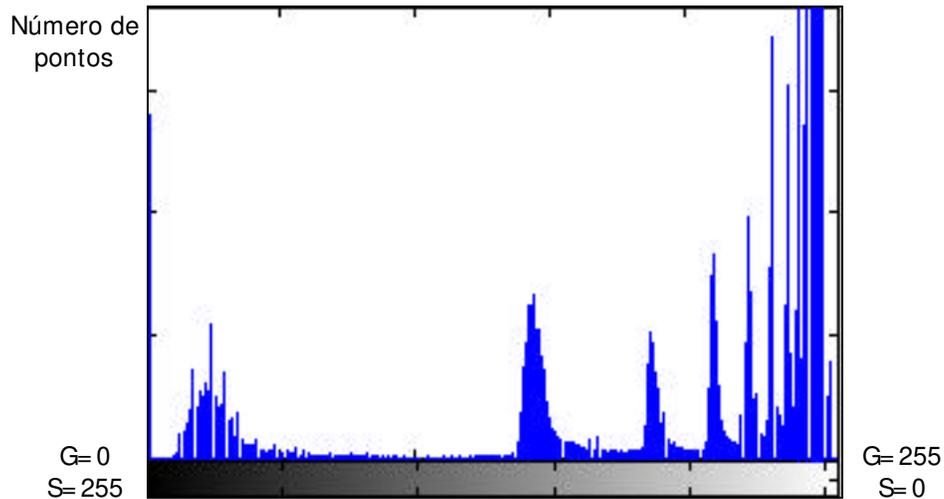
A curva sensitométrica define a característica de resposta a um nível de entrada uniforme (*ver seção 3.5.3*). Em sistemas baseados em filmes, esta característica é estimada diretamente pela densidade óptica média obtida em função da dose absorvida para exposições uniformes.

Entretanto, os sistemas de radiologia digital odontológica utilizados neste estudo não permitem a aquisição da curva sensitométrica diretamente com campos uniformes. Tais sistemas ajustam automaticamente as relações entre níveis de entrada e de saída de forma a expandir ao máximo a faixa permitida para representação da imagem na escala de níveis de cinza.

Como foi discutido na seção 4.5.3, através da construção conveniente do *phantom* de linearidade, este ajuste é contornado, pois o histograma da imagem adquirida já está previamente escalonado. Desta forma a curva sensitométrica é dada diretamente pela relação entre o nível de cinza médio em cada “degrau” de absorção e a curva de atenuação do *phantom* de linearidade, previamente definida na Figura 25.

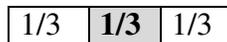
Portanto, a reconstrução automática da curva sensitométrica tem como meta a segmentação e a obtenção do nível médio dos degraus de absorção na imagem radiográfica do *phantom* de linearidade.

Esta tarefa é realizada por análise de histograma (GONZALEZ, 1992). Na Figura 55 observa-se o histograma da imagem da Figura 24. Cada máximo local neste histograma corresponde a uma área da imagem com determinada exposição.



**Figura 55** – Histograma dos níveis de intensidade (S) da imagem do *phantom* de linearidade.

Devido ao fato do histograma se apresentar ruidoso, primeiramente aplica-se uma “suavização” através do filtro passa-baixas unidimensional de média móvel, mostrado na Figura 56.

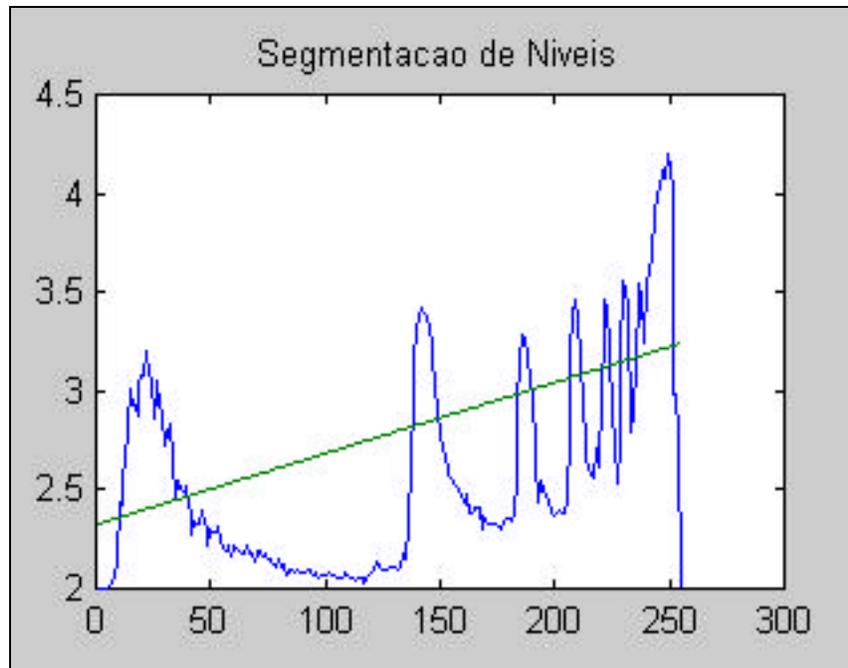


**Figura 56** –  $PB_1$  – Máscara de convolução do filtro de média móvel passa-baixas utilizado para suavizar o histograma.

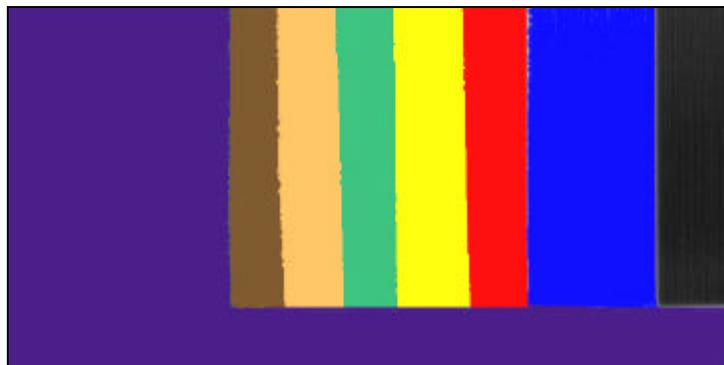
onde o processo de suavização do histograma é expresso na Equação (112):

$$\text{Histograma Suavizado} = PB_1 * \text{Histograma} \quad (112)$$

Após a filtração, os máximos locais são segmentados pela aplicação de um limiar com incremento linear sobre o logaritmo do histograma suavizado. Esta operação realça os máximos locais e permite uma detecção mais eficiente dos níveis. O limiar utilizado na segmentação corresponde à própria regressão linear do histograma. Este procedimento é ilustrado na Figura 57. Finalmente, o sistema conta quantos níveis distintos foram possíveis de segmentar, desconsiderando o último nível, e realiza a média de cada região segmentada.



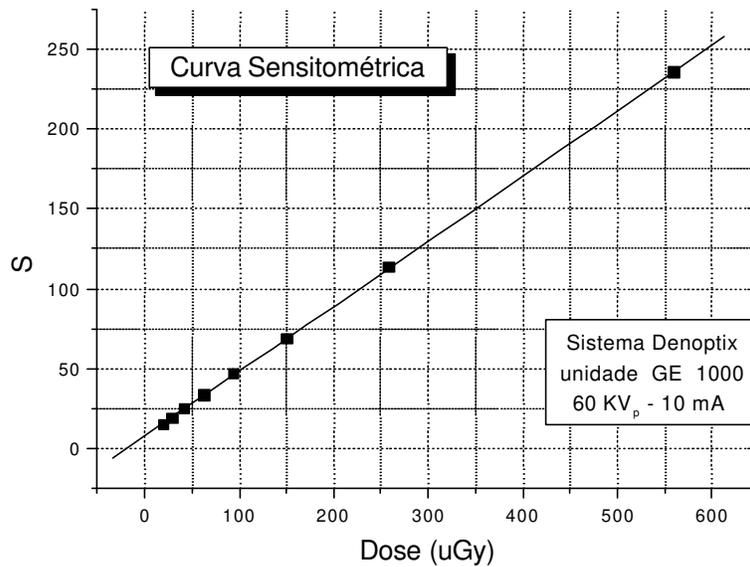
**Figura 57** – Segmentação de regiões através de limiar linear aplicado sobre o logaritmo do histograma.



**Figura 58** – Resultado da segmentação dos degraus.

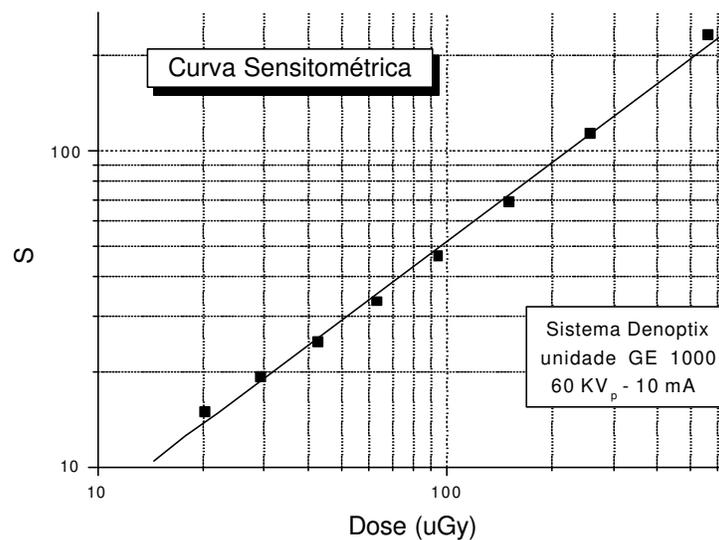
A Figura 58 ilustra, através de uma tabela de cores falsas, o resultado da segmentação dos níveis baseado no histograma. Deve-se observar a estreita correlação entre os níveis detectados e a imagem da Figura 24.

Tanto a curva de atenuação (Figura 25) como os níveis de intensidade médios (Figura 57) apresentam um decréscimo exponencial. Portanto, a relação entre as duas características se apresenta aproximadamente linear (Figura 59).



**Figura 59** – Curva sensitométrica: S x D.

Usualmente, a curva sensitométrica é apresentada em um gráfico logaritmo,  $\log_{10}(S)$  x  $\log_{10}(D)$ . Nesta condição (Figura 60), observa-se que os pontos da curva estão igualmente espaçados, implicando uma amostragem linear da curva sensitométrica. Este resultado, esperado durante a confecção do *phantom* de linearidade, demonstra a sua adequação. A curva sensitométrica final é dada pela média entre as curvas resultantes de dez imagens distintas do *phantom* de linearidade.



**Figura 60** – Curva sensitométrica:  $\log_{10}(S)$  x  $\log_{10}(D)$ .

#### 4.6.3.2 – Curva Gama e Fator Gama

A curva gama é definida pelo gradiente da curva sensitométrica (BRETTLE *et al.*, 1996):

$$\gamma = \frac{d(S)}{d(\log_{10} D)} \quad (113)$$

Na região linear da curva sensitométrica, pode-se aproximar a curva gama por uma constante (KENGYLICS *et al.*, 1999):

$$\log_{10} S = \gamma \cdot \log_{10} D + C \quad (114)$$

Nesta condição, a inclinação da reta  $\log_{10}(S)$  x  $\log_{10}(D)$  na região linear da curva sensitométrica recebe o nome de fator gama ( $\gamma$ ). Este parâmetro representa a sensibilidade do sistema e está relacionado com o contraste da imagem. O parâmetro C indica a interseção da reta  $\log_{10}(S)$  x  $\log_{10}(D)$  com o eixo  $\log_{10}(S)$ .

#### 4.6.4 – Métodos de estimativa dos parâmetros derivados

##### 4.6.4.1 – Ruído quântico equivalente (NEQ)

Como descrito no item 4.5.7, o NEQ ( $\nu$ ) é definido pela relação entre o fator gama, a função de transferência de modulação e a densidade espectral de ruído:

$$NEQ(\nu) = \frac{(\gamma \cdot \log_{10} e.)^2 \cdot MTF(\nu)^2}{NPS(\nu)} \quad (159)$$

Portanto, a obtenção do NEQ( $\nu$ ) consiste em operar pontualmente as funções discretas MTF( $\nu$ ), NPS ( $\nu$ ) e  $\gamma$ . No entanto, as curvas MTF ( $\nu$ ), NPS ( $\nu$ ) e  $\gamma$  não necessariamente têm a mesma taxa de amostragem. Para contornar este problema, a função de maior resolução é aproximada por

*splines* (LAU, 1995) em torno dos pontos da função de menor resolução. Desta forma, pode-se realizar a divisão ponto a ponto sem necessidade de interpolações.

#### 4.6.4.2 – Eficiência na detecção de quanta (DQE)

Como discutido na seção item 4.6.7, o DQE ( $\nu$ ) é obtido diretamente do NEQ ( $\nu$ ):

$$DQE(\nu) = \frac{NEQ(\nu)}{\Phi} \quad (115)$$

onde  $\Phi$  representa a fluência de fótons. A estimativa da fluência de fótons é dada diretamente a partir do espectro de emissão de energia do aparelho de raios-X (HANAM, 1992):

$$\Phi = \int_0^{\infty} \psi(h\nu) \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) dh\nu \quad (116)$$

onde a grandeza  $\psi(h\nu)$  representa a fluência de energia em fótons de energia  $h\nu$ , denominada espectro da radiação (ver seção 3.5.3).

Contudo, este enfoque implica na modelagem do espectro da radiação  $\psi(h\nu)$ . Neste trabalho foi desenvolvido um método alternativo para a estimativa da fluência de fótons, explicado a seguir.

Foi visto na seção 4.3.1.4, que o feixe filtrado por 0,1 mm de Cu tem coeficiente de homogeneidade HC=0,53, podendo ser considerado aproximadamente monocromático, com  $HVL_1 = 0,186$  mm de Cu e  $\epsilon_0 = 3,5$  KeV.

De acordo com a seção 3.1.4, se  $\epsilon_0 < 1$  MeV, então  $\mu_k/\rho \cong \mu_{en}/\rho$  (BARRET & SWINDELL, 1981). Assumindo atenuador de cobre ( $\rho = 8,96 \cdot 10^3$  kg/m<sup>3</sup> - JANHS, 1983):

$$\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) = \frac{\ln(2)}{\rho \cdot HVL_1} = \frac{\ln(2)}{8,96 \cdot 10^3 \cdot 1,86 \cdot 10^{-4}} = 0,4159 \frac{m^2}{kg} \quad (117)$$

A fluência de fótons é estimada pela razão entre a fluência de energia e a energia média de fótons (BARRET & SWINDELL, 1981):

$$\Phi = \frac{\Psi}{\epsilon_0} = \frac{E_{en}}{\epsilon_0 \cdot \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)} = \frac{D \cdot \rho \cdot HVL_1}{\epsilon_0 \cdot \ln(2)} \quad (118)$$

Desta forma, obtém-se uma estimativa simples da fluência de fótons baseada apenas na dose absorvida e na camada semi-redutora ( $\epsilon_0 = 3,5 \text{ KeV} = 5,6 \cdot 10^{-16} \text{ J}$ ):

$$\Phi = \frac{D \cdot \rho \cdot HVL_1}{\epsilon_0 \cdot \ln(2)} = \frac{D}{5,6 \cdot 10^{-16} \text{ J} \cdot 0,4159 \text{ m}^2/\text{kg}} = 4,29 \cdot 10^{15} \left( \frac{\text{fotons}}{\text{Gy} \cdot \text{m}^2} \right) D \quad (119)$$

$$\Phi = 4,29 \cdot 10^3 \left( \frac{\text{fotons}}{\mu\text{Gy} \cdot \text{mm}^2} \right) D \quad (120)$$

Finalmente, a SNR(v) é definida a partir do NEQ(v), pela Equação (72):

$$SNR(u, v) = c \cdot \sqrt{NEQ(u, v)} \quad (72)$$

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

#### 4.6.5 – Métodos de estimativa do contraste

Segundo GONZALEZ (1992) a escala de níveis de intensidade luminosa aos quais o sistema visual humano pode se adaptar é da ordem de  $10^{10}$  (10.000.000.000:1). No entanto, o sistema visual não pode operar simultaneamente ao longo desta escala, obtendo essa grande variação através do ajuste de sensibilidades locais ao longo da curva de percepção. A faixa de adaptação ao brilho, por sua vez, é bastante limitada e depende da região de operação. A capacidade do sistema visual para discriminar mudanças de brilho em qualquer nível de adaptação (contraste) é mais estrita ainda e depende do nível de iluminação do fundo da vizinhança (dada pela razão de Weber). Isto significa que, conforme o olho

se desloca pela imagem, o fundo médio (*background*) varia, permitindo que um conjunto diferente de mudanças incrementais seja detectado a cada novo nível de adaptação.

Dadas estas considerações, percebe-se a dificuldade de se modelar um parâmetro físico que represente de forma eficiente o contraste de uma imagem. No entanto, o contraste é um conceito facilmente compreendido intuitivamente, e de grande importância clínica. De fato, o contraste está diretamente relacionado à percepção visual de contornos, parte essencial da tarefa clínica de estimação de características da imagem (HART & SMITH, 1992; BRICKLEY, 1998; ROHLIN & MILEMAN, 2000).

STAMATAKIS *et al.* (1999) definem o contraste do objeto ( $c$ ) como a variação, em níveis de cinza, do objeto em relação ao seu valor médio:

$$c = \frac{G_{objeto}^{\max} - G_{objeto}^{\min}}{G_{objeto}} \cdot 100\% \quad (121)$$

onde  $G_{objeto}^{\max}$  representa o nível máximo de intensidade do objeto,  $G_{objeto}^{\min}$  o nível mínimo. Esta definição é utilizada na estimativa da SNR (Equação 72).

Uma das definições mais comuns consiste na formulação proposta por MASSOUMZADEH (2000), que define o contraste do objeto em relação ao fundo ( $c_{fundo}$ ), como a variação da média, em níveis de cinza, do objeto, em relação à média do fundo :

$$c_{fundo} = \frac{\overline{G_{objeto}} - \overline{G_{fundo}}}{\overline{G_{fundo}}} \cdot 100\% \quad (122)$$

onde  $\overline{G_{objeto}}$  representa o nível de cinza médio no objeto em estudo e  $\overline{G_{fundo}}$  representa o nível de intensidade média no fundo da imagem.

GONZALEZ (1992) define o contraste do histograma ( $c_{histo}$ ) como a largura relativa do histograma do objeto:

$$c_{histo} = \frac{G_{objeto}^{max} - G_{objeto}^{min}}{G^{max} - G^{min}} \cdot 100\% \quad (123)$$

onde  $G_{objeto}^{max}$  representa o nível máximo de intensidade do objeto,  $G_{objeto}^{min}$  o nível mínimo,  $G^{max}$  e  $G^{min}$  são, respectivamente, o máximo e o mínimo valor representável em  $G$  (255 e 0 para representação em 8 bits).

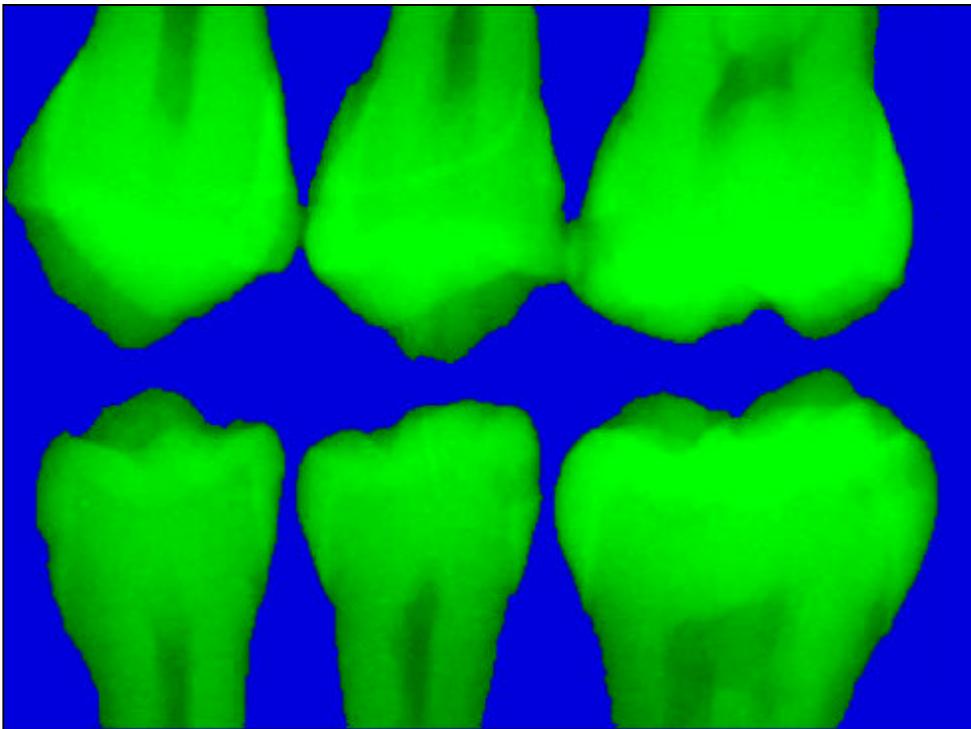
Adicionalmente, define-se a relação contraste ruído (CNR – *Contrast to Noise Ratio*) como (MASSOUMZADEH, 2000):

$$CNR = \frac{\overline{G_{objeto}} - \overline{G_{fundo}}}{\sqrt{\overline{G_{fundo}}}} \quad (124)$$

Com se pode observar, a obtenção de parâmetros de contraste está relacionada à segmentação do objeto em estudo de seu fundo. Esta segmentação é realizada por algoritmos de análise de histograma. A seleção do limiar de detecção é realizada automaticamente pela minimização do erro em função de ajustes gaussianos aos histogramas do fundo e da região de interesse (GONZALEZ, 1992). Finalmente, os contornos são suavizados por filtros morfológicos de abertura seguida de fechamento. Observa-se na Figura 61 uma imagem contendo objetos de interesse (dentes) em um fundo escuro. A segmentação final é visualizada na Figura 62, onde os objetos de interesse são classificados pela região verde (tons claros) e o fundo é representado pela região azul (tons escuros).



**Figura 61** – Imagem radiográfica original.



**Figura 62** – Resultado da segmentação do módulo de análise de contraste (dentes verdes e fundo azul).



# Capítulo 05 – Resultados

## 5.1 – Pacote computacional

Conforme a segunda meta deste estudo, foi desenvolvido um pacote computacional (*software*) para análise automática de parâmetros físicos de qualidade, baseada nas imagens radiográficas dos *phantoms* previamente desenvolvidos.

O pacote computacional foi denominado **LISIER – Sistema de Avaliação Automática de Parâmetros Físicos de Qualidade para Sistemas de Radiologia Digital Odontológica**. Este pacote foi desenvolvido para a plataforma Microsoft Windows™ de 32 bits (versão 95 ou posterior) utilizando como ambiente de desenvolvimento o pacote de programação BORLAND INTERNATIONAL C++ BUILDER 3.7 Professional™, que pode ser visto na Figura 63.

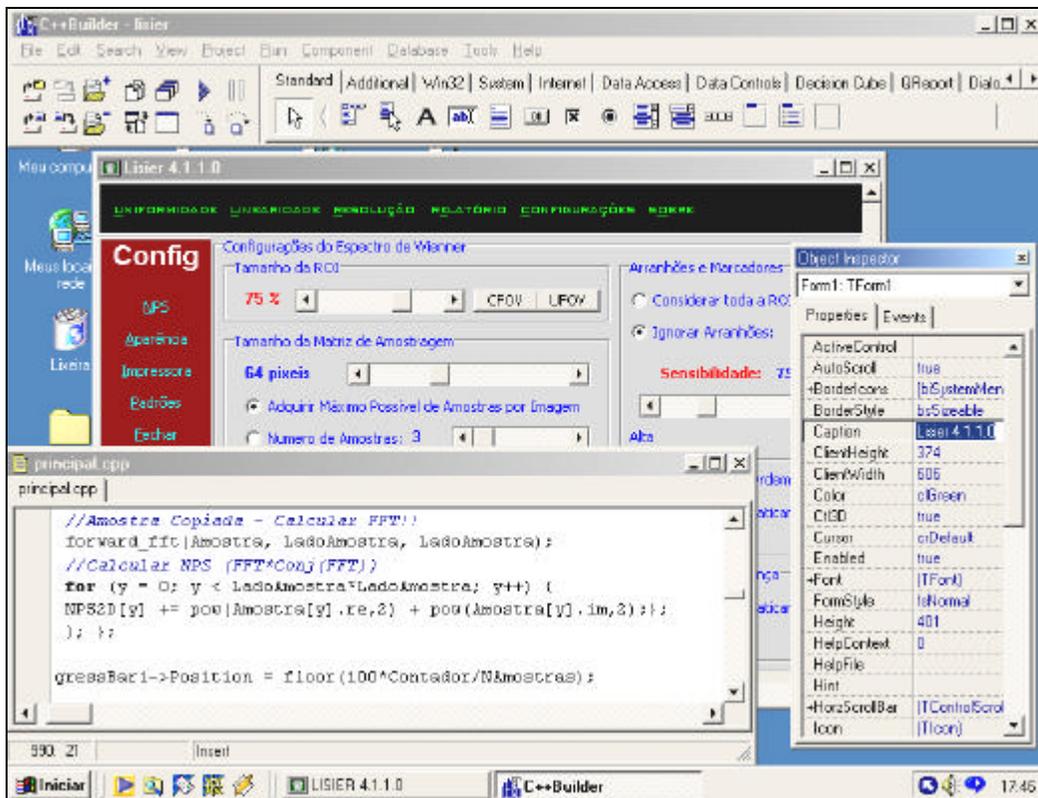
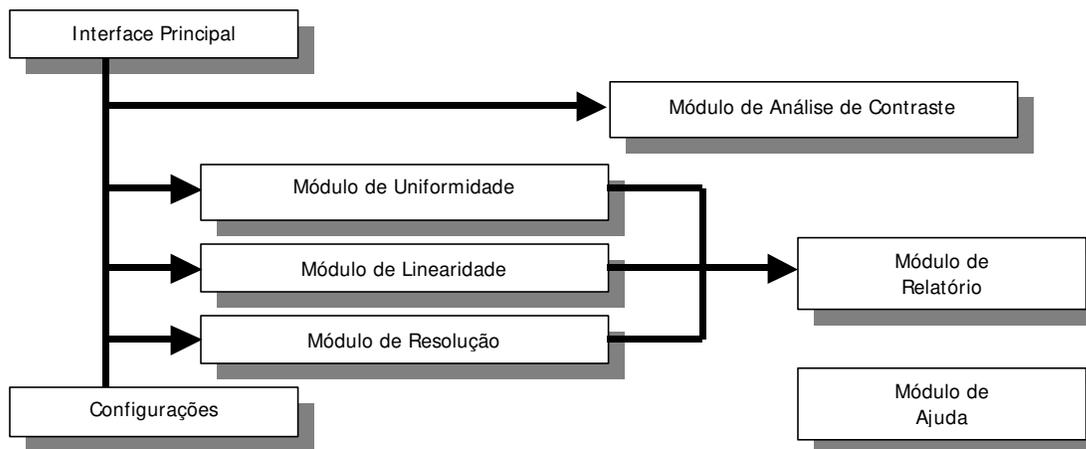


Figura 63 – Ambiente de desenvolvimento BORLAND C++ BUILDER 3.

O BORLAND C++ BUILDER 3 consiste em um ambiente visual de programação C++ com orientação a objeto. Adicionalmente, foram incluídas as bibliotecas de componentes visuais TEEMACH SL TEECHART 3.0 VCL e ENCOMPS IMAGEEN 1.7.

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 9 formatos de arquivos de imagem (*ver Apêndice 3*).

Conforme a *seção 3.5*, a avaliação de qualidade proposta se subdivide em três tarefas principais: **a)** caracterização do ruído (**NPS(v)**), **b)** caracterização da sensibilidade (**curva sensitométrica**) e **c)** caracterização da resolução (**MTF(v)**). As três tarefas básicas promoveram o desenvolvimento de três módulos associados, ordenando a estrutura do pacote desenvolvido representado no diagrama de blocos na Figura 64.



**Figura 64** – Diagrama de blocos do pacote computacional.

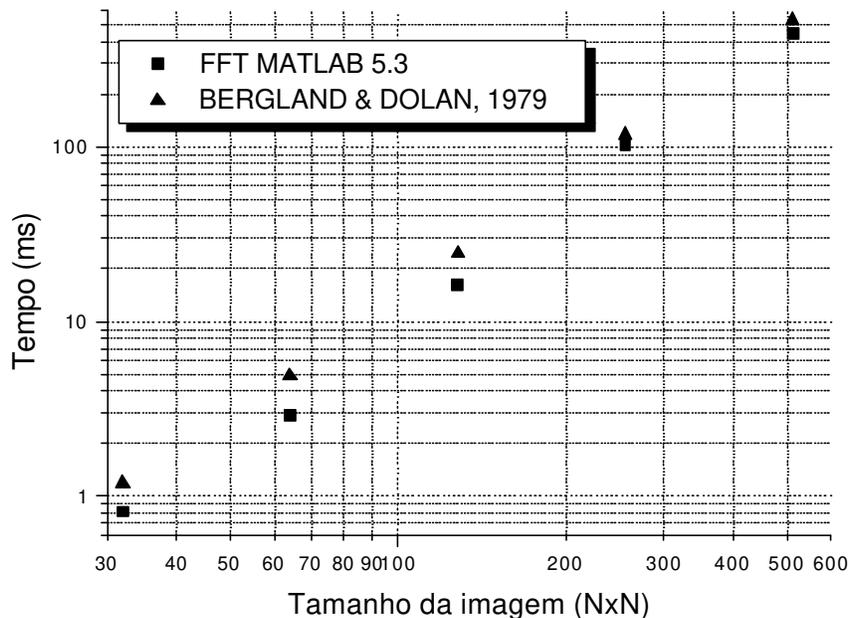
- **Interface principal:** Serve como provedor de janelas para os outros módulos, que podem ser autorizados ou desautorizados, pela inclusão de números de série apropriados.

- **Módulo de uniformidade:** Relacionado à caracterização do ruído. Recebe como parâmetro imagens do *phantom* de uniformidade (*ver seção 4.3.2*) e realiza a análise dos parâmetros uniformidade integral, uniformidade diferencial, espalhamento da uniformidade diferencial, coeficiente de variação, granulidade de Selwyn, relação sinal/ruído integral, densidade espectral de ruído (NPS(v)) e energia espectral do ruído.
- **Módulo de linearidade:** Relacionado à caracterização da sensibilidade. Recebe como parâmetro imagens do *phantom* de linearidade (*ver seção 4.3.1*) e realiza a análise da curva sensitométrica, curva gama e fator gama.
- **Módulo de resolução:** Relacionado à caracterização da resolução. Recebe como parâmetros imagens dos *phantoms* de resolução (*ver seção 4.3.3*) e de barras (*ver seção 4.3.4*), realizando a análise da função de transferência de modulação (MTF(v)) e resolução espacial.
- **Módulo de análise de contraste:** Relacionado à análise do contraste do sistema. Este módulo recebe imagens de situações clínicas e analisa os parâmetros de contraste e relação contraste/ruído.
- **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(v) – *noise equivalent quanta*) e a detecção efetiva de quanta (DEQ – *detective quanta efficiency*). Adicionalmente, este módulo ainda gera um relatório completo da análise do sistema, com formatação de texto em padrão RTF (*Rich Text Format*).
- **Módulo de configurações:** Seleciona opções e parâmetros para a estimativa dos demais módulos do programa.
- **Módulo de ajuda:** Formado por conjunto de tutoriais em formato HTML (*Hypertext Meta Language*).

### 5.1.1 – Algoritmo FFT

Como pré-requisito ao desenvolvimento deste trabalho, se fez necessário desenvolver um algoritmo para a transformada de Fourier discreta (FFT – *Fast Fourier Transform*). O algoritmo implementado consiste em uma adaptação em C++ do código em FORTRAN descrito por BERGLAND & DOLAN (1979) para um algoritmo FFT RADIX bidimensional de alto desempenho, utilizando bases rápidas de 8, 4 e 2 interações.

A eficiência do algoritmo implementado foi comparada à do algoritmo FFT disponível no MATHWORKS MATLAB™ 5.3 (1999). A comparação (Figura 65) foi realizada pelo tempo necessário para processar uma matriz NxN em um computador pessoal, com processador Intel Pentium® III @ 700 MHz, 128 MB RAM e 512 kB CASH.



**Figura 65** – Comparação entre os algoritmos de FFT de BERGLAND & DOLAN (1979) e o disponível no MATLAB 5.3.

Observa-se que os dois algoritmos têm desempenhos comparáveis, sendo que a adaptação do algoritmo de BERGLAND & DOLAN (1979) se aproxima do algoritmo utilizado no MATLAB 5.3,

quando a imagem se torna maior. Este resultado é esperado pois a segmentação RADIX é mais eficiente para grandes matrizes.

## 5.1.2 – Módulos do pacote computacional

### 5.1.2.1 – Módulo de linearidade

O módulo de linearidade é ilustrado na Figura 66. Para a obtenção dos parâmetros relativos à característica de transferência macroscópica do sistema, basta selecionar a imagem do *phantom* de linearidade pelo botão “Abrir Imagem”.

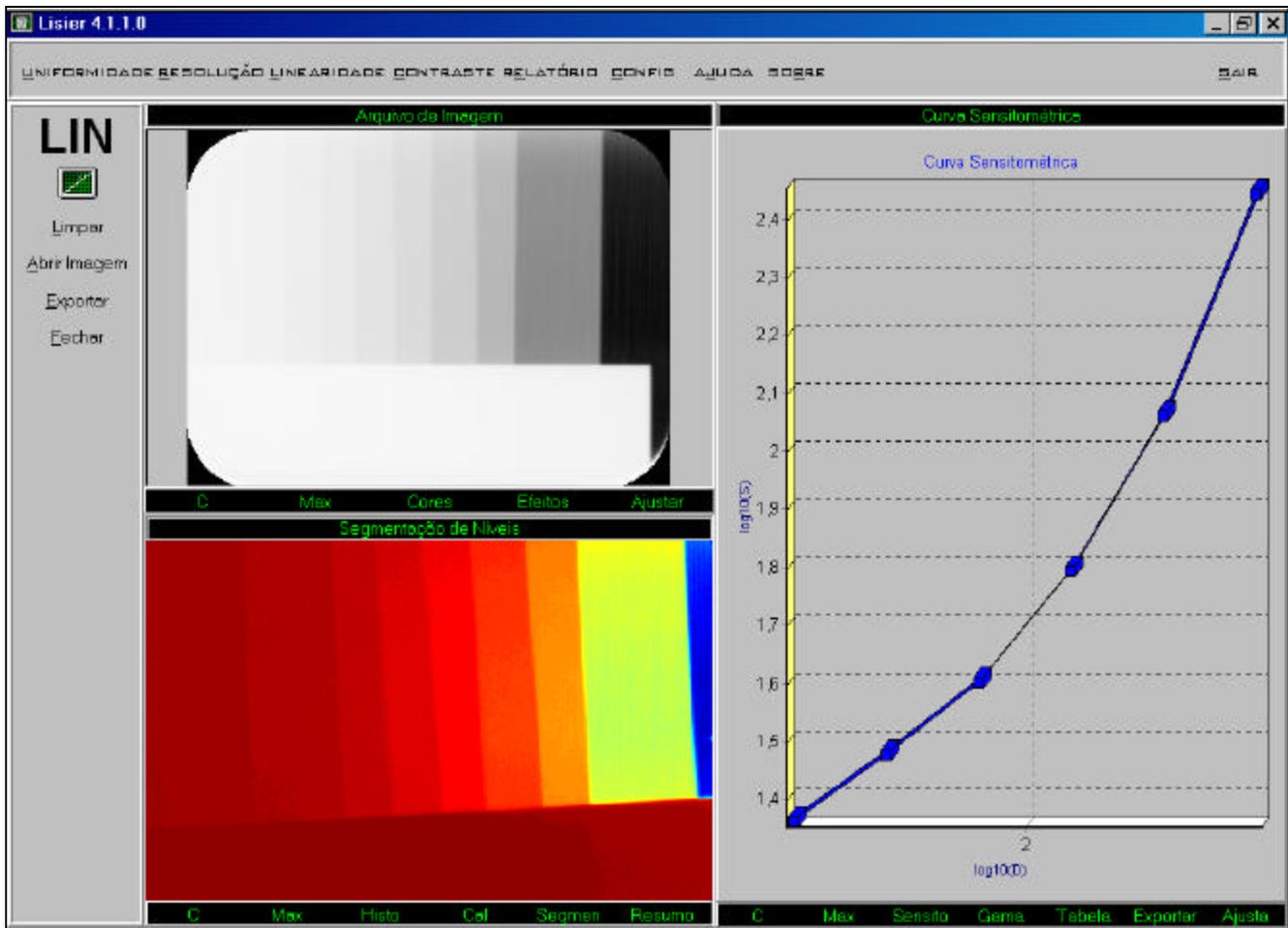


Figura 66 – Tela do módulo de linearidade.

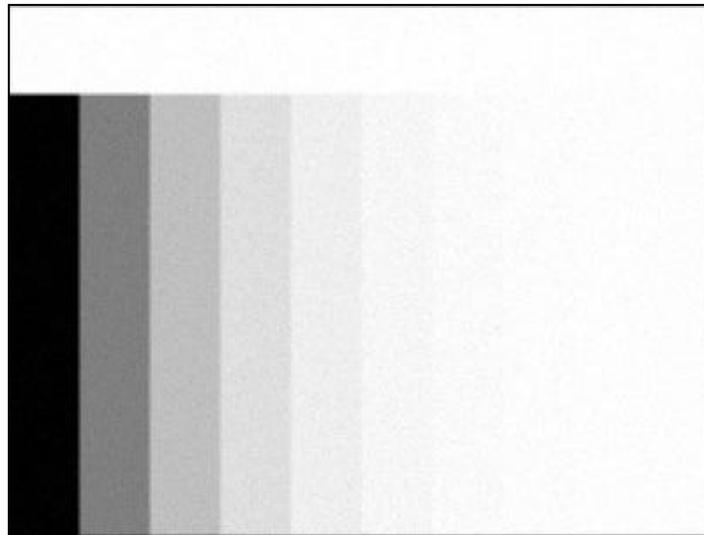
### 5.1.2.1.1 – Validação do módulo de linearidade

De forma a validar a análise do módulo de linearidade, inicialmente foram testadas imagens simuladas, com características conhecidas (WANG *et al.*, 2000). As imagens simuladas foram geradas por um padrão de barras com intensidade (S) decrescente em potências de 2 (255, 128, 64, 32, 16, 8, 4). A imagem resultante foi suavizada por um filtro de média móvel passa-baixas, visto na Figura 67 (GONZALEZ, 1992), de forma a simular a perda de resolução decorrente da MTF(v). A seguir foi adicionado ruído gaussiano na imagem.

1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9

**Figura 67** – Máscara de convolução do filtro passa-baixas.

O resultado final pode ser visto na Figura 68. Imagens simuladas foram geradas na ausência e na presença de ruído gaussiano, com média nula e variâncias 0,02, 0,002 e 0,0002. As imagens simuladas foram gravadas em formato TIFF de 8 Bits. O módulo de uniformidade teve a curva de atenuação ajustada para potências decrescentes de 2 (1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16, 1/32, 1/64).



**Figura 68** – Simulação da imagem do *phantom* de linearidade (ruído gaussiano de média 0 e variância 0,0002).

O resultado final da análise de linearidade das imagens simuladas é visto na Figura 69. Observa-se que a técnica desenvolvida é pouco sensível ao ruído da imagem, pois em todos os casos as curvas sensitométricas foram reconstituídas com linearidade ( $R > 0,999$ ). Como se ilustra na Figura 70, a condição de ruído gaussiano com variância 0,02 apresenta uma degradação severa. Todavia, ainda foi possível analisar a curva sensitométrica com fidelidade.

Para garantir que não havia diferença estatística entre as curvas sensitométricas obtidas e os níveis utilizados na geração da imagem simulada, utilizou-se a técnica de análise de variâncias (BETHEA & DURAN, 1995), resumida na Tabela 4. Em nenhum caso a diferença estatística foi maior que 1%.

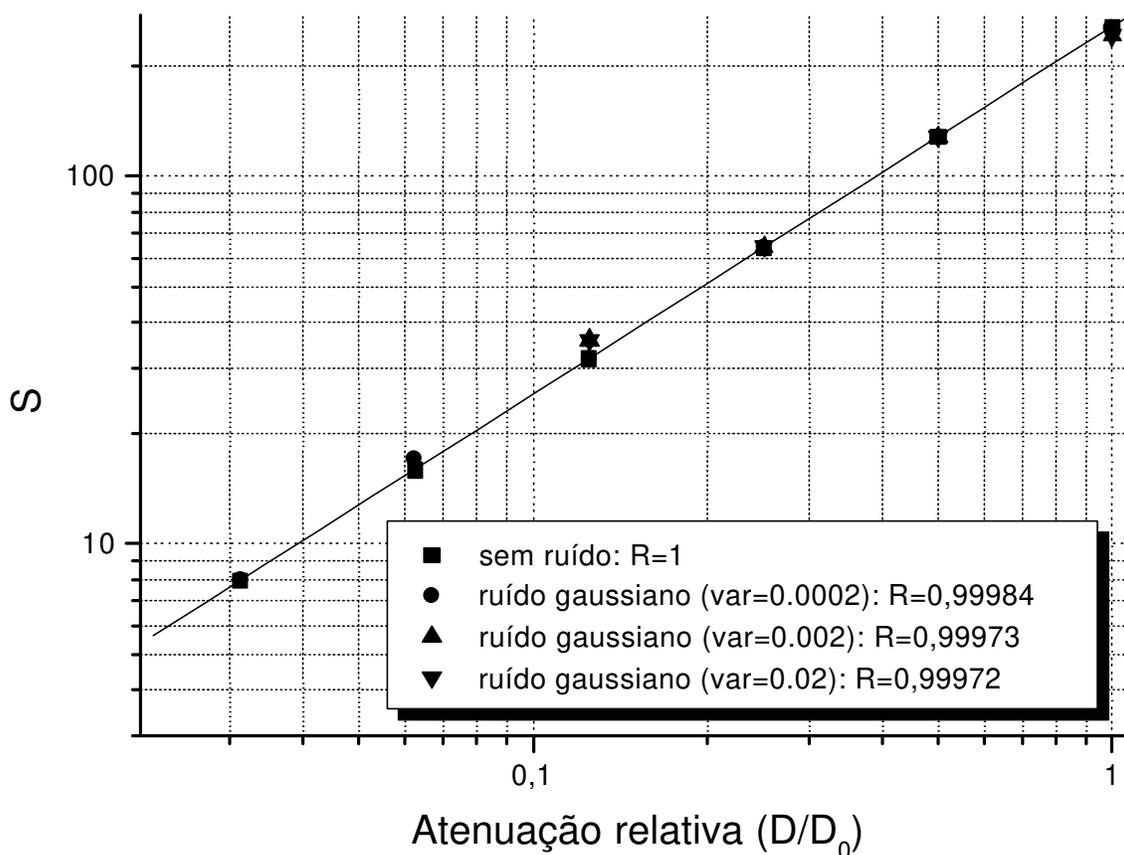
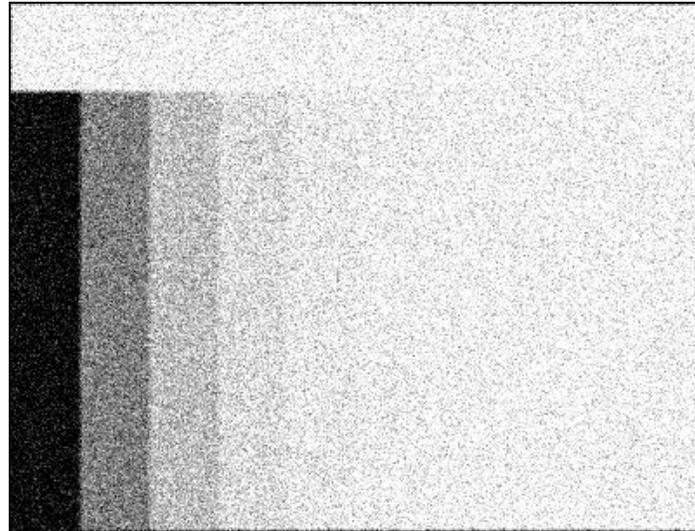


Figura 69 – Curvas sensitométricas obtidas com imagens simuladas.



**Figura 70** – Simulação da imagem do *phantom* de linearidade (ruído gaussiano de média 0 e variância 0,02).

**Tabela 4** – Análise de variância dos curvas sensitométricas reconstituídas em relação à curva de atenuação teórica.

ANOVA	Pontos	F	p	Diferentes em 1%
Sem ruído	6	0	1	Não
Var = 0,0002	6	$1,10986 \cdot 10^{-7}$	0,99974	Não
Var = 0,002	4	$3,11210 \cdot 10^{-1}$	0,59220	Não
Var = 0,02	4	$3,11220 \cdot 10^{-1}$	0,56010	Não

### 5.1.2.2 – Módulo de uniformidade

O módulo de uniformidade é ilustrado na Figura 71. As imagens do *phantom* de uniformidade, utilizadas na estimativa da NPS(v) e dos parâmetros lineares de ruído, são seleccionadas pelo botão “Abrir Imagens”. As imagens devem ter sido adquiridas nas mesmas condições de exposição. Quase de imediato após a abertura do arquivo de imagem, o operador pode visualizar as figuras de ruído (Figura 72), o campo de uniformidade diferencial (Figura 73) e a detecção de arranhões de todas as imagens (Figura 54).

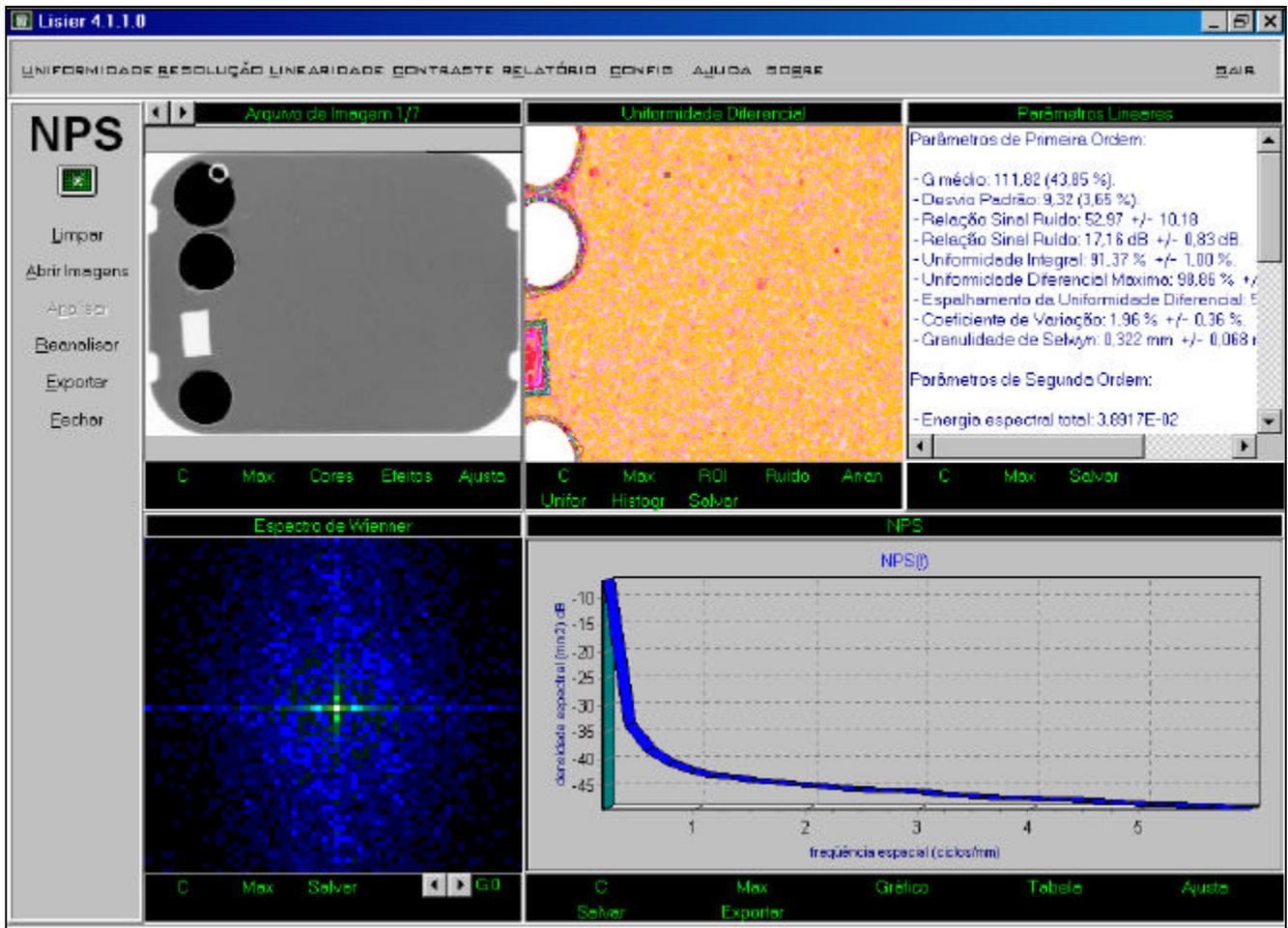


Figura 71 – Tela do módulo de uniformidade.

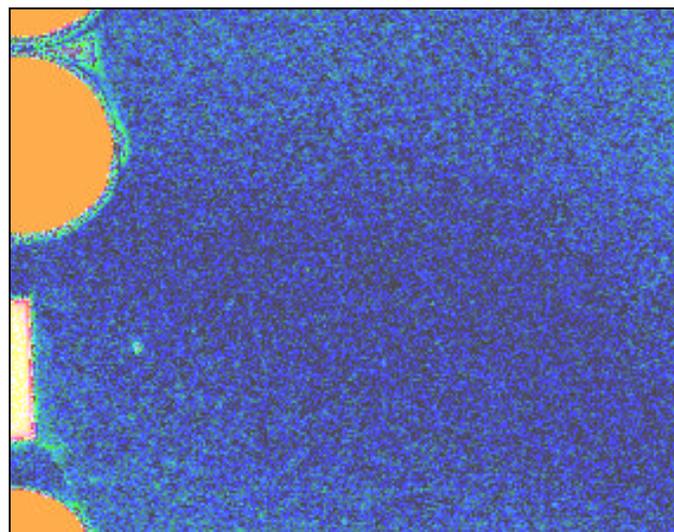
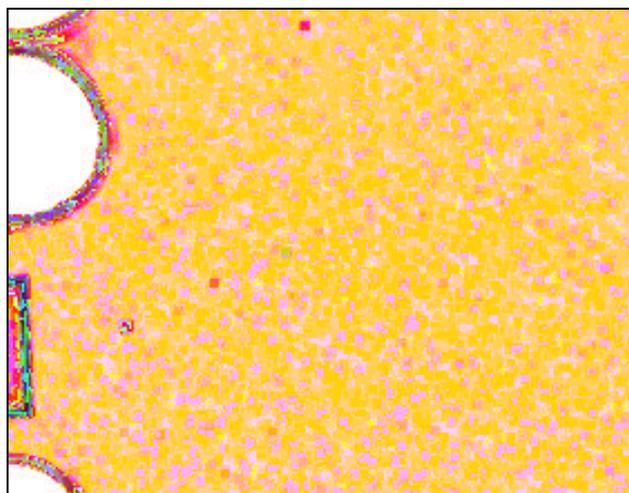


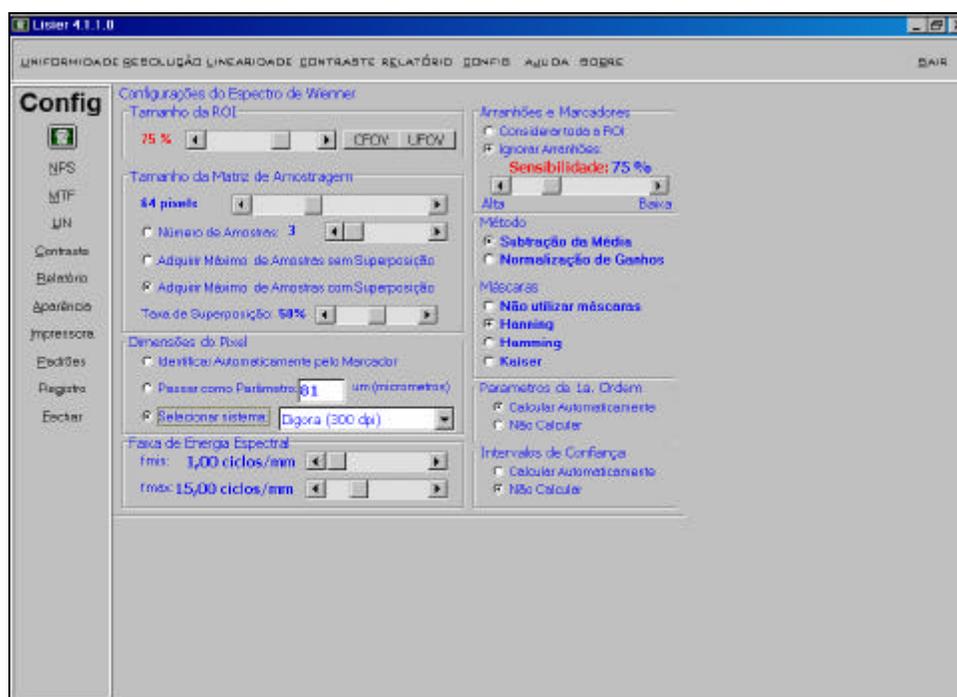
Figura 72 – Figura de ruído em tela do software (visualização através de tabela de cores falsas).

Se as amostras não forem muito discrepantes, indicando algum erro durante os processos de exposição ou aquisição, basta o usuário acionar o botão “Analisar” e todos os parâmetros de ruído são automaticamente calculados.



**Figura 73** – Campo de uniformidade diferencial em tela do *software* (visualização através de tabela de cores falsas)

A estimativa da NPS(v) dispõe de uma grande variedade de opções. As opções utilizadas na estimativa dos parâmetros de ruído são ajustadas no módulo de configurações, ilustradas na Figura 74.



**Figura 74** – Menu de configurações do módulo de uniformidade

Dentre estas opções disponíveis, discutidas na seção 4.6.2.2.1, tem-se:

- Método da subtração ou normalização de ganhos;
- Seleção de máscara retangular (sem máscara), Hanning, Hamming ou Kaiser;
- Sensibilidade da detecção de arranhões;
- Tamanho da matriz de amostragem;
- Taxa de sobreposição das amostras;
- Dimensão do *pixel*;
- Tamanho da região de interesse;
- Faixa de frequências utilizadas na estimativa da energia do ruído;
- Disponibilidade dos parâmetros de 1ª ordem e de intervalos de confiança.

### 5.1.2.2.1 – Validação do módulo de uniformidade

De forma similar ao módulo de linearidade, a validação do módulo de uniformidade foi realizada pelo teste de imagens simuladas com características conhecidas (WANG *et al.*, 2000). As imagens simuladas foram geradas através da adição de ruído gaussiano a uma imagem uniforme, como na Figura 75. Todas as imagens simuladas foram gravadas com formatação TIFF. Para fins de normalização apenas, todas as análises assumiram um tamanho de *pixel* “virtual” de 70  $\mu\text{m}$ .

Na Figura 76 apresenta-se a estimativa da NPS(v) realizada a partir de 100 imagens (n) de 128 x 128 *pixels* (NxN), simuladas pela adição de imagens uniformes de nível médio 128 (G) a um ruído gaussiano de média nula e variâncias 0,02, 0,002, 0,0002 e 0,00002. As imagens simuladas foram passadas como parâmetros ao módulo de uniformidade. A análise foi realizada sem máscaras e sem superposição, onde cada imagem proporcionava uma única amostra. Como resultado, observa-se a sensibilidade da estimativa ao ruído aditivo, onde a energia espectral do ruído varia proporcionalmente ao aumento da variância do ruído gaussiano.

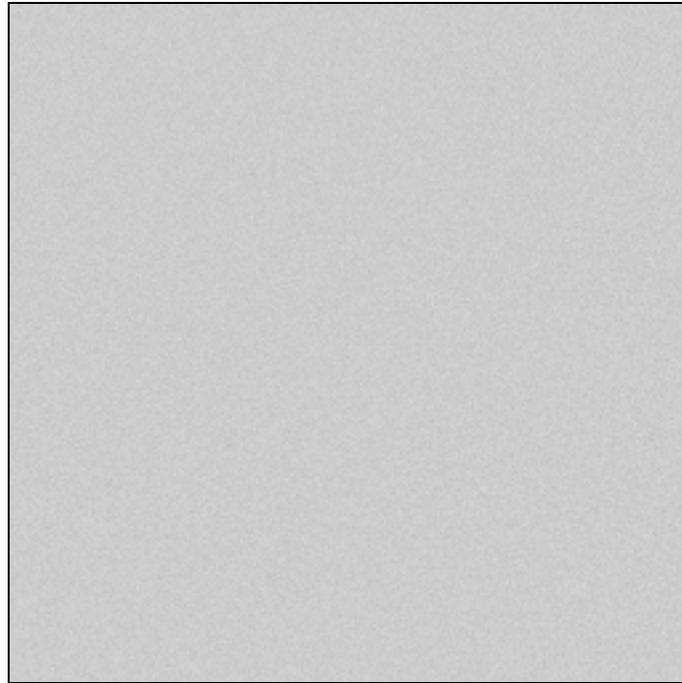


Figura 75 – Simulação da imagem do *phantom* de uniformidade (média nula e variância 0,0002).

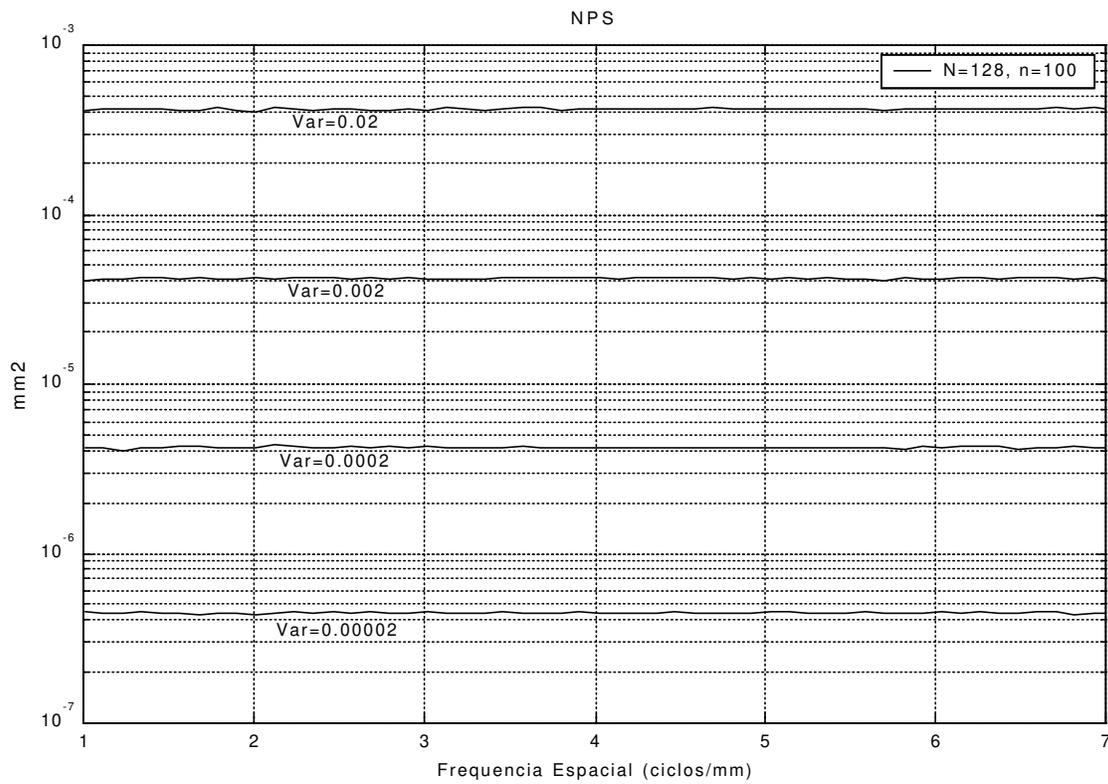
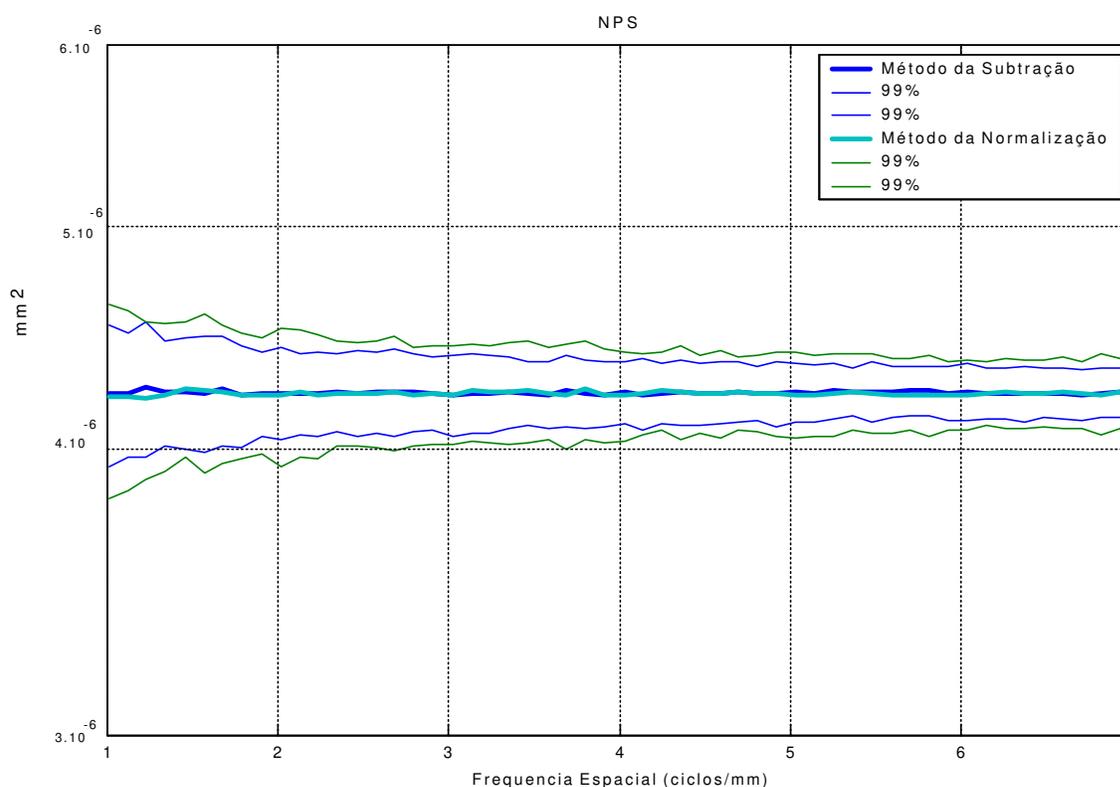


Figura 76 – Simulação da imagem do *phantom* de uniformidade (N = 128, n = 100).

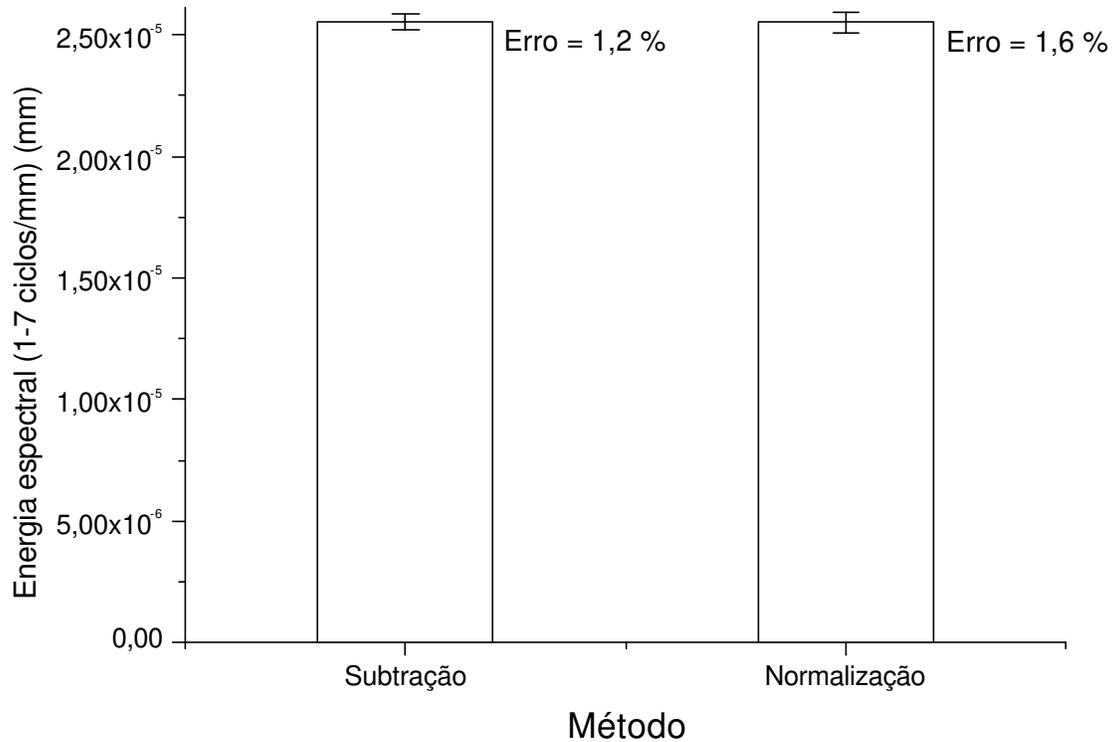
A Figura 77 apresenta uma comparação entre a estimativa da NPS(v) pelos métodos da subtração e da normalização de ganhos. Para cada estimativa foram geradas 80 imagens (n) de 128 x 128 *pixels* (NxN) (ruído gaussiano de média nula e variância  $2 \cdot 10^{-3}$ ).

A análise foi realizada no módulo de uniformidade sem máscaras e sem superposição, onde cada imagem proporcionava uma única amostra. Os intervalos de confiança foram calculados assumindo uma distribuição gaussiana, através da média e variância de um conjunto de 100 análises completas.

A Figura 78 mostra a energia espectral das estimativas da Figura 77 na faixa de 1 a 7 ciclos/mm. Percebe-se a convergência entre as duas técnicas, de forma que não se apresenta diferença significativa em uma ou outra abordagem. No entanto, o método da subtração aparenta possuir menor erro.

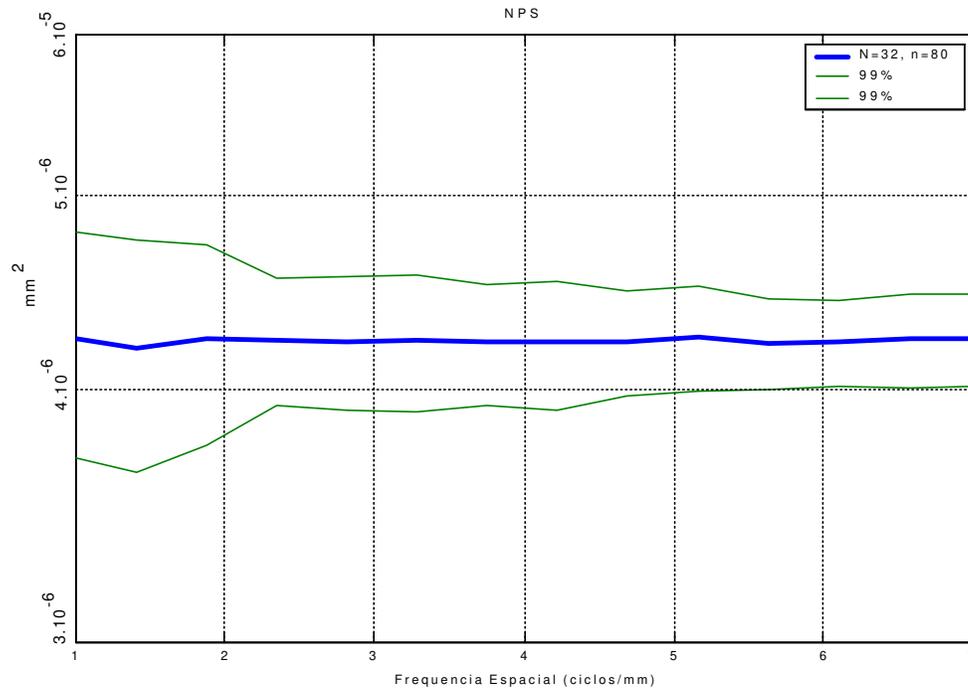


**Figura 77** – Comparação entre os métodos da subtração e normalização para 80 imagens simuladas de 128x128 *pixels* (N = 128, n = 80).

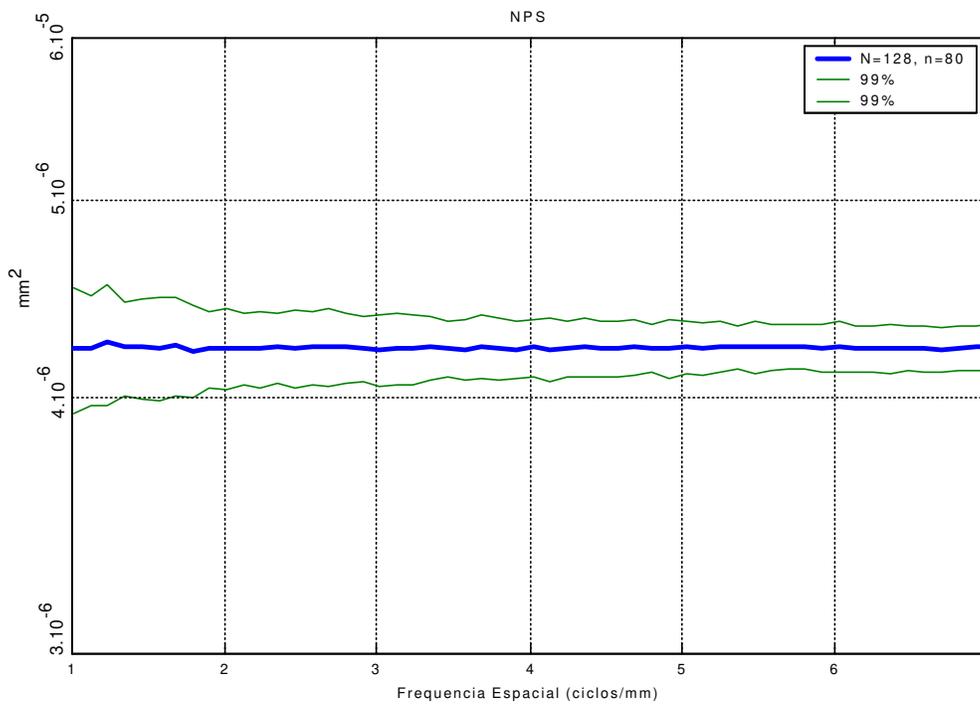


**Figura 78** – Comparação entre os métodos da subtração e normalização para 80 imagens simuladas de 128x128 *pixels* (N = 128, n = 80).

Nas Figuras 79, 80, 81 e 82, observa-se o efeito do tamanho da janela de amostragem sobre a faixa de confiança da estimativa da NPS(v). Para cada estimativa foram geradas 80 imagens (n) (ruído gaussiano de variância  $2 \cdot 10^{-3}$ ), variando o tamanho da matriz de amostragem de 32x32 a 256x256 *pixels* (NxN). De forma similar ao item anterior, a análise foi realizada sem máscaras e sem superposição, onde cada imagem proporcionava uma única amostra. Os intervalos de confiança foram calculados assumindo uma distribuição gaussiana, através da média e variância de um conjunto de 100 análises.



**Figura 79** – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas de 32 x 32 *pixels* (N = 32, n = 80).



**Figura 80** – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas de 64 x 64 *pixels* (N = 64, n = 80).

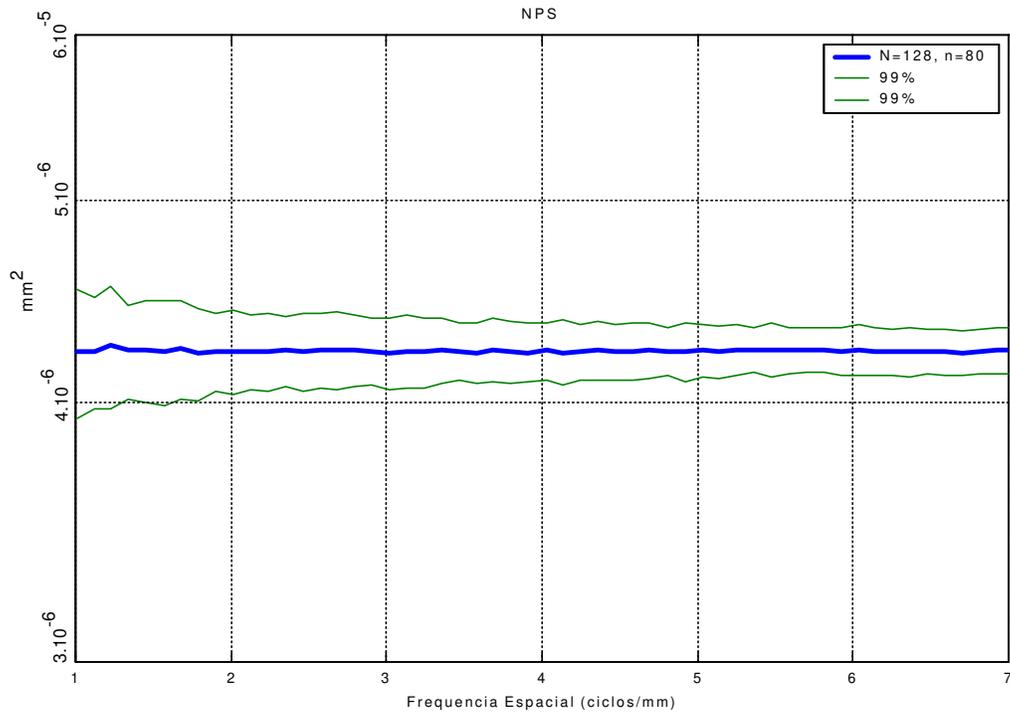


Figura 81 – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas de 128 x 128 pixels ( $N = 128$ ,  $n = 80$ ).

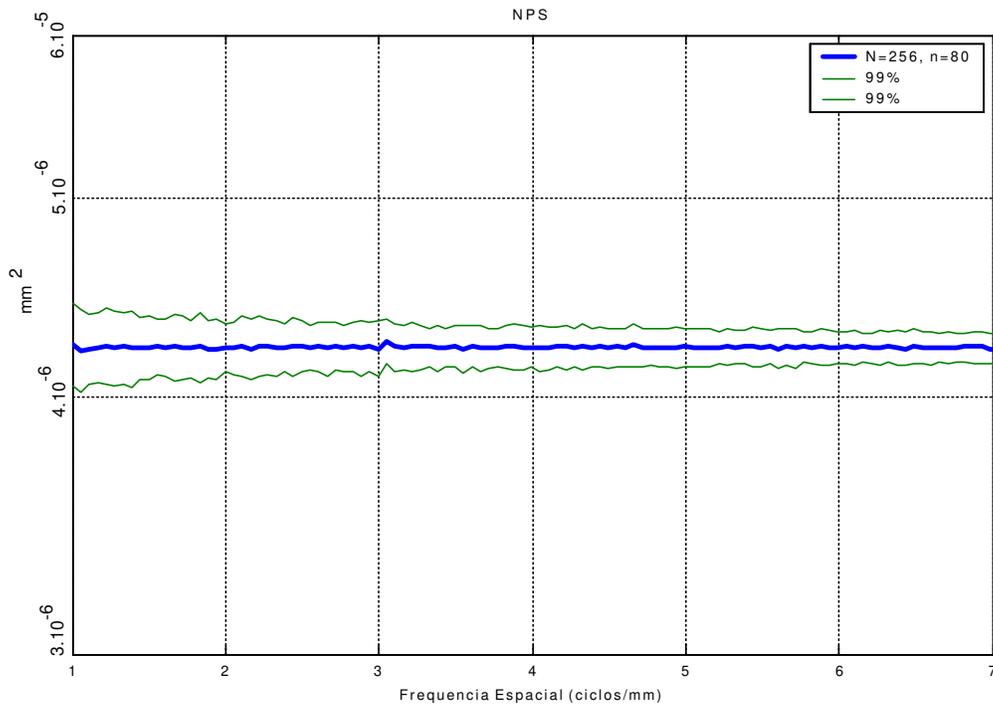
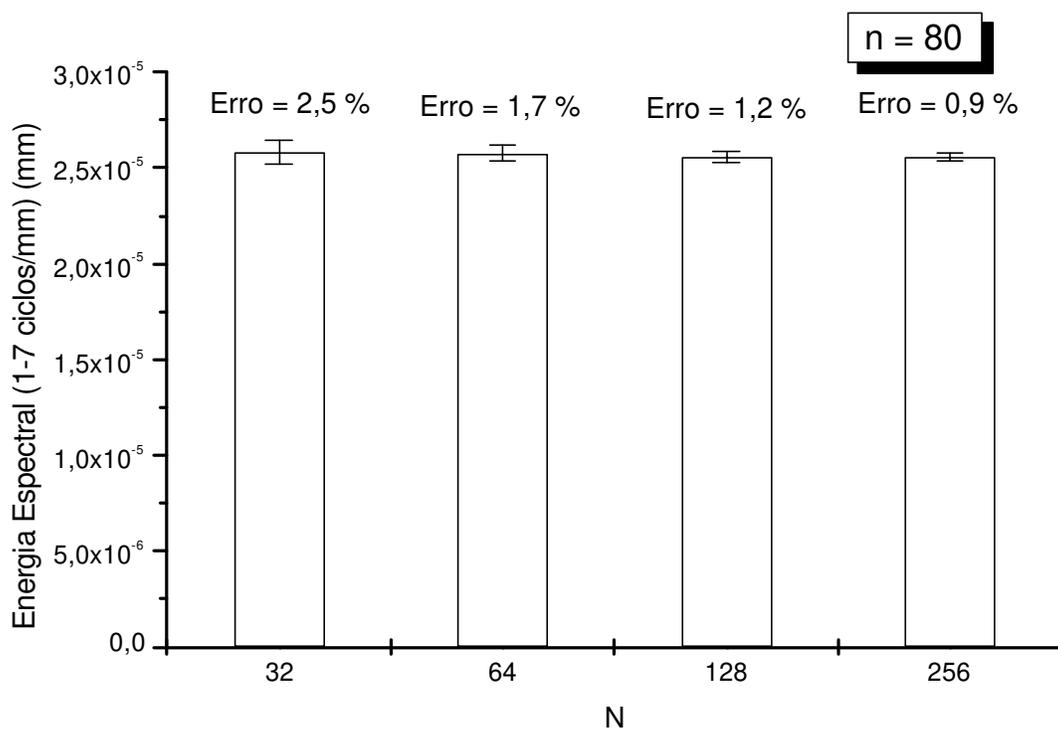
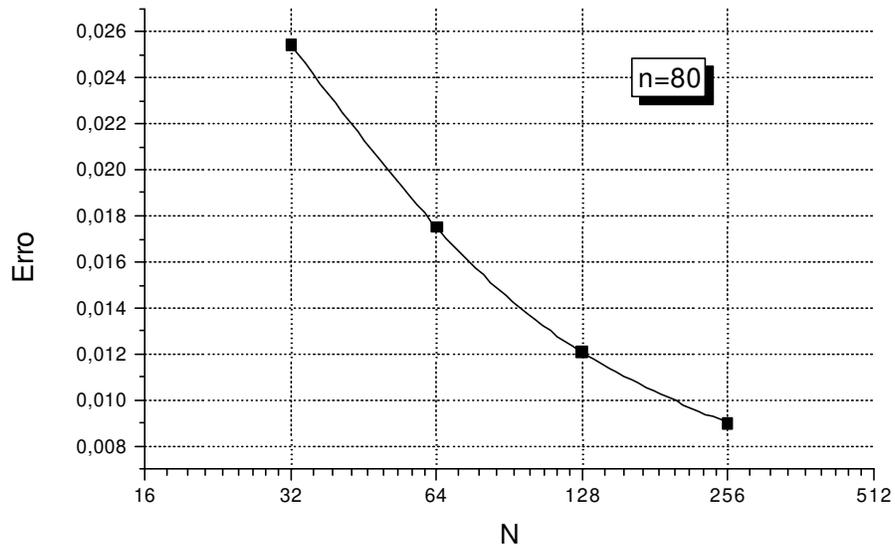


Figura 82 – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas de 256 x 256 pixels ( $N = 256$ ,  $n = 80$ ).

A Figura 83 mostra a energia espectral das estimativas das Figuras 78, 79, 81 e 82 na faixa de 1 a 7 ciclos/mm. Percebe-se que, embora a energia espectral não se altere, o tamanho da janela de amostragem influencia diretamente nos intervalos de confiança (desvio padrão). A Figura 84 apresenta o decréscimo dos erros obtidos em função do tamanho da janela de amostragem. Este resultado está de acordo com a Equação (110), onde o erro padrão é inversamente proporcional à raiz do tamanho da janela de amostragem ( $N$ ). Desta maneira, a estimativa da Figura 82 é mais precisa, embora assemelhe ser mais ruidosa (apresente flutuações menos suaves) em relação à Figura 78.

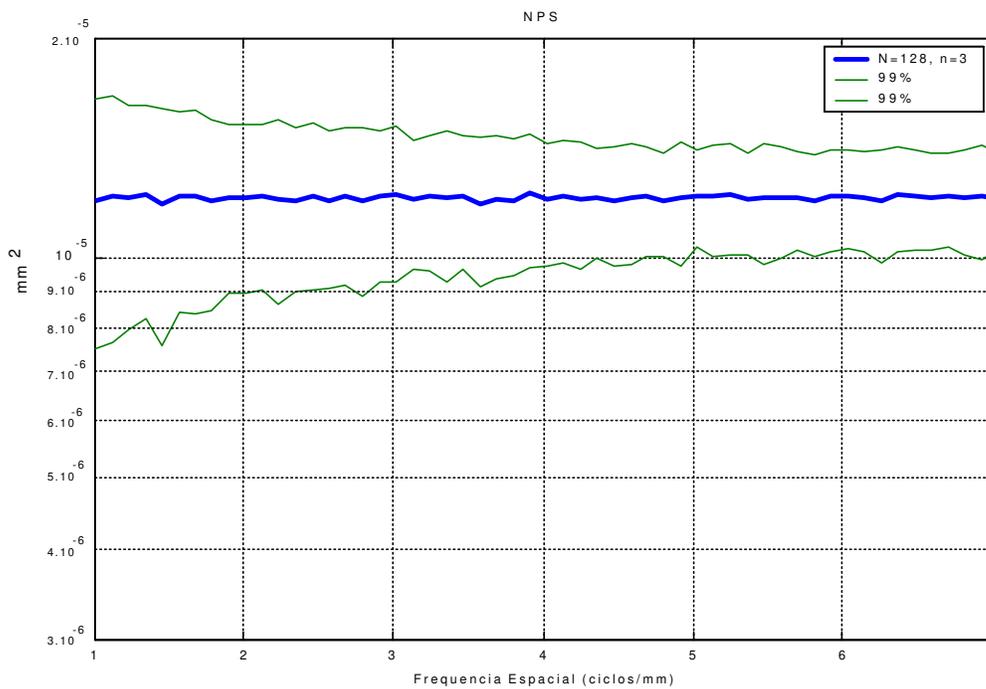


**Figura 83** – Estimativa da NPS(v) com 80 imagens simuladas em função do tamanho da imagem ( $N$ ).



**Figura 84** – Erro encontrado na estimativa da NPS(v) em função de N com 80 imagens simuladas.

De forma similar, as Figuras 85, 86, 87 e 88 ilustram o efeito do número de amostras. Para tanto, foram analisadas 3, 10, 30 e 100 imagens (n), de 128x128 pixels (NxN) (ruído gaussiano de média nula e variância  $2 \cdot 10^{-3}$ ).



**Figura 85** – Estimativa da NPS(v) com 3 imagens simuladas de 128 x 128 pixels (N = 128, n = 3).

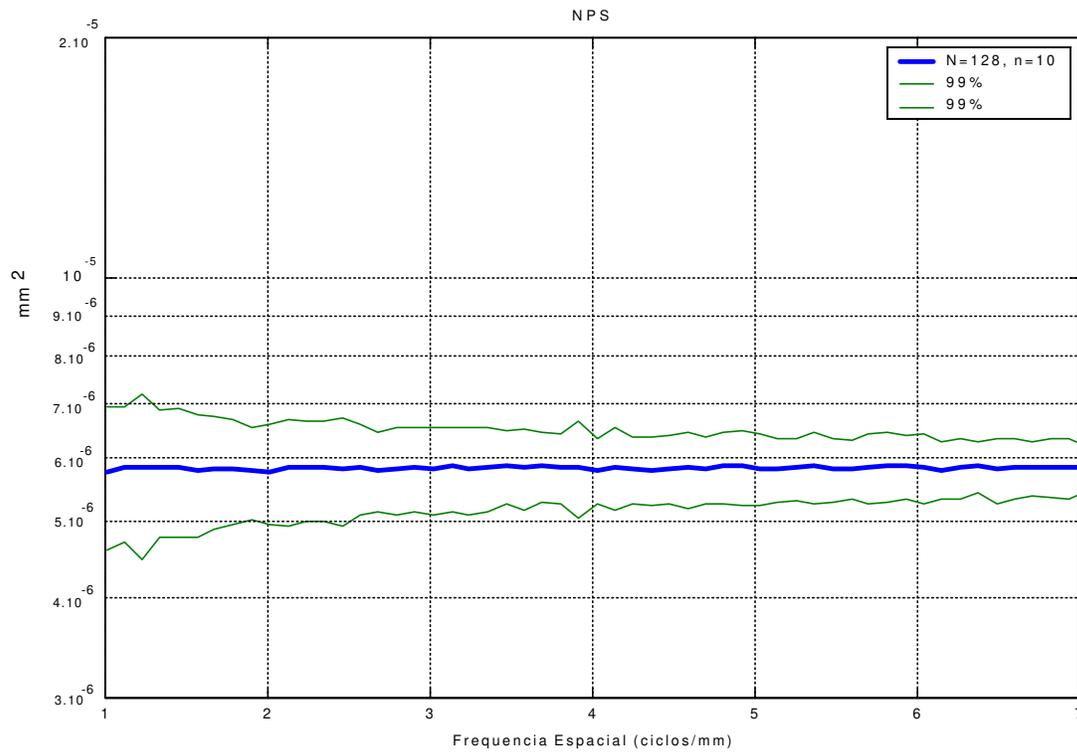


Figura 86 – Estimativa da NPS(v) com 10 imagens simuladas de 128 x 128 pixels ( $N = 128, n = 10$ ).

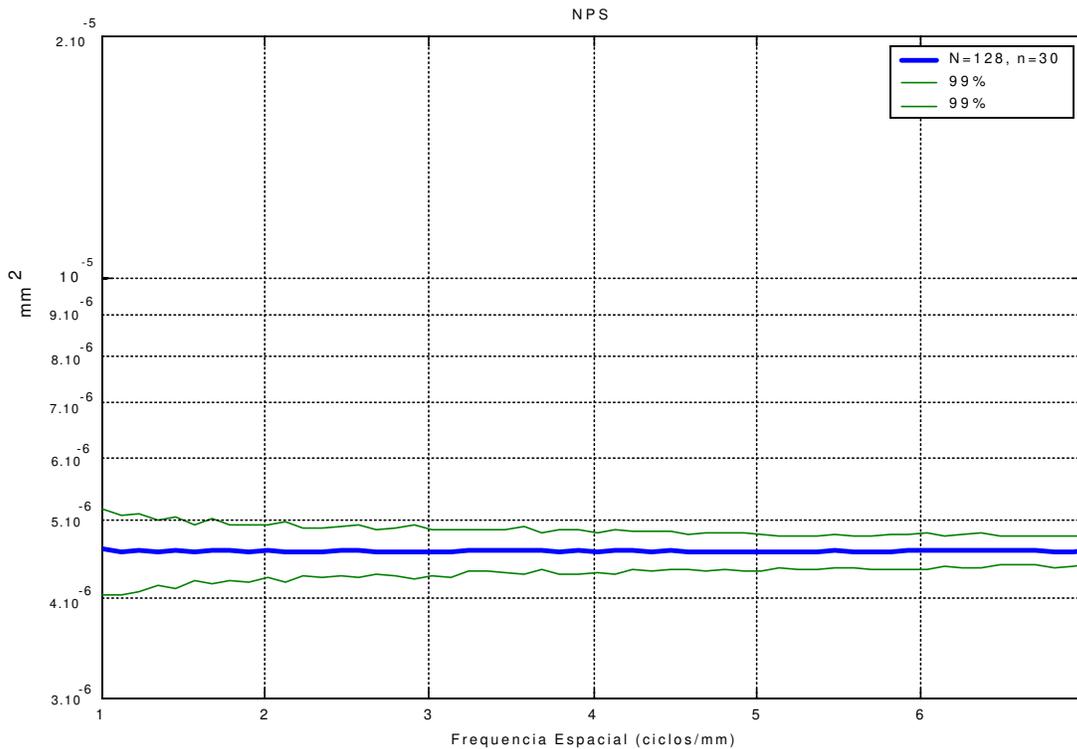
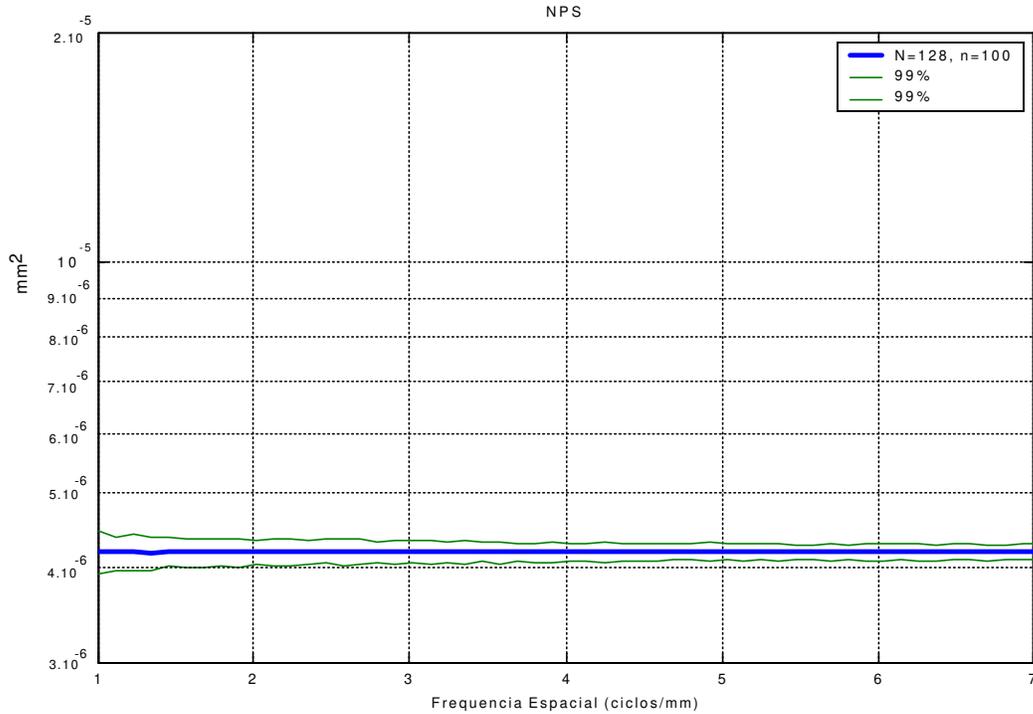
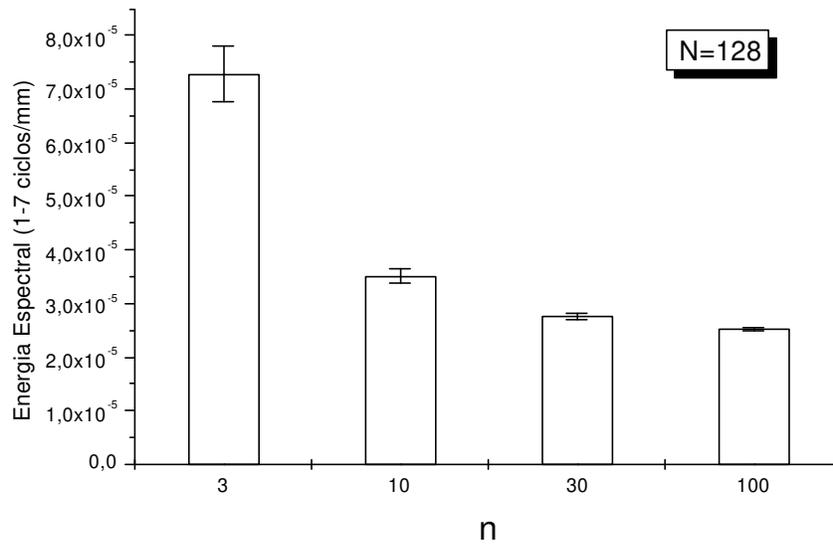


Figura 87 – Estimativa da NPS(v) com 30 imagens simuladas ( $N = 128, n = 30$ ).

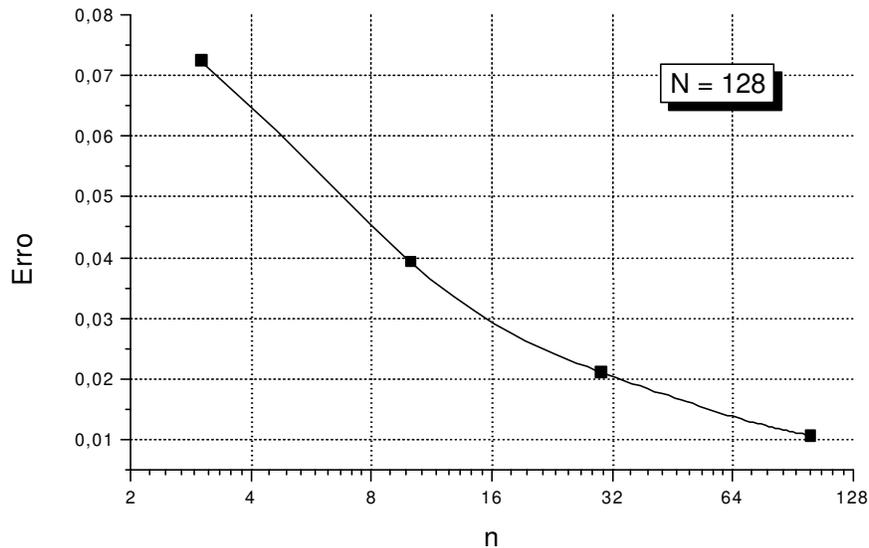


**Figura 88** – Estimativa da NPS(v) com 100 imagens simuladas de 128 x 128 *pixels* ( $N = 128, n = 100$ ).

A Figura 89 mostra a energia espectral das estimativas das Figuras 89, 90, 91 e 92 na faixa de 1 a 7 ciclos/mm. Percebe-se que um número reduzido de amostras pode comprometer a média da estimativa da NPS(v). No entanto, o incremento do número de amostras converge assintoticamente à estimativa da NPS(v) para o seu valor verdadeiro. Desta forma, é possível estreitar os intervalos de confiança e reduzir o erro absoluto na estimativa da NPS(v) através do incremento do número de amostras. Observa-se que a estimativa com  $N=256$  e  $n=80$  (Figura 82) têm intervalos de confiança equivalentes à estimativa com  $N=128$  e  $n=100$  (Figura 88). No entanto, a última aparenta ser menos ruidosa (flutuações mais suaves). A Figura 90 apresenta o decréscimo do erro em função do número de amostras. Este resultado também está de acordo com a Equação (110).

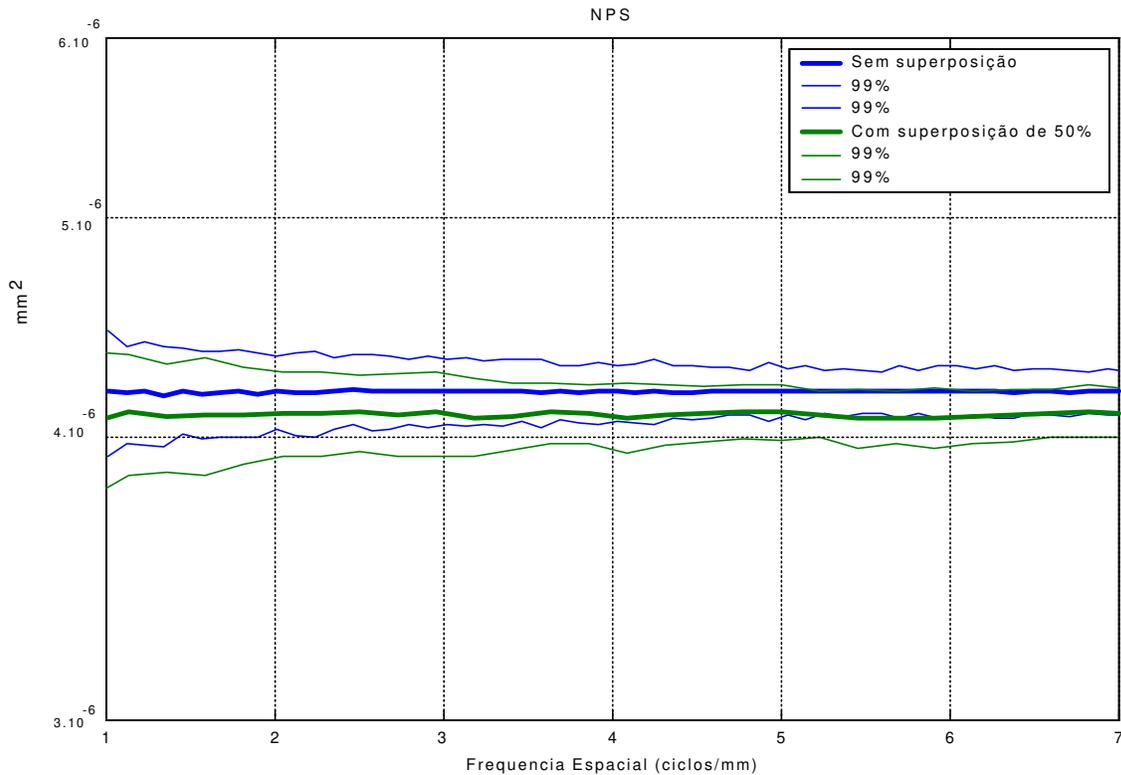


**Figura 89** – Estimativa da NPS(v) em função do número imagens simuladas (n) de 128 x 128 *pixels*.



**Figura 90** – Erro encontrado na estimativa da NPS(v) em função do número imagens simuladas (n).

A Figura 91 ilustra o efeito da utilização de amostras com 50% de sobreposição. A literatura afirma que esta taxa de superposição fornece melhor desempenho (AUFRIHTIG *et al.*, 2001). Percebe-se que a sobreposição melhora a convergência da estimativa. Isto se deve ao fato da sobreposição de 50% aproximadamente dobrar o número de amostras.



**Figura 91** – Efeito da superposição na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de 128 x 128 *pixels* ( $N = 128, n = 100$ ).

As Figuras 92, 93 e 94 ilustram o efeito da aplicação de máscaras na correção do *spectral leakage* (descontinuidades de borda) com 50% de sobreposição. Foram experimentadas as máscaras de Hanning, Hamming e Kaiser.

A Figura 95 apresenta a energia espectral das estimativas das Figuras 92, 93 e 94 na faixa de 1 a 7 ciclos/mm. Os melhores resultados foram obtidos pela aplicação das máscaras de Hanning e Hamming. Estas máscaras têm a vantagem de serem independentes de parâmetros, sendo convenientes para a utilização em algoritmos automáticos (OPPENHEIM & SCHAFER, 1989).

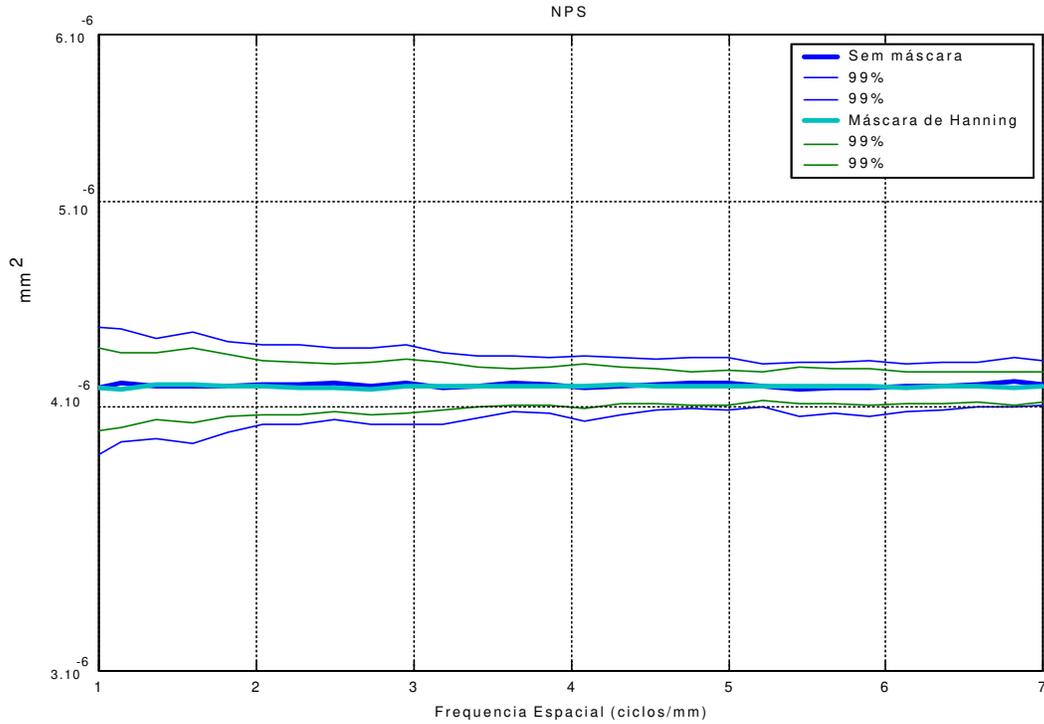


Figura 92 – Máscara de Hanning na correção do *spectral leakage* na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de  $128 \times 128 \text{ pixels}$  ( $N = 128, n = 100$ ).

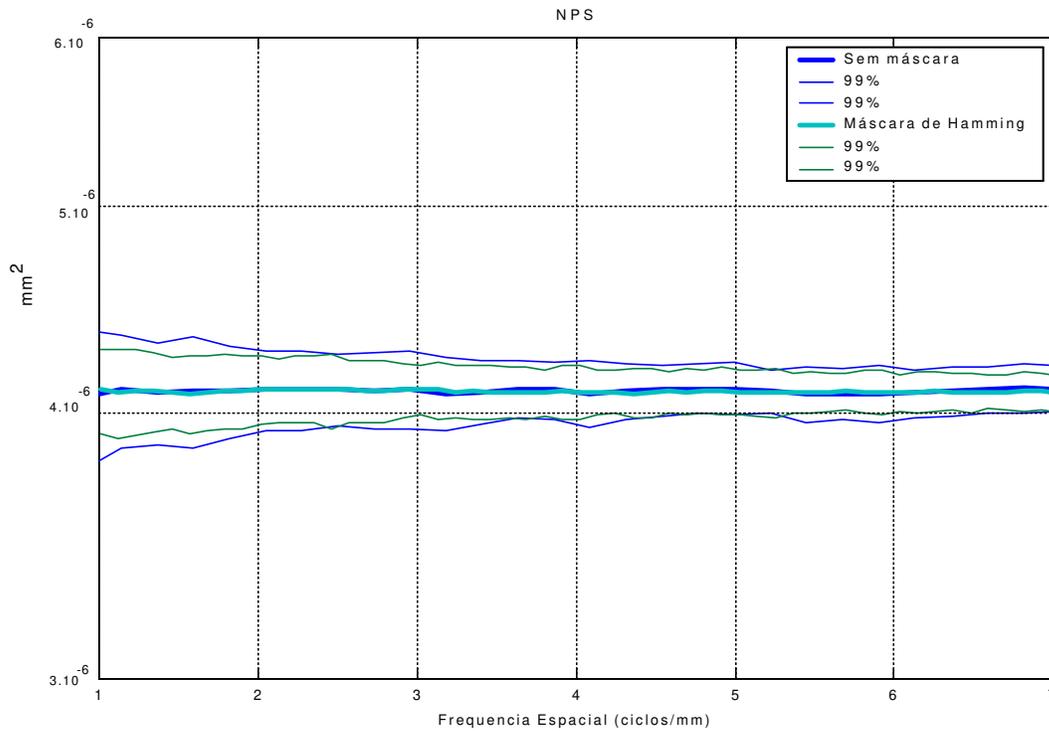
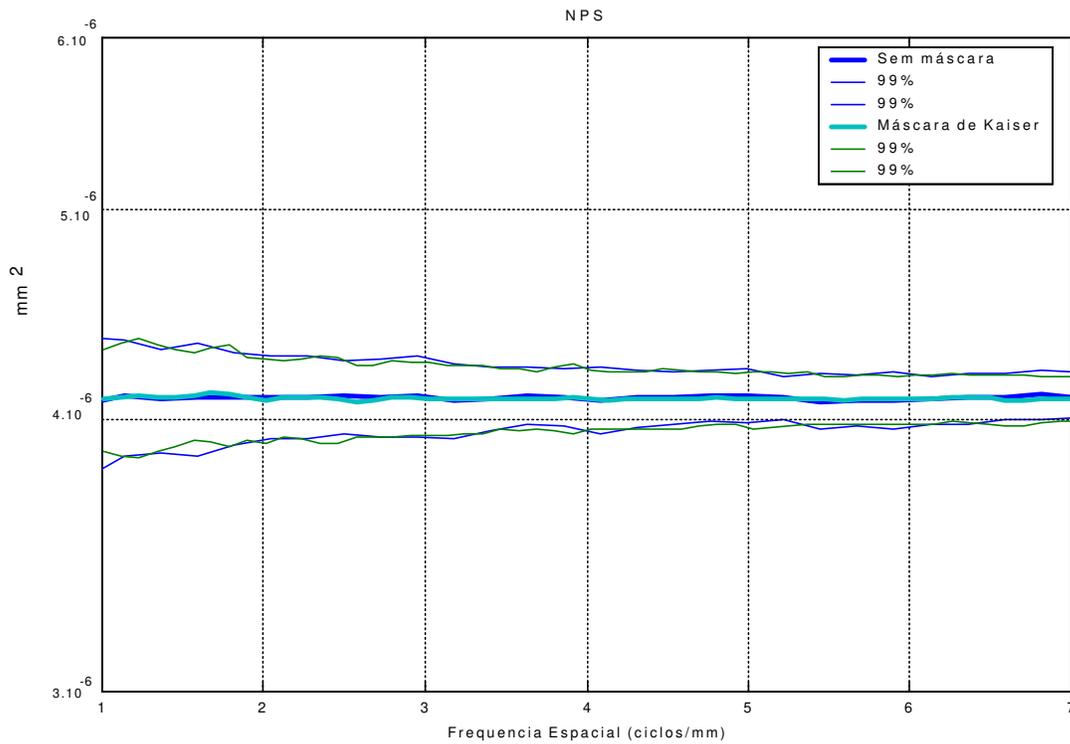
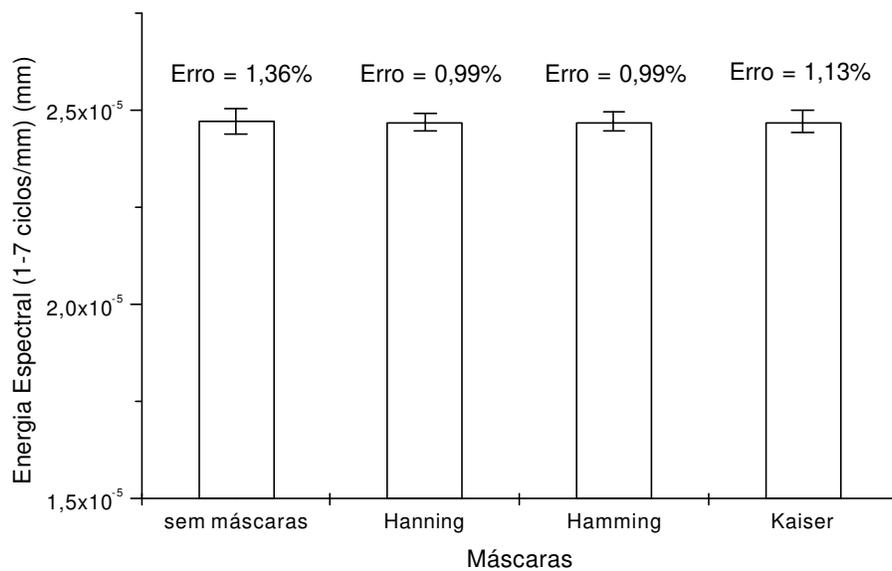


Figura 93 – Máscara de Hamming na correção do *spectral leakage* na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de  $128 \times 128 \text{ pixels}$  ( $N = 128, n = 100$ ).



**Figura 94** – Máscara de Kaiser na correção do *spectral leakage* na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de 128 x 128 *pixels* ( $N = 128$ ,  $n = 100$ ).

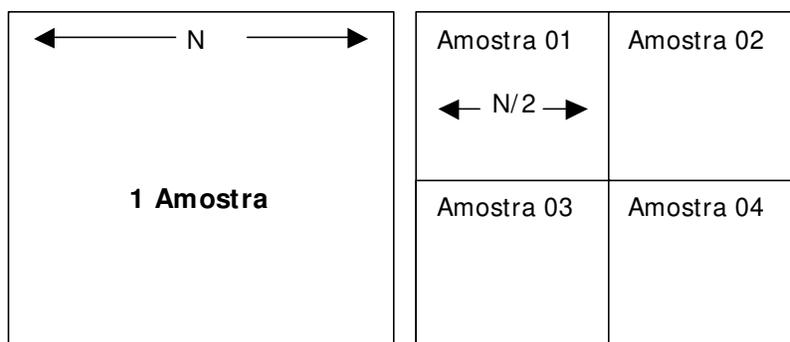


**Figura 95** – Efeito da máscaras de Hanning, Hanning e Kaiser na correção do *spectral leakage* na estimativa da NPS(v) a partir de 100 imagens simuladas de 128 x 128 *pixels* ( $N = 128$ ,  $n = 100$ ).

Através da análise de imagens simuladas, pode-se estabelecer o melhor método para a estimativa da NPS(v) com imagens reais. A primeira decisão engloba o tamanho da janela de amostragem.

Com a redução da janela de amostragem é esperado um aumento do número possível de amostras (AUFRIHTIG *et al.*, 2001). Tanto o incremento do número de amostras quanto do tamanho da janela têm o mesmo efeito na redução do erro da estimativa (Equação 110).

No entanto, a Figura 96 mostra que uma redução da metade no tamanho da janela de amostragem proporciona quatro vezes mais amostras.



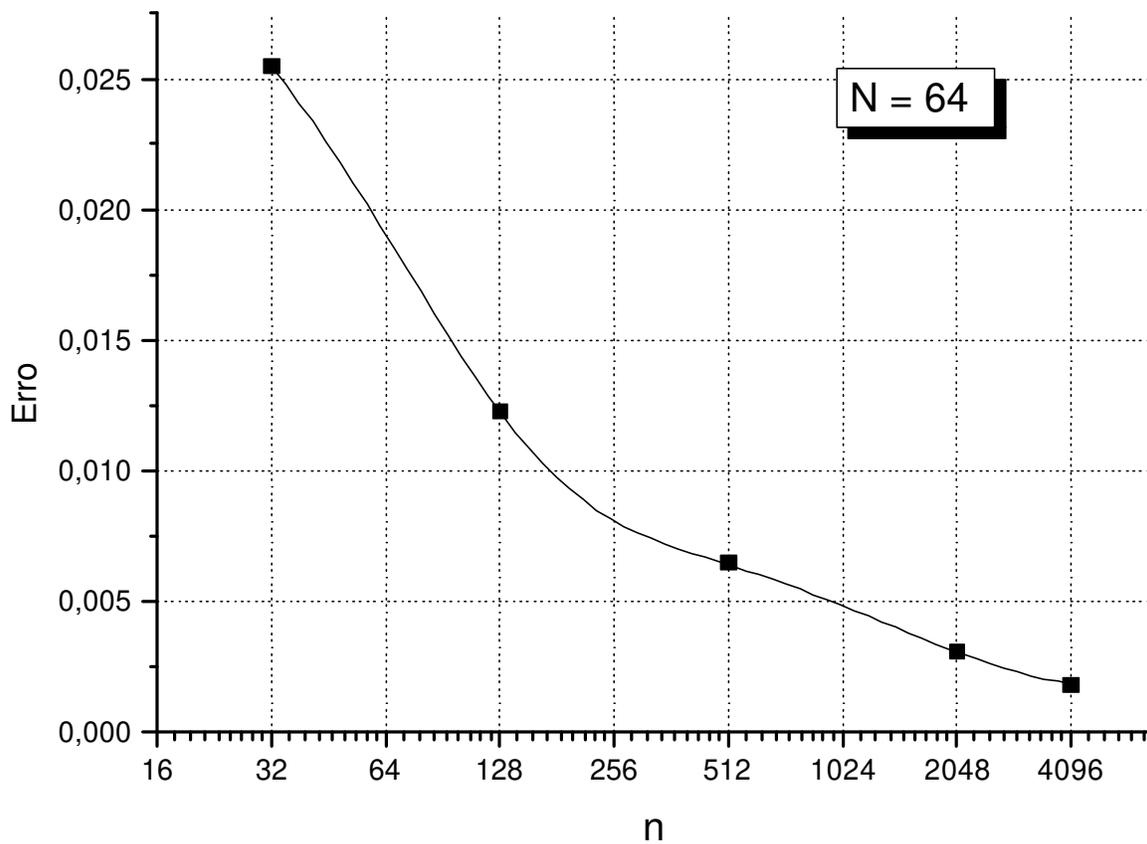
**Figura 96** – Relação entre o número de amostras e tamanho da janela de amostragem.

Ademais, o tamanho da janela de amostragem não pode ser reduzido indefinidamente, pois ocorre o comprometimento da amostragem da NPS(v). Lembre-se que o número de pontos na NPS estimada é dado pela metade do tamanho da janela de amostragem (ALBUQUERQUE & COSTA, 2001).

Adicionalmente, a redução excessiva da janela de amostragem compromete a redução de desvio proveniente do procedimento de média radial (AUFRIHTIG *et al.*, 2001). Desta forma, o tamanho ideal da janela de amostragem foi estimado em 64 x 64 *pixels*. A Figura 97 mostra o erro da

estimativa em função do número de amostras para  $N=64$ . Utilizando janelas de 64 *pixels* de lado, o erro se mostrou inferior a 0,1% para aproximadamente 4.000 amostras.

Adicionalmente, AUFRIHTIG *et al.* (2001) indicam que uma amostragem com sobreposição de 50% tem a propriedade de obter a melhor redução do erro. Espera-se que a correção dos efeitos da descontinuidade de borda pela máscara de Hanning seja mais efetiva quando houver deficiência da uniformidade da fonte de radiação.



**Figura 97** – Erro em função do número de amostras, utilizando superposição e correção pela máscara de Hanning ( $N = 64$ ).

### 5.1.2.3 – Módulo de resolução

O módulo de resolução é ilustrado na Figura 98. Para a obtenção dos parâmetros relativos à resolução e a função de transferência de modulação, basta selecionar a imagem do *phantom* de linearidade pelo botão “Abrir Imagem”.

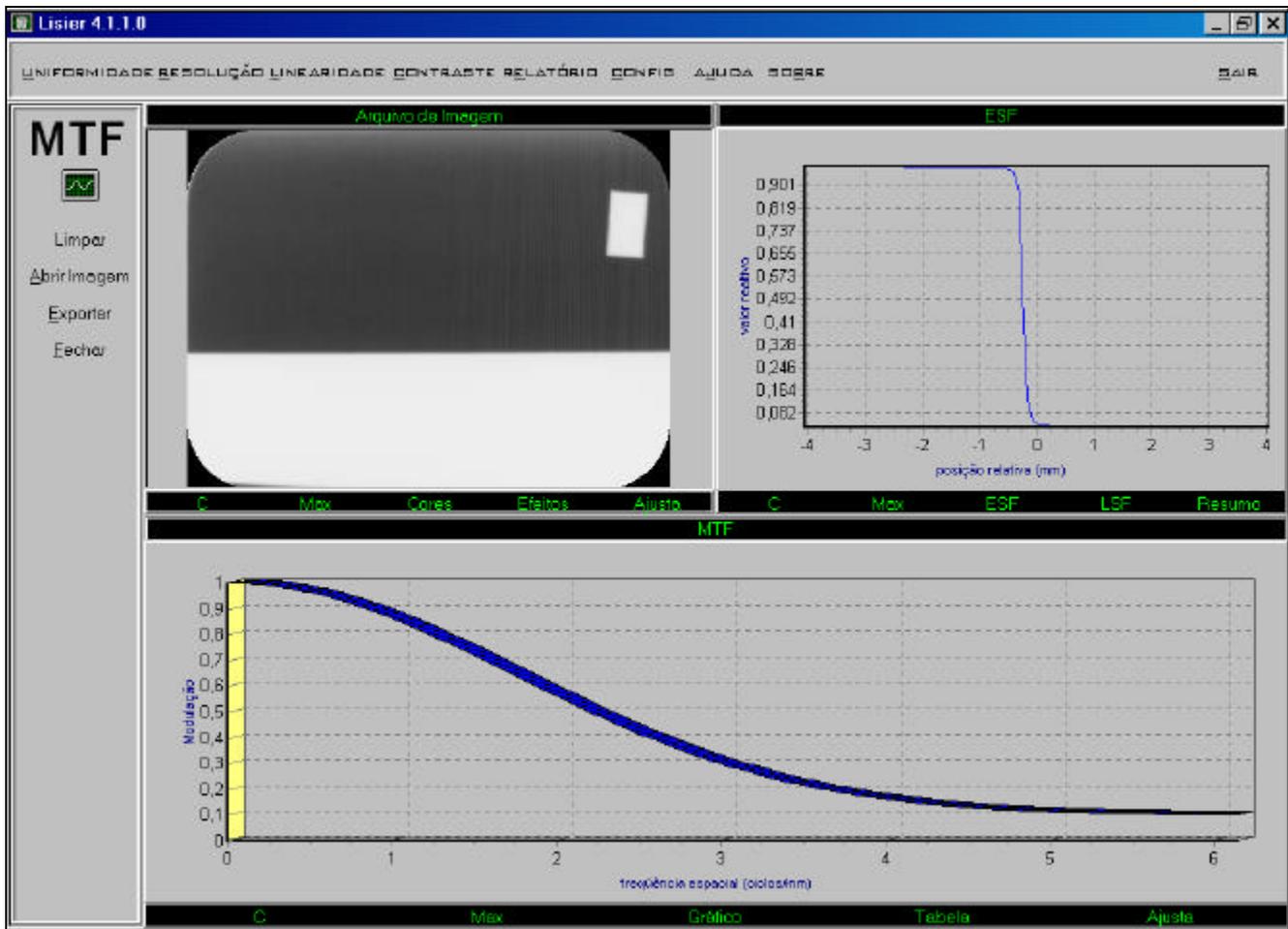


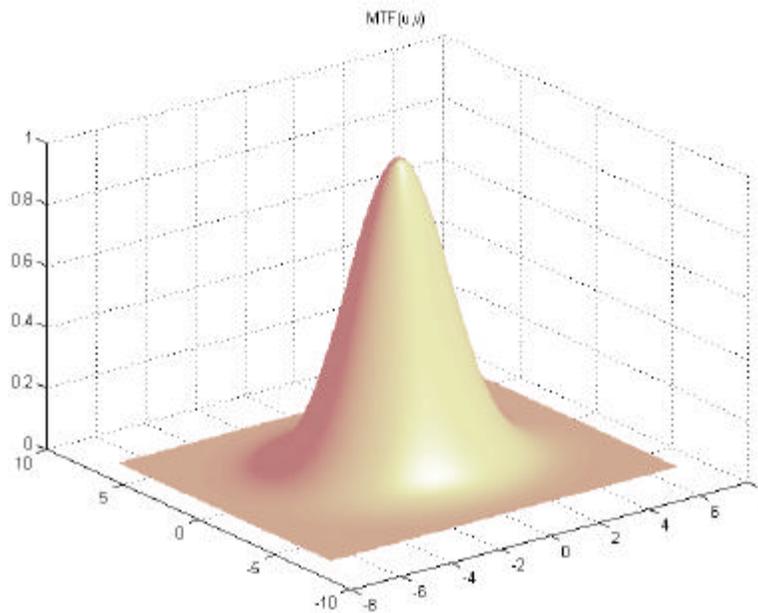
Figura 98 – Tela do módulo de resolução.

#### 5.1.2.3.1 – Validação do módulo de resolução

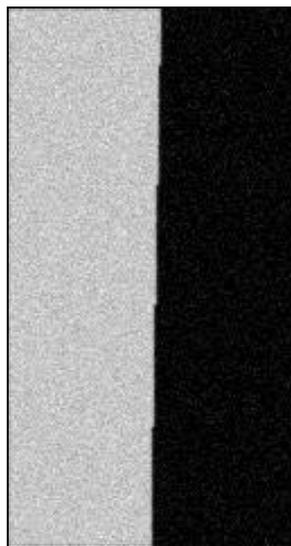
De forma similar aos módulos anteriores, a validação do módulo de resolução foi realizada pelo teste de imagens simuladas com características conhecidas (WANG *et al.*, 2000). As imagens simuladas foram geradas através da convolução de uma borda ideal com inclinação de  $2^\circ$  por uma

função resposta impulsiva (PSF) gaussiana de média nula e variância 0,02. A função de transferência equivalente é vista na Figura 99.

Em seguida é adicionado ruído gaussiano na imagem da borda, resultando na imagem simulada da Figura 100. Para fins de normalização apenas, todas as análises assumiram um tamanho de *pixel* “virtual” de 70  $\mu\text{m}$ .

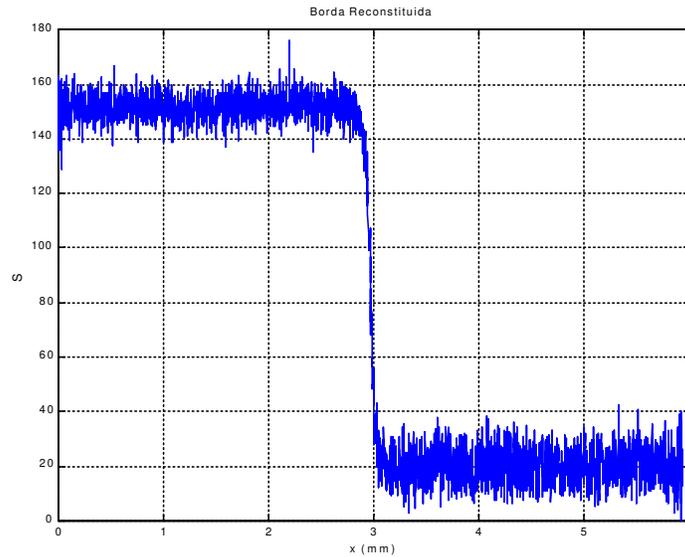


**Figura 99** – Função de transferência gaussiana utilizada nas imagens simuladas.



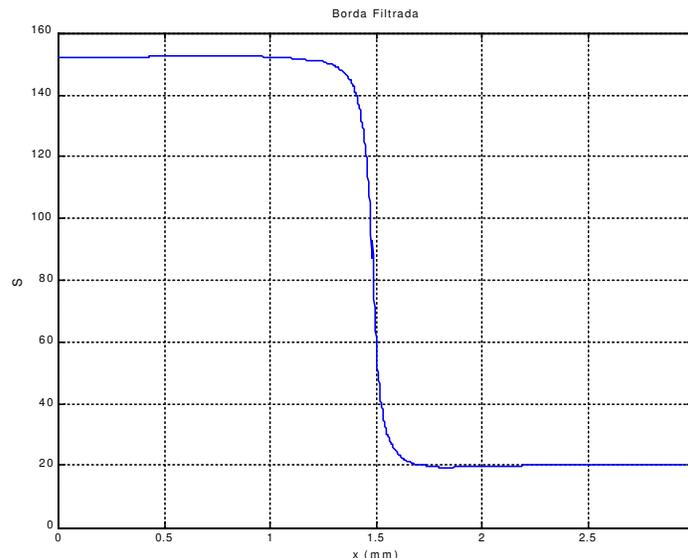
**Figura 100** – Imagem simulada de borda inclinada em 2°, suavizada por função de transferência e com ruído gaussiano adicionado.

Na Figura 101 ilustra-se a resposta ao degrau, reconstituída através do método das projeções da borda. Neste caso foi possível melhorar a resolução da estimativa em cerca de 300 vezes ( $\Delta r = \Delta y \cdot \sin\theta \equiv 2,45 \mu\text{m}$ ). Observe-se a intensa presença do ruído gaussiano na borda reconstituída.

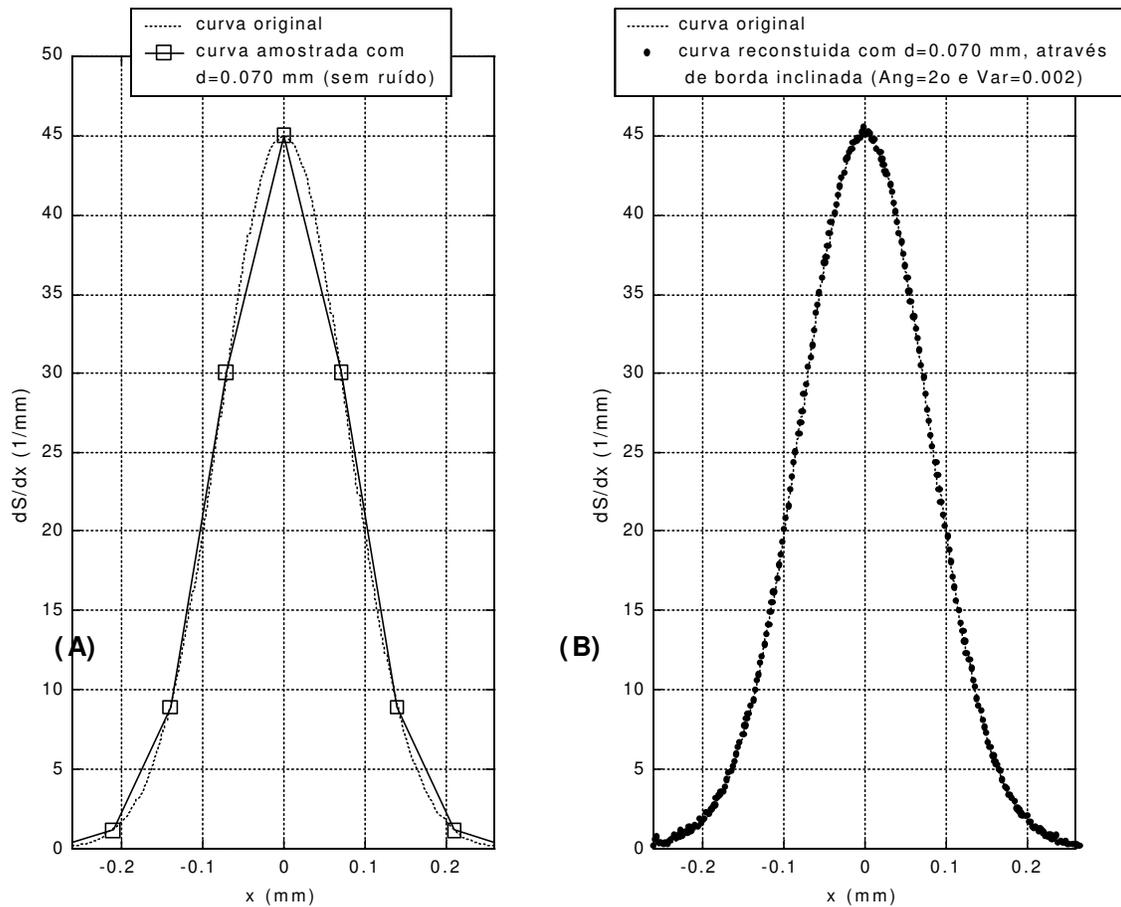


**Figura 101** – Borda reconstituída pelo método das projeções.

Na Figura 102 exibe-se o resultado da aplicação do filtro adaptativo na resposta ao degrau reconstituída da Figura 101. Nota-se que o filtro desenvolvido é bastante robusto, sendo eficiente tanto na remoção de ruído quanto na preservação da borda.



**Figura 102** – Resultado da filtração da borda resconstituída pelo filtro adaptativo.

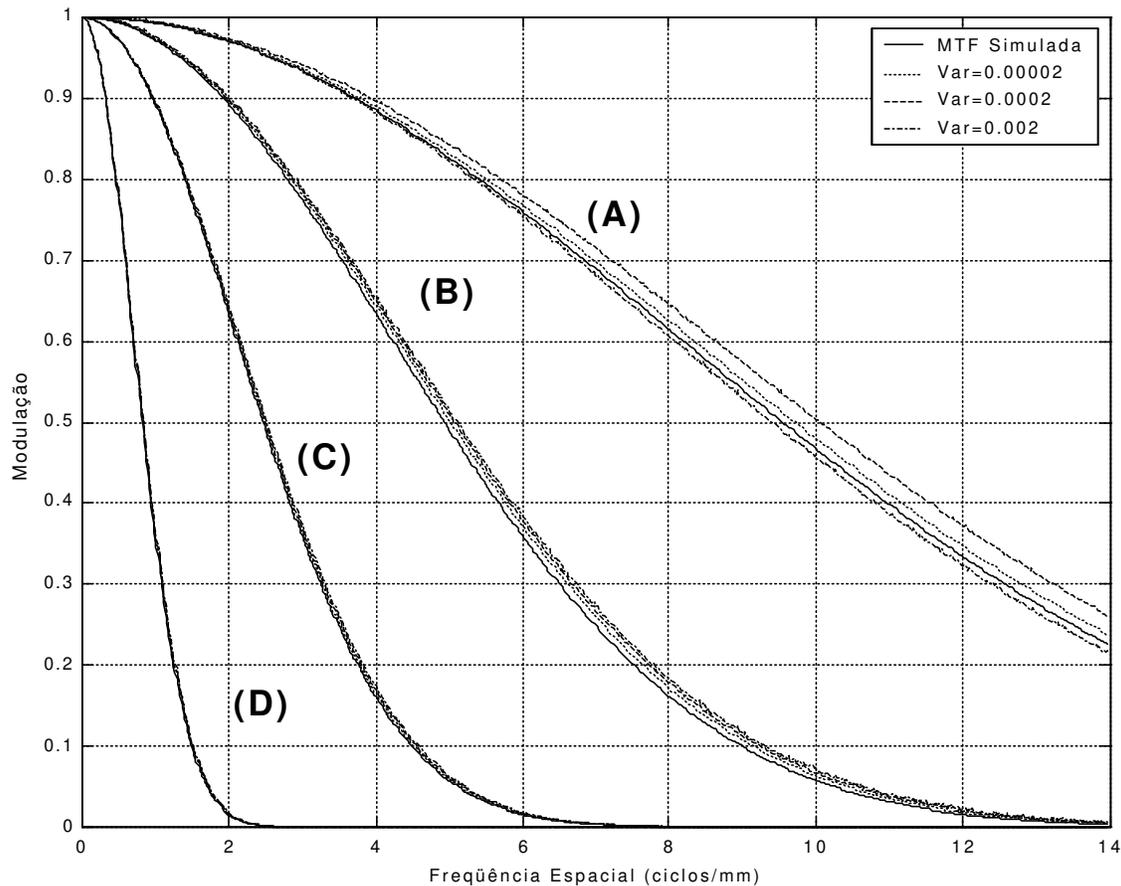


**Figura 103** – PSF(x) obtidas (A) pela amostragem direta da resposta impulsiva em uma imagem simulada sem ruído e *pixel* “virtual” de 70  $\mu\text{m}$  e (B) pela projeção da borda inclinada de  $2^\circ$  em uma imagem simulada com ruído gaussiano de variância 0,002 e *pixel* “virtual” de 70  $\mu\text{m}$ .

A Figura 103-B apresenta a resposta impulsiva, PSF(x), reconstituída pela derivação numérica da Figura 102 (método da projeção da borda) comparada com a resposta impulsiva obtida pela amostragem direta da resposta impulsiva de uma imagem simulada sem adição de ruído, (Figura 103-A). Ambas as imagens foram geradas admitindo *pixel* “virtual” de 70  $\mu\text{m}$ . A amostragem direta da PSF(x) sem ruído se revela muito pobre para a simulação da resposta impulsiva escolhida, pois foi possível amostrar apenas 7 pontos. Como será visto posteriormente, as imagens reais situam-se dentro da condição desta simulação, onde a FWHM é da ordem do dobro das dimensões do *pixel*. Desta forma, o desempenho máximo da reconstituição da borda sem o método das projeções seria limitado a

apenas 5 a 9 pontos para a  $PSF(x)$  em casos reais. Através do método da projeção, este desempenho pôde ser incrementado de 90 a 300 vezes (respectivamente, para  $6^\circ$  a  $2^\circ$  de inclinação da borda).

A Figura 104 exibe uma comparação entre funções de transferências simuladas e os respectivos resultados de suas reconstruções, reconstituídas pelo método das projeções da borda inclinada em  $2^\circ$ , mediante várias frequências de corte e intensidades de ruído aditivo gaussiano.



**Figura 104** – Comparação entre  $MTF(v)$  original utilizada na geração de imagens simuladas e da  $MTF(v)$  reconstituída da mesma imagem em função da frequência de corte e da variância do ruído aditivo gaussiano.

Observa-se que as  $MTF(v)$  reconstruídas aproximam-se das  $MTF(v)$  originalmente simuladas. Para garantir que não havia diferença estatística entre as funções de transferência simuladas e reconstituídas, utilizou-se a técnica de análise de variâncias (BETHEA & DURAN, 1995), resumida na Tabela 5. Em nenhum caso a diferença estatística foi maior que 1%.

**Tabela 5** – Análise de variância da MTF(v) reconstituída em relação à MTF(v) simulada original.

<b>(A) <math>f_c=9,5</math> cc/mm</b>	<b>F</b>	<b>p</b>	<b>Diferentes em 1%</b>
- Var = $2.10^{-4}$	0,04322	0,83794	<b>Não</b>
- Var = $2.10^{-3}$	0,05641	0,81528	<b>Não</b>
- Var = $2.10^{-2}$	0,09828	0,75796	<b>Não</b>
<b>(B) <math>f_c=5,0</math> cc/mm</b>	<b>F</b>	<b>p</b>	<b>Diferentes em 1%</b>
- Var = $2.10^{-4}$	0,02548	0,87518	<b>Não</b>
- Var = $2.10^{-3}$	0,02843	0,86821	<b>Não</b>
- Var = $2.10^{-2}$	0,03700	0,84989	<b>Não</b>
<b>(C) <math>f_c=2,5</math> cc/mm</b>	<b>F</b>	<b>p</b>	<b>Diferentes em 1%</b>
- Var = $2.10^{-4}$	0,01514	0,90235	<b>Não</b>
- Var = $2.10^{-3}$	0,01891	0,89325	<b>Não</b>
- Var = $2.10^{-2}$	0,02153	0,88518	<b>Não</b>
<b>(D) <math>f_c=1,0</math> cc/mm</b>	<b>F</b>	<b>p</b>	<b>Diferentes em 1%</b>
- Var = $2.10^{-4}$	0,00187	0,96605	<b>Não</b>
- Var = $2.10^{-3}$	0,00269	0,95928	<b>Não</b>
- Var = $2.10^{-2}$	0,00613	0,93855	<b>Não</b>

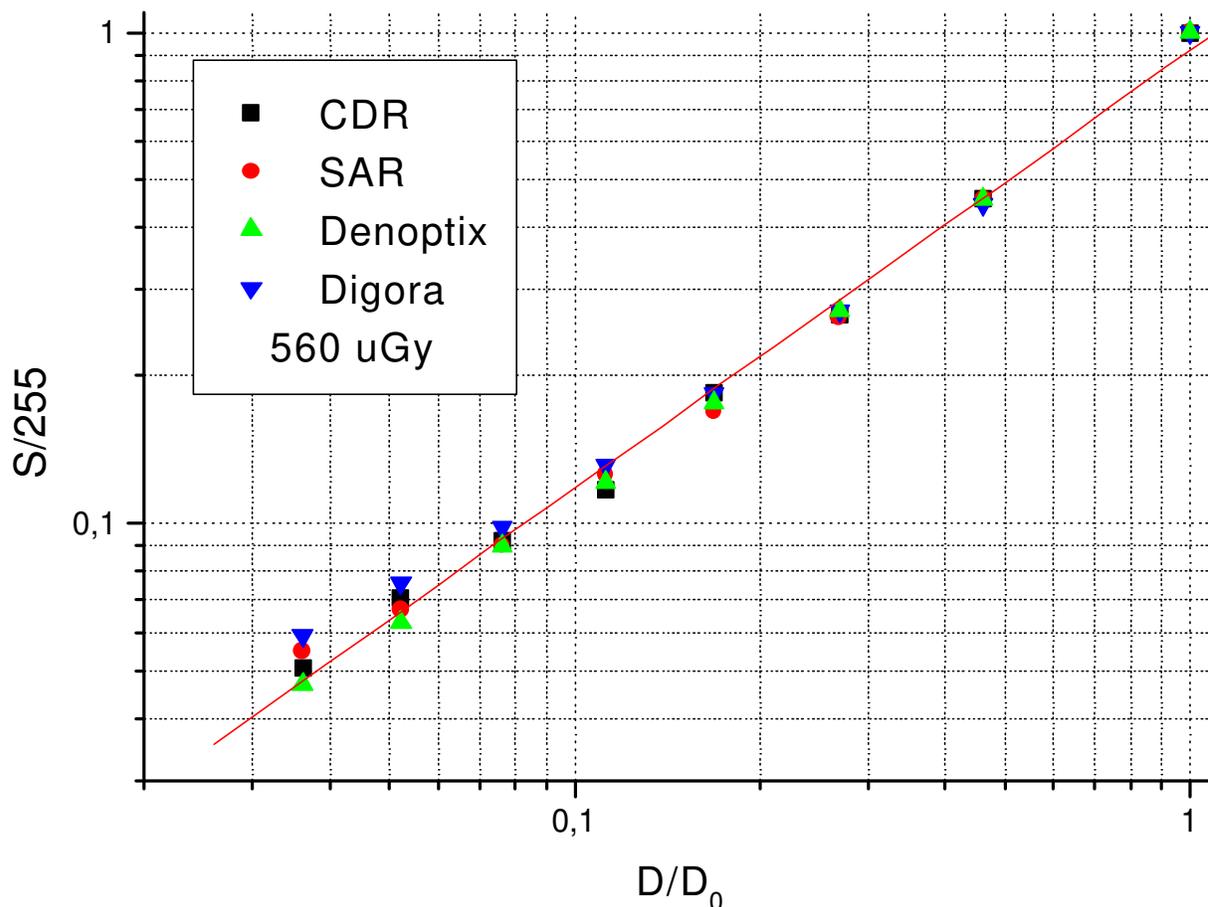
onde  $f_c$  representa a frequência de corte,  $F$  a distribuição F e  $p$  a probabilidade acumulada.

## 5.2 – Análise dos sistemas de radiologia digital

### 5.2.1 – Linearidade.

Os sistemas em estudo realizam o escalonamento de histograma, ajustando a curva sensitométrica em função da dose (BRETTLE *et al.*, 1996). De forma a manter a consistência de unidades, foi estimada a curva sensitométrica e o fator gama na mesma calibração de dose primária utilizada na estimativa da densidade espectral de ruído (tempos de exposição  $t = 0,2, 0,3, 0,4, 0,5$  e  $0,6$  s.).

A Figura 105 mostra a curva sensitométrica estimada para a dose de  $560 \mu\text{Gy}$ . Nas Tabelas 6, 7, 8, 9 e 10 percebe-se que todos os sistemas são extremamente lineares ( $R > 0,995$ ). Por conseguinte, a curva gama consiste em uma constante, neste caso denominada fator gama ( $\gamma$ ).



**Figura 105** – Curva sensitométrica dos sistemas avaliados para a calibração de 560 µGy.

As Tabelas 6, 7, 8, 9 e 10 mostram que os sistemas CDR, Denoptix, Digora e Sens-A-Ray 2000 apresentam, respectivamente, ordem crescente de intensidade do fator gama. Foi discutido que o fator gama está diretamente relacionado com o contraste da imagem, ou seja, à sensibilidade a variações na dose de radiação. Assim, o fator gama serve como indicador direto da sensibilidade da detecção utilizada pelo sistema em determinada dose. Isto significa que o sistema CDR tem maior contraste inerente, seguido pelos sistemas Denoptix, Digora e SAR.

**Tabela 6** – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 560 µGy.

Sistema	$\gamma$	$\Delta\gamma$	C	$\Delta C$	R
CDR	0,87502 Gy <sup>-1</sup>	0,00281 Gy <sup>-1</sup>	0,25963	0,06460	0,99846
Denoptix	0,87025 Gy <sup>-1</sup>	0,00226 Gy <sup>-1</sup>	0,25913	0,05168	0,99992
Digora	0,86864 Gy <sup>-1</sup>	0,00603 Gy <sup>-1</sup>	0,48346	0,13795	0,99944
SAR	0,86542 Gy <sup>-1</sup>	0,01405 Gy <sup>-1</sup>	1,74538	0,32161	0,99684

**Tabela 7** – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 840 µGy.

Sistema	$\gamma$	$\Delta\gamma$	C	$\Delta C$	R
CDR	0,82804 Gy <sup>-1</sup>	0,00254 Gy <sup>-1</sup>	0,32325	0,05165	0,99765
Denoptix	0,82401 Gy <sup>-1</sup>	0,00346 Gy <sup>-1</sup>	0,23259	0,01165	0,99986
Digora	0,82014 Gy <sup>-1</sup>	0,00346 Gy <sup>-1</sup>	3,20155	0,46546	0,99954
SAR	0,82120 Gy <sup>-1</sup>	0,00455 Gy <sup>-1</sup>	2,17541	0,36153	0,99677

**Tabela 8** – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1120 µGy.

Sistema	$\gamma$	$\Delta\gamma$	C	$\Delta C$	R
CDR	0,78850 Gy <sup>-1</sup>	0,00124 Gy <sup>-1</sup>	0,19871	0,05476	0,99765
Denoptix	0,78523 Gy <sup>-1</sup>	0,00552 Gy <sup>-1</sup>	0,15745	0,08435	0,99845
Digora	0,77654 Gy <sup>-1</sup>	0,00315 Gy <sup>-1</sup>	0,22156	0,14456	0,99765
SAR	0,77227 Gy <sup>-1</sup>	0,00165 Gy <sup>-1</sup>	0,97566	0,44654	0,99245

**Tabela 9** – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1400 µGy.

Sistema	$\gamma$	$\Delta\gamma$	C	$\Delta C$	R
CDR	0,76450 Gy <sup>-1</sup>	0,00565 Gy <sup>-1</sup>	0,25967	0,08786	0,99846
Denoptix	0,76024 Gy <sup>-1</sup>	0,01458 Gy <sup>-1</sup>	0,25916	0,08684	0,99548
Digora	0,75145 Gy <sup>-1</sup>	0,00459 Gy <sup>-1</sup>	0,48344	0,15545	0,99884
SAR	0,74568 Gy <sup>-1</sup>	0,00548 Gy <sup>-1</sup>	1,74538	0,35448	0,99754

**Tabela 10** – Fator gama dos sistemas avaliados para a calibração de 1680 µGy.

Sistema	$\gamma$	$\Delta\gamma$	C	$\Delta C$	R
CDR	0,74612 Gy <sup>-1</sup>	0,00281 Gy <sup>-1</sup>	1,04568	0,04565	0,99787
Denoptix	0,74387 Gy <sup>-1</sup>	0,00226 Gy <sup>-1</sup>	0,21566	0,05448	0,99978
Digora	0,74124 Gy <sup>-1</sup>	0,00603 Gy <sup>-1</sup>	0,66565	0,19858	0,99647
SAR	0,74082 Gy <sup>-1</sup>	0,01405 Gy <sup>-1</sup>	2,65454	0,32489	0,99488

## 5.2.2 – Uniformidade.

Os parâmetros de uniformidade são calculados sobre as imagens radiográficas do *phantom* de uniformidade (ver seção 4.3.2) com base nos equacionamentos da seção 4.6.2. As doses primárias foram obtidas através dos tempos de exposição  $t=0,2, 0,3, 0,4, 0,5$  e  $0,6$  s. A atenuação relativa de  $0,1$  mm de Cu (ver Figura 25) é de  $46,2\%$ . Desta forma, as doses aplicadas primária e secundária ao *phantom* de uniformidade, relativas à região de interesse ( $0,1$  mm de Cu), são dadas pela Tabela 11:

**Tabela 11** – Valores de doses primária e secundária do *phantom* de uniformidade.

t (s)	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6
Dose Primária ( $\mu\text{Gy}$ )	560	840	1120	1140	1680
Dose Secundária ( $\mu\text{Gy}$ )	258	387	517	646	776

### 5.2.2.1 – Parâmetros de primeira ordem

Cada parâmetro de ruído de primeira ordem foi calculado pela média de sua estimativa em um conjunto de 60 a 100 imagens. Isto significa que foram realizadas cerca de 2.000 imagens uniformes ( $100$  imagens  $\times$   $5$  doses  $\times$   $4$  sistemas). A ROI utilizada consiste em uma região de interesse circular, centrada na origem, de  $75\%$  da área total da imagem. Os resultados obtidos são apresentados graficamente nas Figuras 106, 107, 108, 109, 110, 111 e 112.

A Figura 106 representa a uniformidade integral em função da dose nos sistemas avaliados. Espera-se que o sistema menos ruidoso tenha uma imagem plana mais uniforme. Com base nesta análise, percebe-se que o sistema Digora é o menos ruidoso, pois apresenta maior uniformidade integral, seguido pelos sistemas Denoptix, SAR e CDR.

As Figuras 107 e 108 apresentam a uniformidade diferencial máxima e mínima em função da dose nos sistemas avaliados. Percebe-se que, localmente, todos os sistemas apresentam regiões extremamente uniformes, fato indicado pela alta uniformidade diferencial máxima. Porém, os sistemas mais ruidosos apresentam zonas de degradação local da uniformidade, como observado na uniformidade diferencial mínima.

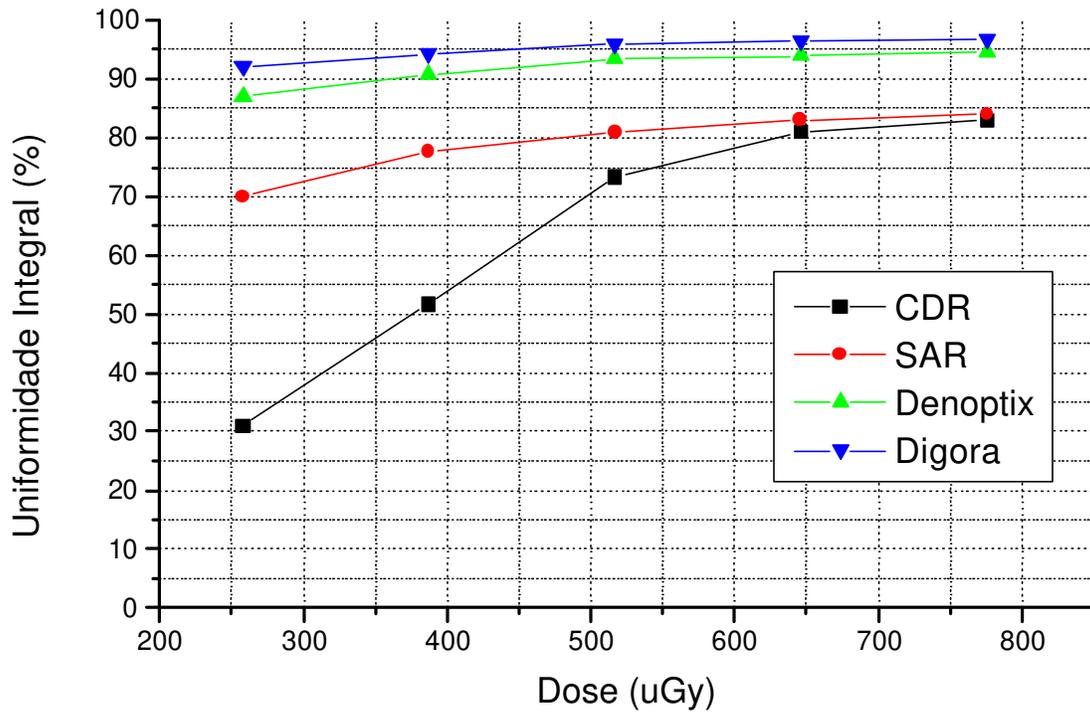


Figura 106 – Uniformidade integral em função da dose nos sistemas avaliados.

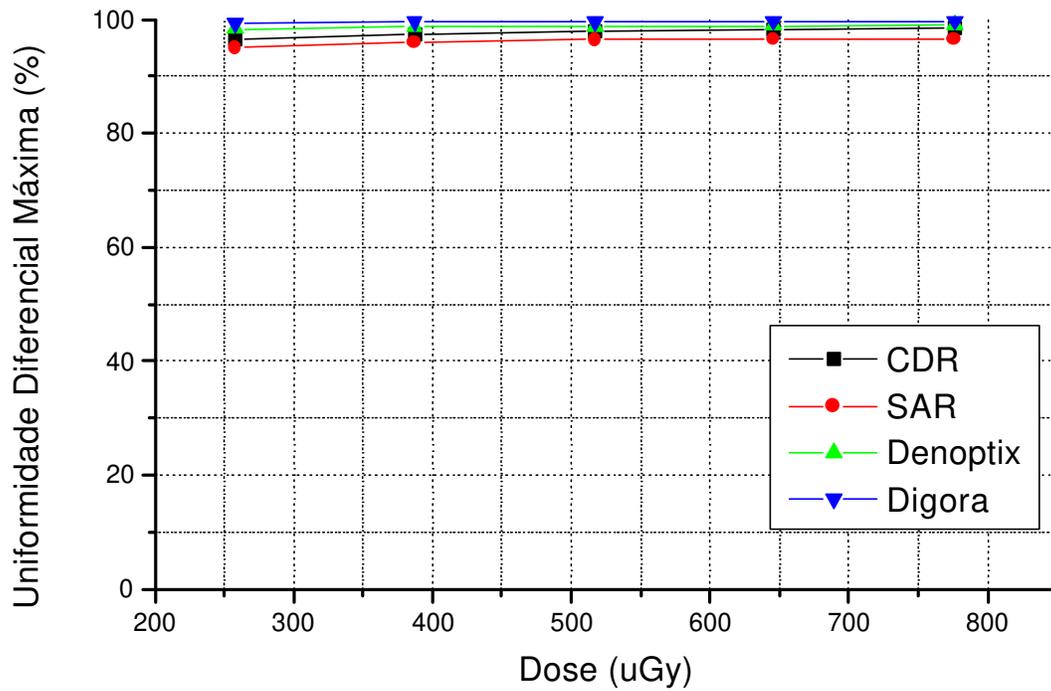
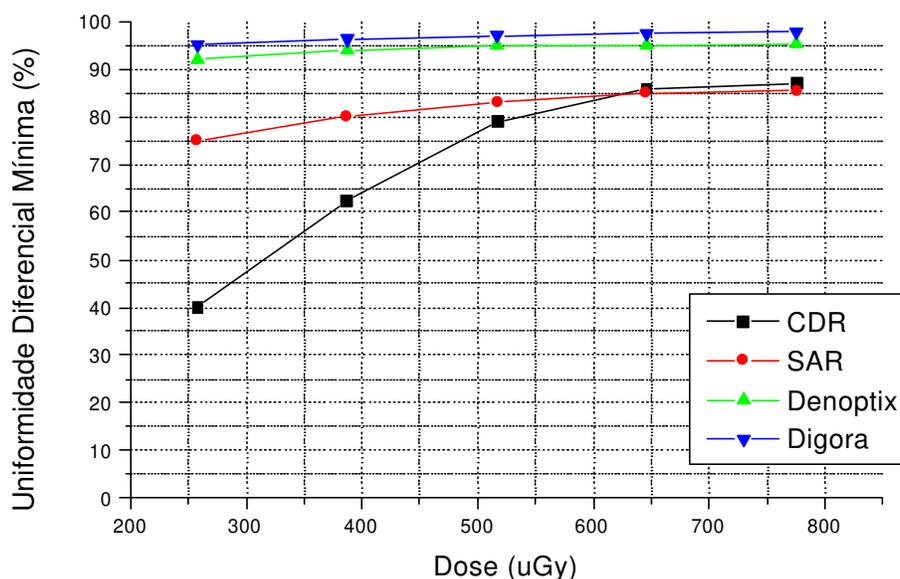
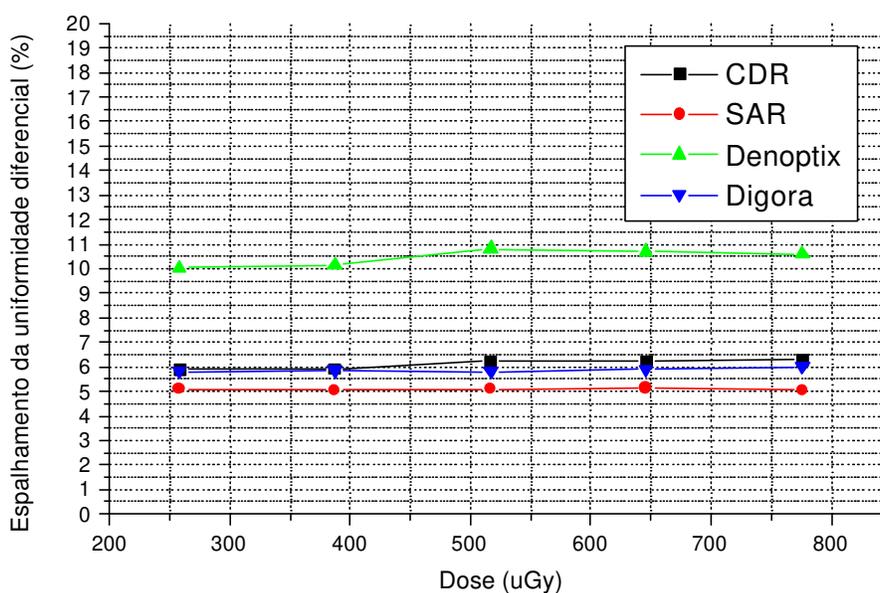


Figura 107 – Uniformidade diferencial máxima em função da dose nos sistemas avaliados.



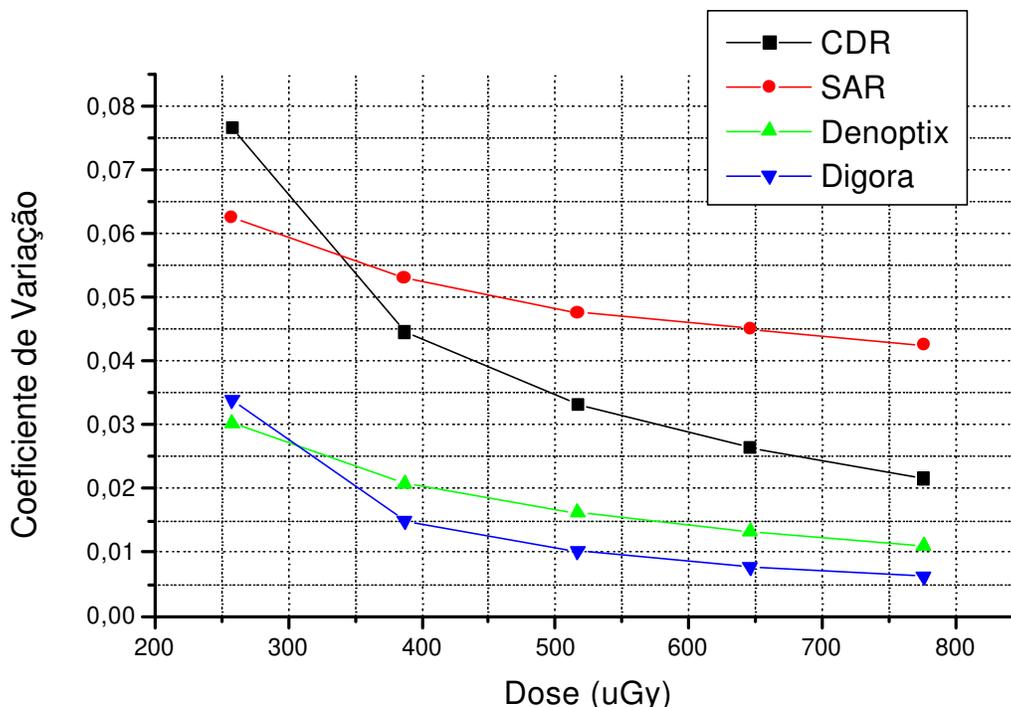
**Figura 108** – Uniformidade diferencial mínima em função da dose nos sistemas avaliados.

Na Figura 109 é observado o espalhamento da uniformidade diferencial. É desejado que um sistema pouco ruidoso tenha o mínimo espalhamento da uniformidade diferencial. Neste caso, o sistema de melhor desempenho foi o sistema SAR. Observe que um pequeno espalhamento não significa necessariamente maiores valores de uniformidade.



**Figura 109** – Espalhamento da uniformidade diferencial em função da dose.

A Figura 110 apresenta o coeficiente de variação dos sistemas avaliados. É desejável que os sistemas disponham de coeficientes de variação reduzidos. Neste critério, o sistema Digora se revela superior, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e SAR.



**Figura 110** – Coeficiente de variação em função da dose nos sistemas avaliados.

A Figura 111 representa a relação sinal/ruído integral dos sistemas avaliados. É desejável que os sistemas disponham de SNR(v) elevadas. Neste critério, o sistema Digora também se revela superior, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e SAR.

A Figura 112 apresenta a granulosidade de Selwyn dos sistemas avaliados. Este parâmetro faz analogia com a granulosidade de filmes radiográficos. Grânulos pequenos são desejados. Neste critério, o sistema Digora se revela superior.

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

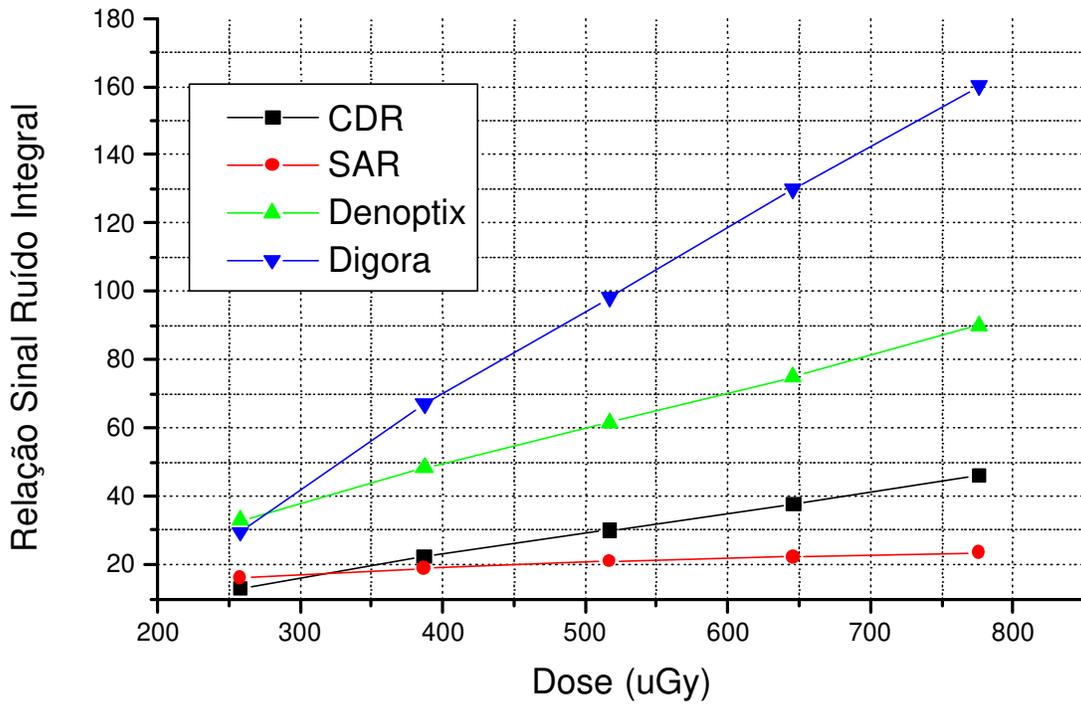


Figura 111 – Relação sinal/ruído integral em função da dose nos sistemas avaliados.

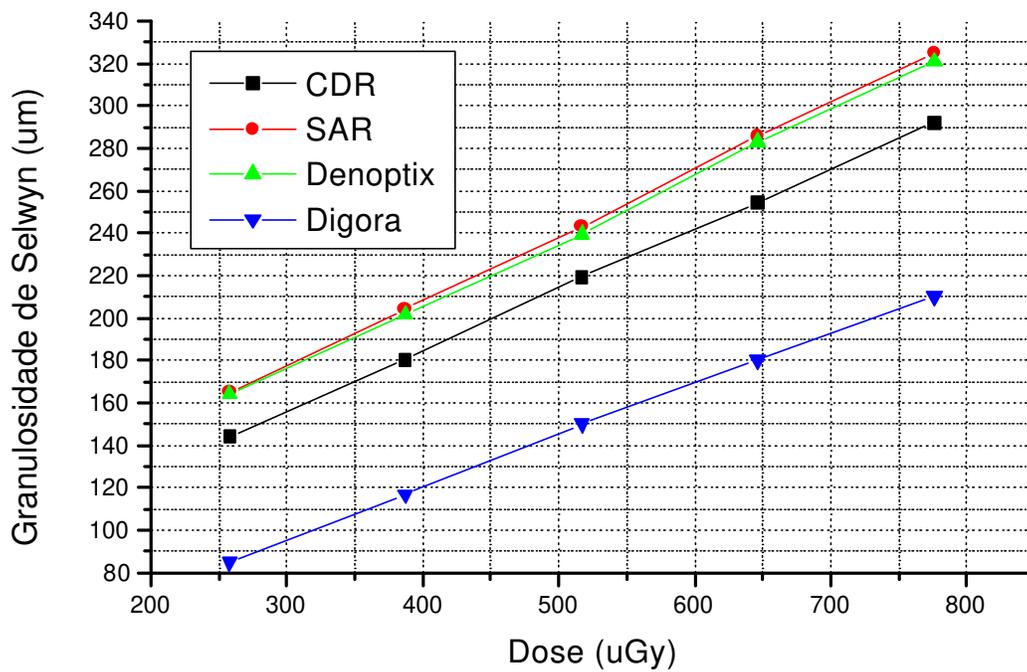
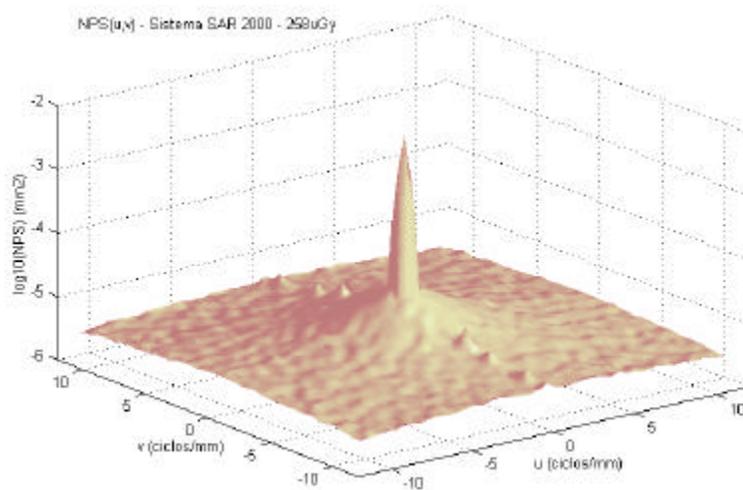


Figura 112 – Granulosidade de Selwyn em função da dose nos sistemas avaliados.

### 5.2.2.2 – Densidade espectral de ruído (NPS(v))

Todas as medidas apresentadas nesta seção foram estimadas pelo método da subtração, utilizando janelas de  $64 \times 64$  *pixels*, sobreposição de 50% e correção com máscara de Hanning, em um conjunto de 100 imagens, das quais foi possível extrair entre 3500 e 5000 amostras. No total foram analisadas 5 doses de 4 equipamentos, totalizando 2000 imagens. Segundo as simulações do item 5.1.2.2.1, o erro esperado nestas condições é da ordem de 0,1%. De forma similar ao item 5.2.2.1, as doses primárias foram obtidas através dos tempos de exposição  $t=0,2, 0,3, 0,4, 0,5$  e  $0,6$  s. As doses secundárias ao *phantom* de uniformidade, relativas à região de interesse, foram de 258, 357, 517, 646 e 776  $\mu\text{Gy}$ . Na Figura 113 vê-se a densidade espectral do ruído ( $NPS(u,v)$ ) do sistema Sens-A-Ray 2000, avaliado sobre a dose de  $258\mu\text{Gy}$ .

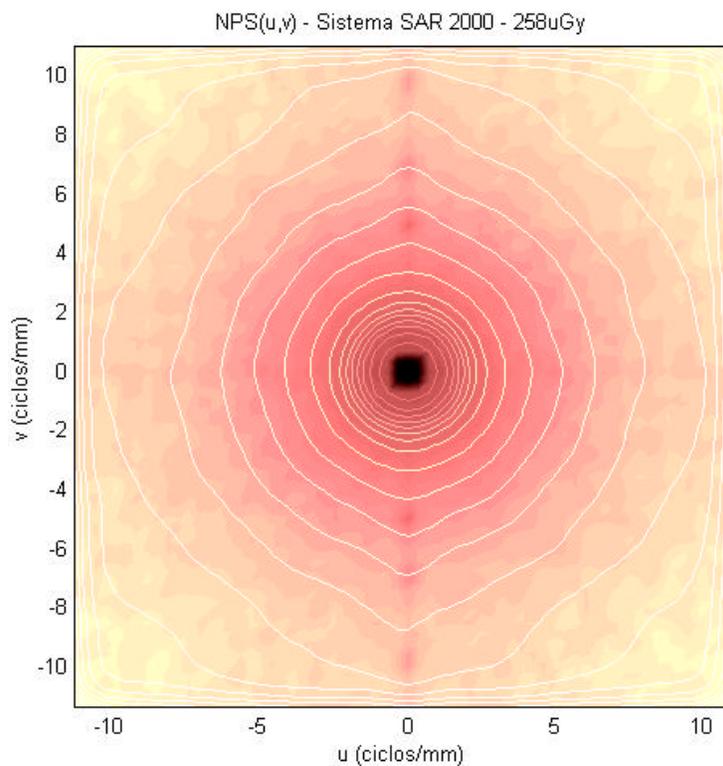


**Figura 113** – Densidade espectral de ruído do sistema Sens-A-Ray 2000 avaliado com  $258\mu\text{Gy}$ .

A Figura 114 representa a mesma função  $N(u,v)$  da Figura 113, representada por uma tabela de tons de cinza. Apesar da presença de ruído na estimativa, percebe-se uma simetria radial, verificável nas linhas isopletas (*isolines*) (GONZALEZ, 1992). A simetria radial da  $NPS(u,v)$  indica que o sistema de imagem é isotrópico quanto à geração de ruído, e portanto a  $NPS(u,v)$  é hermitiana, dando margem à

sua representação unidimensional através do processo de média radial. Para evidenciar esta tendência, tem-se a estimativa do astigmatismo da medida. O astigmatismo é definido conforme a Equação (125), pela razão entre os desvios padrões nos eixos horizontal e vertical (DOUGHERTY & GIARDINA, 1987). Desta forma, um sistema idealmente isotrópico apresenta astigmatismo unitário:

$$\alpha = \frac{\sigma_V}{\sigma_H} \quad (125)$$



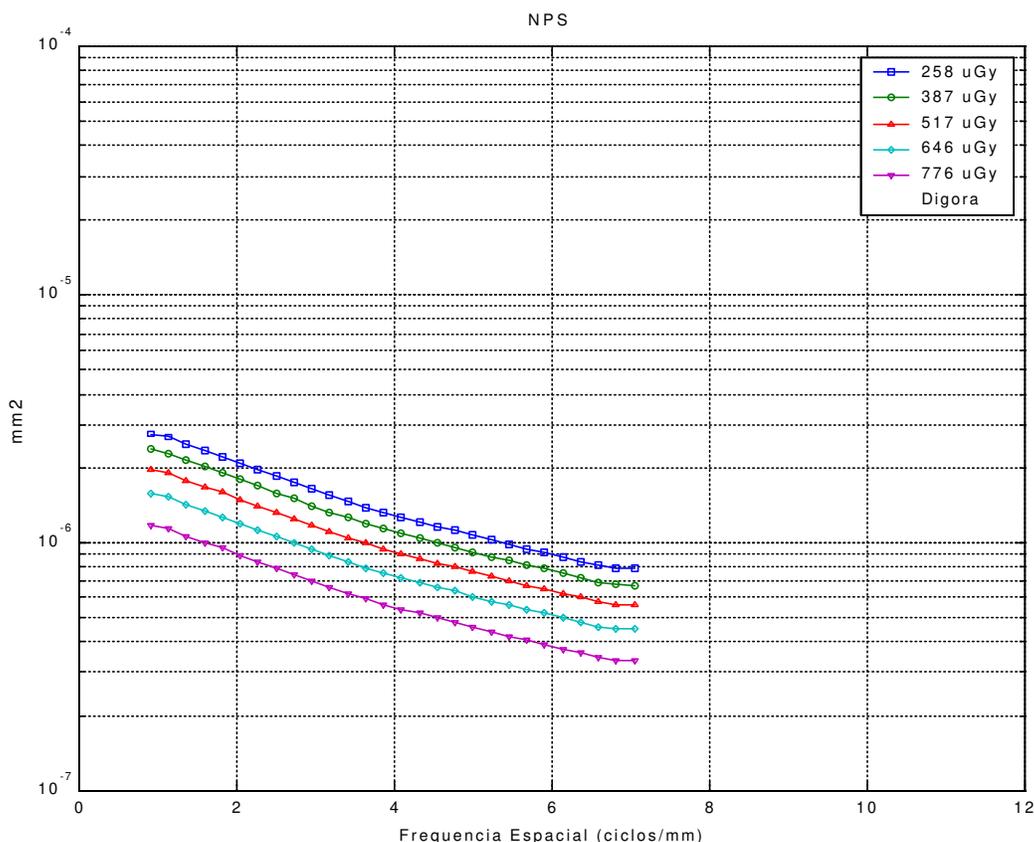
**Figura 114** – Linhas isopletas da densidade espectral de ruído do sistema Sens-A-Ray 2000, avaliado com 258 $\mu$ Gy.

Na Tabela 12, percebe-se que todos os sistemas nas condições de estudo apresentam astigmatismo próximo do ideal, o que confirma que os processos envolvidos em todas as condições estudadas são predominantemente isotrópicos.

**Tabela 12** – Astigmatismo da NPS(u,v) dos sistemas de imagem avaliados.

Dose	SAR 2000	CDR	Digora	Denoptix
253 $\mu\text{Gy}$	$\alpha = 1,0053$	$\alpha = 1,0161$	$\alpha = 0,9985$	$\alpha = 0,9962$
385 $\mu\text{Gy}$	$\alpha = 1,0048$	$\alpha = 1,0152$	$\alpha = 0,9962$	$\alpha = 0,9985$
517 $\mu\text{Gy}$	$\alpha = 1,0134$	$\alpha = 1,0093$	$\alpha = 0,9893$	$\alpha = 0,9865$
646 $\mu\text{Gy}$	$\alpha = 1,0098$	$\alpha = 1,0254$	$\alpha = 0,9966$	$\alpha = 0,9965$
776 $\mu\text{Gy}$	$\alpha = 1,0105$	$\alpha = 1,0032$	$\alpha = 0,9873$	$\alpha = 0,9854$

As Figuras 115, 116, 117 e 118 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. BRETTLER *et al.* (1996) referem que a NPS(v) do sistema Digora decai com o aumento da frequência espacial. Os autores atribuem este efeito primeiramente à influência da MTF(v) na estimativa da NPS(v).



**Figura 115** – Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema Digora.

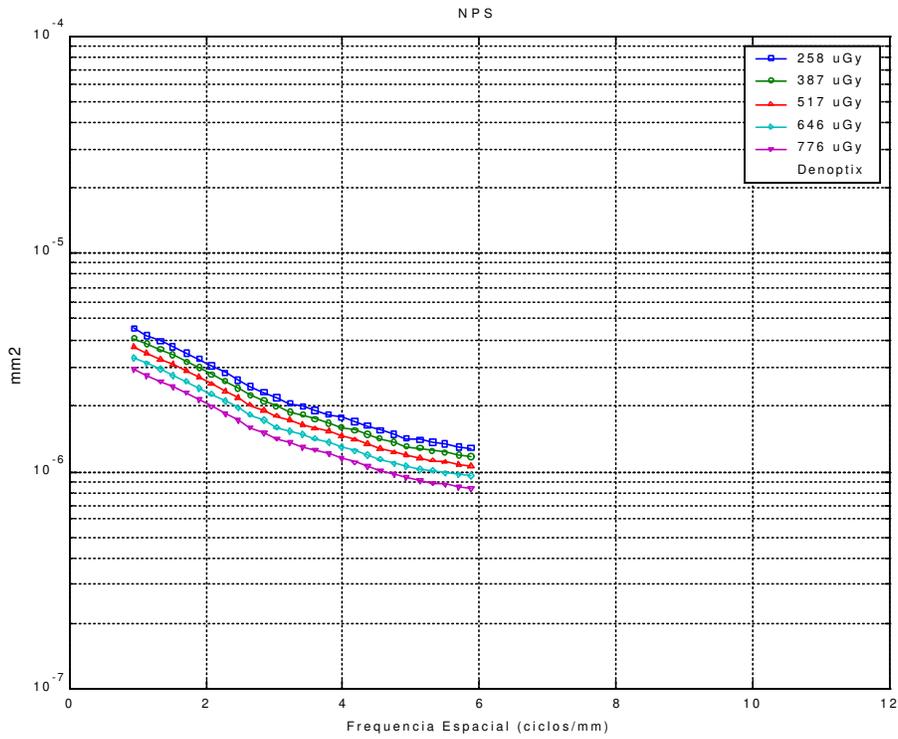


Figura 116 – Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema Denoptix.

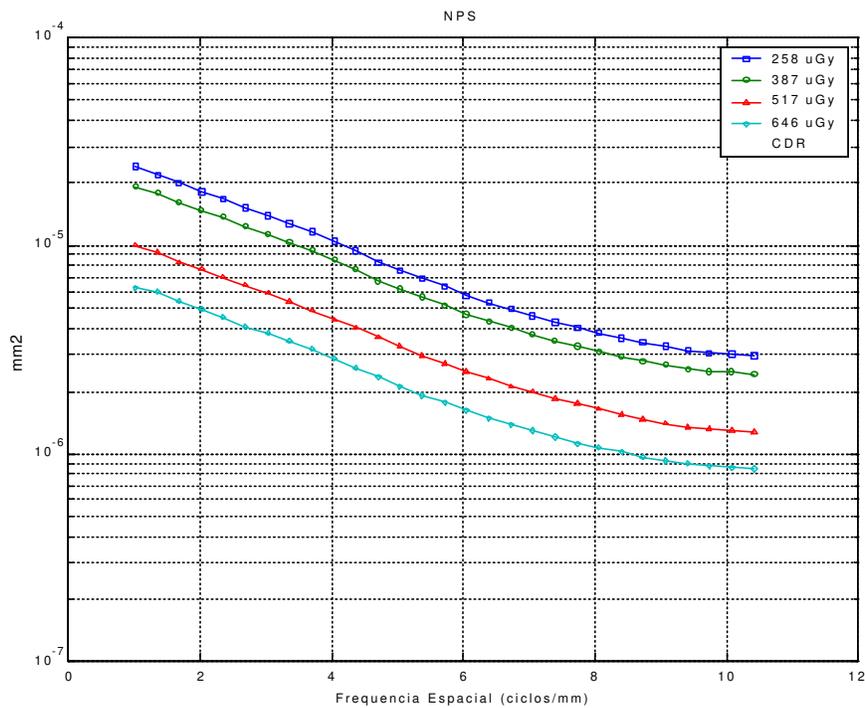
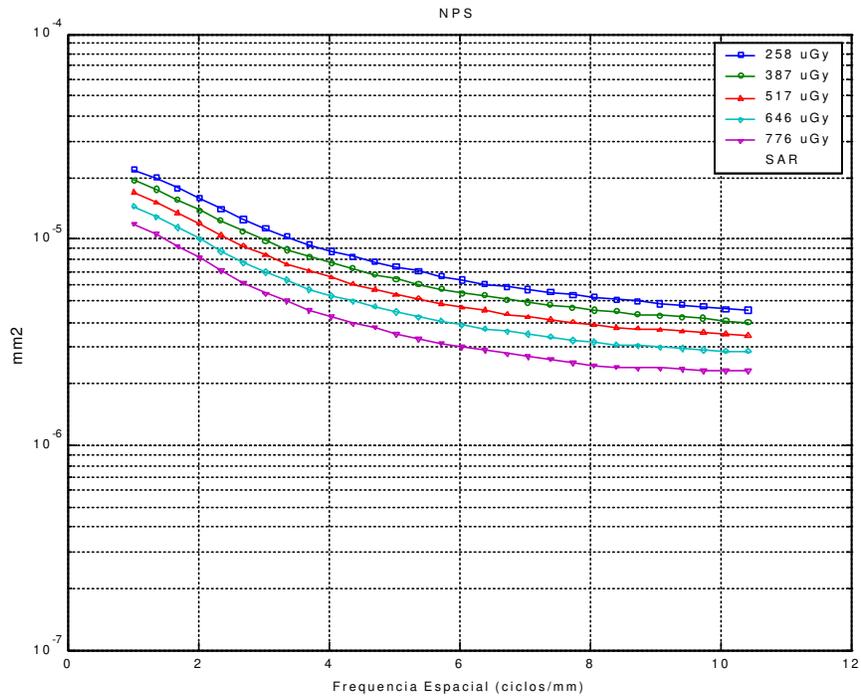
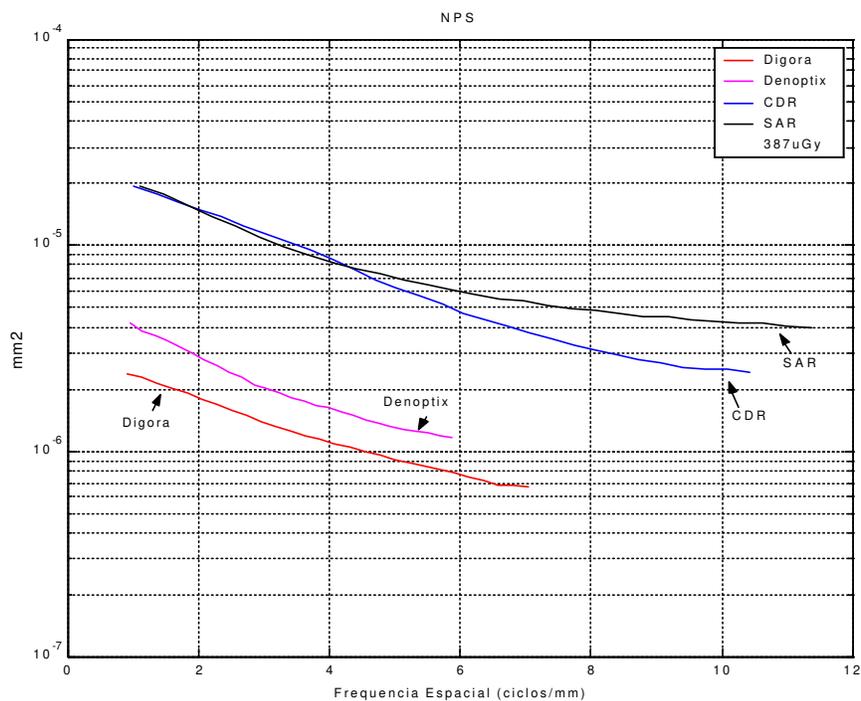


Figura 117 – Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema CDR.



**Figura 118** – Densidade espectral de ruído em função da dose no sistema Sens-A-Ray 2000.

Observa-se mais claramente na Figura 119 que o sistema Digora apresenta o menor nível de ruído, seguido pelo sistema Denoptix e os sistemas CDR e SAR.



**Figura 119** – Comparação entre a densidade espectral de ruído dos sistemas avaliados para 387 $\mu$ Gy.

### 5.2.3 – Resolução

Inicialmente, foi avaliada a resolução (em pl/mm) pela observação direta do perfil de níveis de cinza do *phantom* de barras, apresentado na Figura 121. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 13, comparativamente às respectivas frequências de Nyquist e às resoluções fornecidas pelos fabricantes dos sistemas.

**Tabela 13** – Comparação entre as resoluções dos sistemas avaliados estimadas através do *phantom* de barras.

Sistema	$\Delta x$ ( $\mu\text{m}$ )	$f_{\text{nyquist}}$ (ciclos/mm)	Resolução (pl/mm)	Resolução (fabricante)
<b>CDR</b>	048	10,42	10	10
<b>SAR</b>	044	11,36	10	10
<b>DIGORA</b>	071	07,04	7	6
<b>DENOPTIX (150 dpi)</b>	170	02,94	< 5	4
<b>DENOPTIX (300 dpi)</b>	085	05,88	7	6
<b>DENOPTIX (600 dpi)</b>	042	11,90	9	9

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 em 300 dpi. A estimativa realizada neste caso se situa acima da frequência de Nyquist, o que vai contra a teoria de sistemas lineares.

Deve-se lembrar que o critério de resolução pela avaliação direta de pares de linhas é função do ruído (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981; HAUSS, 1985; WORKMAN & BRETTLE, 1997). No caso em que houve discrepância, a imagem analisada era bastante ruidosa. Pode-se concluir que o ruído aleatório presente no par de linha de 7 ciclos/mm foi confundido pelo sistema por detecção do par de linha. Observe que, embora haja detecção em 7 ciclos/mm, não ocorre resposta em 6 ciclos/mm. Isto indica que o comportamento com 7 ciclos/mm pode ser decorrente de sub-amostragem (*aliasing*) de ruído de alta frequência.

Este resultado indica que a interpretação do *phantom* de barras pode induzir resultados discrepantes em condições de ruído intenso. Observa-se, ainda, que a medida da resolução do sistema Denoptix em 150 dpi através da interpretação do *phantom* de barras não foi determinada precisamente porque a frequência mínima do *phantom* de barras é de 5 ciclos/mm. Desta observação se obtém outro resultado importante. É preciso confeccionar um padrão de barras para a análise de cada frequência específica, pois a sua estimativa é realizada de forma discreta.

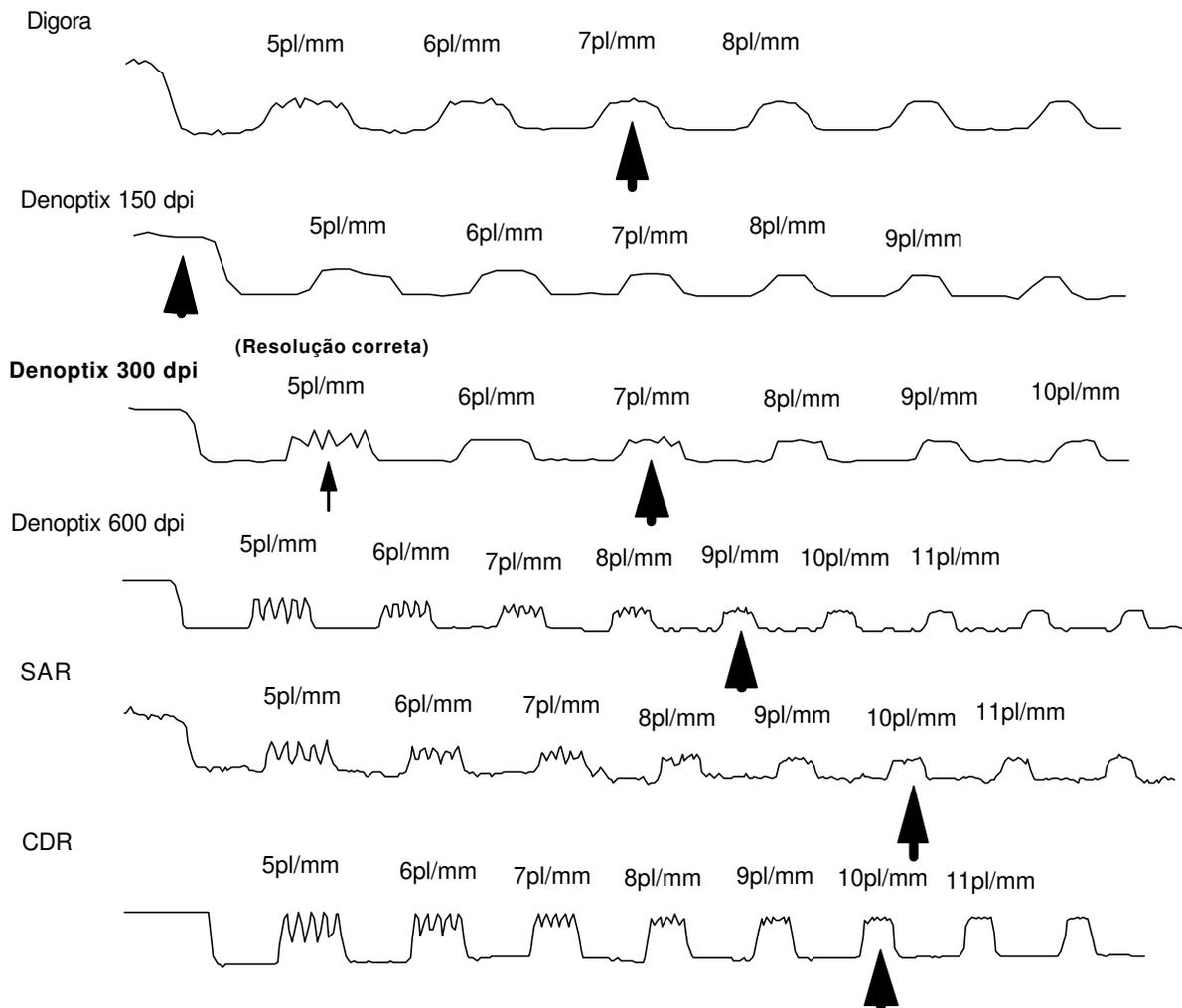


Figura 120 – Comparação entre as resoluções pela análise do *phantom* de barras

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 sensores. Desta forma foi possível calcular o astigmatismo da MTF(v) dos sistemas avaliados (Tabela 14).

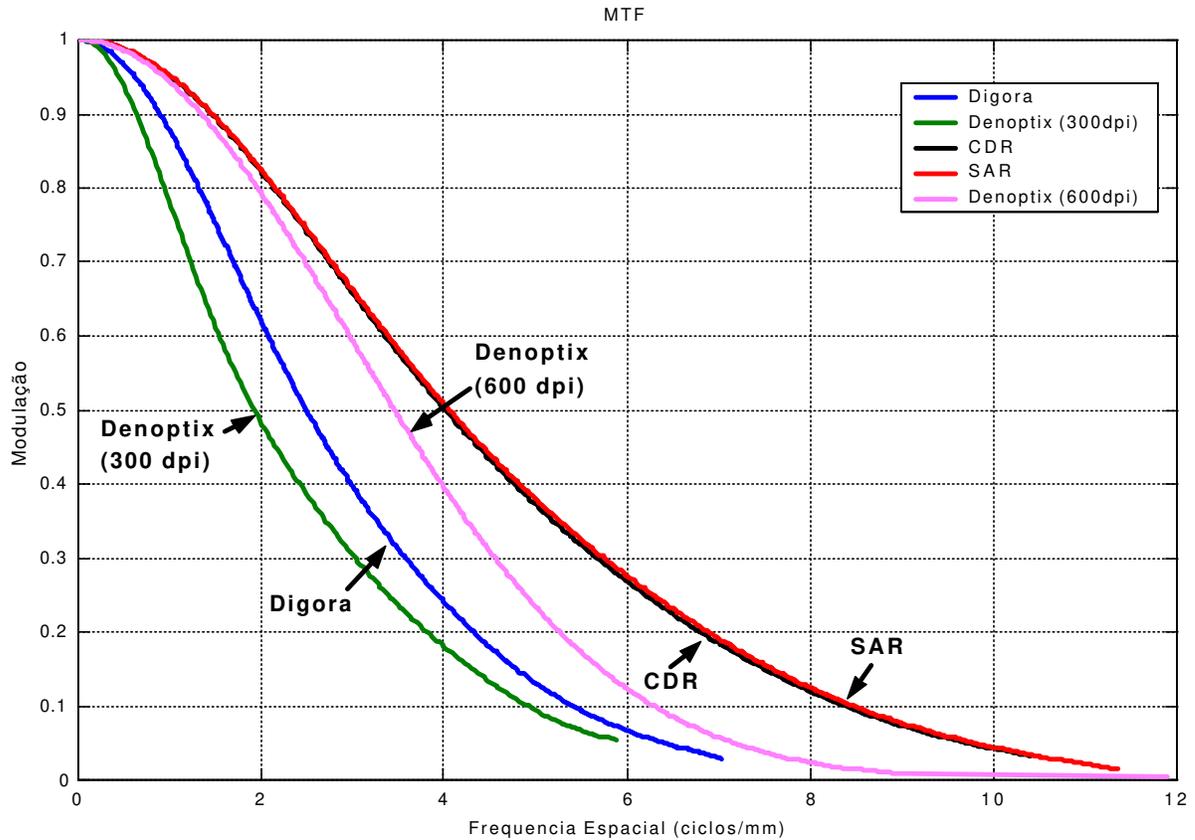
**Tabela 14** – Astigmatismo da MTF(v) dos sistemas avaliados.

Dose	SAR 2000	CDR	Digora	Denoptix (300dpi)
$\alpha$	1,0391	1,0457	1,0866	1,0905

Embora a resolução se apresentasse, via de regra, um pouco maior na horizontal que na vertical, não foram verificadas diferenças significativas, indicando que os sistemas avaliados são isotrópicos quanto à geração da imagem. BRETTLE *et al.* (1996) referem que a MTF(v) do sistema Digora é virtualmente idêntica nas direções paralela e perpendicular à direção do comprimento da placa de fósforo. Os mesmos autores afirmam que a resolução em sistemas de armazenamento de fósforo é determinada, em grande parte, pelo espalhamento do laser de estimulação no interior da placa.

O resultado da análise da MTF(v) é apresentado na Figura 121. Em todo o espaço de frequência, os sistemas baseados em CCD apresentaram resoluções compatíveis, e superiores aos sistemas baseados em PSPL. Dentre os sistemas baseados em placas de armazenamento de fósforo, o sistema Digora apresentou maior resolução que o sistema Denoptix em 300 dpi e menor que o sistema Denoptix em 600 dpi.

A Tabela 15 ilustra a estimativa da resolução espacial através da largura meia altura (FWHM) da LSF. Percebe-se que as resoluções dadas por este método são compatíveis com os dados fornecidos pelos fabricantes e sempre inferiores à frequência de Nyquist. Também é apresentada a frequência de corte da MTF(v) para todos os sistemas. Conclui-se que a avaliação da resolução espacial através da FWHM é mais robusta por ser menos sensível ao ruído.



**Figura 121** – Comparação entre as função de transferência dos sistemas avaliados.

**Tabela 15** – Comparação entre as resoluções dos sistemas avaliados estimada através do *phantom* de barras.

Sistema	$f_{nyquist}$ (ciclos/mm)	FWHM (mm)	Resolução (ciclos/mm)	Resolução (fabricante)	$f_{corte}$ (ciclos/mm)
CDR	10,42	0,0960	10,42	10	4,06
Sens-A-Ray	11,36	0,0960	10,41	10	4,01
Digora	07,04	0,1412	07,08	6	2,49
Denoptix (300 dpi)	05,88	0,1862	05,37	6	1,93
Denoptix (600 dpi)	11,90	0,1682	08,56	9	3,52

Os resultados mostram que os sistemas CDR e SAR apresentam aproximadamente a mesma resolução, apesar do sistema SAR possuir um *pixel* menor. Também é observado que os sistemas CCD têm resolução superior ao sistema Denoptix em 600 dpi, mesmo possuindo *pixels* maiores.

Nos sistemas Digora, Denoptix 300 dpi e SAR a proximidade das resoluções apresentadas pelos sistemas de suas respectivas frequências de Nyquist indicam que o fator limitante da resolução foi a função de transferência de amostragem, determinada pelo tamanho do *pixel*. No caso dos sistemas baseados em CCD, o tamanho do *pixel* é fortemente determinado pelas dimensões dos transistores. Nos sistemas baseados em PSPL, o tamanho do *pixel* é fortemente determinado pela abertura focal do *laser*.

No entanto, os sistemas Denoptix 600 dpi e SAR apresentam resoluções abaixo da frequência de Nyquist, o que indica que outros processos degradativos de formação e detecção da imagem (*ver seção 3.5.1.3*) são predominantes sobre a função de transferência de amostragem. Percebe-se, ainda, que a contribuição de processos não diretamente relacionados às dimensões do *pixel* é muito mais determinante no sistema Denoptix 600 dpi.

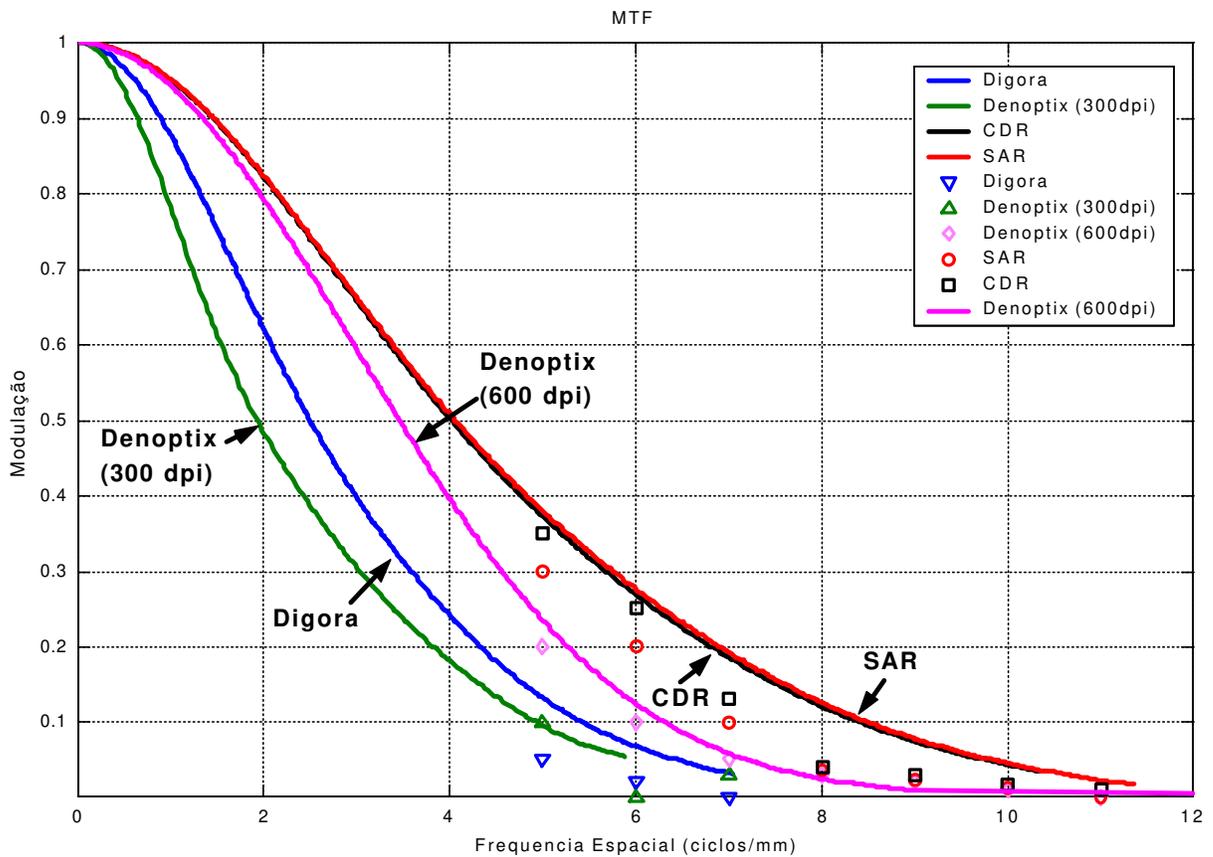
A Figura 122 apresenta uma comparação entre as MTF(v) estimadas pelos métodos da projeção da borda (linhas contínuas) e da modulação de Coltman (marcadores discretos). Mesmo utilizando-se correções para a normalização do ruído de fundo, as estimativas obtidas pelo método da modulação de Coltman apresentam maior divergência em relação aos resultados encontrados na literatura (BRETTLE *et al.*, 1996; STAMATAKIS *et al.*, 1999). Atribui-se este desvio à sensibilidade do *phantom* de barras ao ruído. Desta forma, o método da reconstrução filtrada das projeções da borda se revelou mais eficiente.

Devido ao fato dos sistemas Digora, CDR e SAR disponibilizarem suas imagens em 300 dpi, as comparações com o sistema Denoptix seguiram a mesma especificação. Portanto, deste ponto em diante o sistema Denoptix 300 dpi será referido apenas por Denoptix.

Adicionalmente, a MTF(v) pode ser linearizada pela formulação inicialmente descrita por NICKOLOFF & RILLEY (1985). Para tanto, deve-se assumir a MTF(v) como uma gaussiana:

$$MTF(\mathbf{v}) = e^{-K\mathbf{v}^2} \quad (126)$$

$$\text{Logo: } \sqrt{\text{Ln}\left(\frac{1}{MTF(v)}\right)} = av + b \quad (127)$$



**Figura 122** – Comparação entre as MTF(v) obtidas pelos métodos da borda e da modulação.

A linearização das funções de transferência de modulação dos sistemas avaliados é vista na Figura 123. Note que maior será a resolução do sistema quanto menor for a inclinação da reta, pois  $a=K^{1/2}$ .

Observa-se que os sistemas baseados em CCD apresentam característica de transferência gaussiana ( $R>0,995$ ) enquanto os sistemas baseados em PSPL apresentam um desvio desta característica. No entanto, os sistemas baseados em PSPL também parecem convergir para uma característica gaussiana em frequências superiores a 2,5 ciclos/mm, indicando que sua característica possa ser gaussiana por partes.

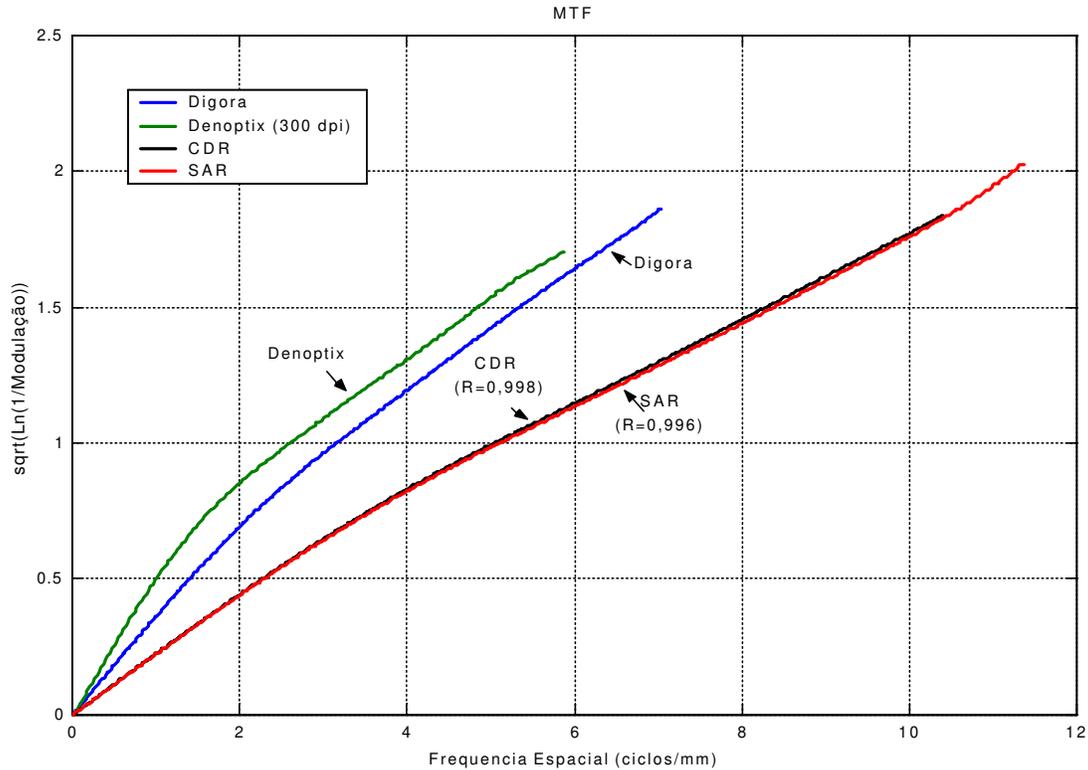


Figura 123 – Comparação entra as funções de transferência linearizadas dos sistemas avaliados.

## 5.2.4 – Parâmetros derivados

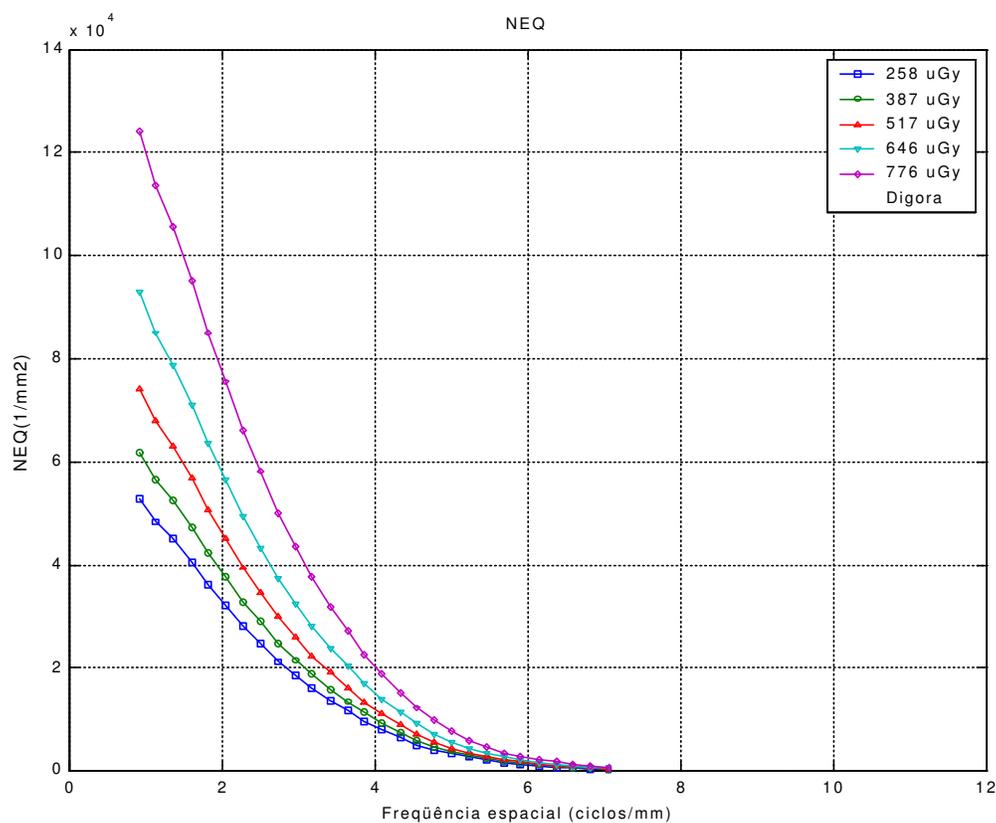
### 5.2.4.1 – Ruído quântico equivalente (NEQ(v))

O ruído quântico equivalente,  $NEQ(v)$ , é determinado diretamente através da Equação (155). Para tanto, é necessária a prévia estimativa dos parâmetros  $\gamma$  (ver seção 5.2.1),  $NPS(v)$  (ver seção 5.2.2) e  $MTF(v)$  (ver seção 5.2.3). As Figuras 124, 125, 126 e 127 apresentam o  $NEQ(v)$  dos sistemas avaliados em função da dose de radiação. Foi observado um aumento do  $NEQ(v)$  em todos os sistemas com o aumento da dose.

Percebe-se uma clara conexão entre a redução do  $NPS(v)$  e aumento do  $NEQ(v)$  para todos os sistemas. Tal observação indica uma predominância do ruído de origem quântica em todos os sistemas.

O sistema Digora apresenta maior NEQ(v) para qualquer dose, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e SAR. Desta forma, o sistema Digora possui maior habilidade para discriminar estruturas de baixo contraste (BRETTE *et al.*, 1996).

A maior faixa de variação do NEQ(v) em função da dose também foi obtida no sistema Digora, o que indica que este sistema é mais sensível ao ruído quântico, ou seja, tem menor contribuição de ruído de outras fontes, tais como ruído eletrônico.



**Figura 124** – NEQ(v) em função da dose no sistema Digora.

No entanto, a relação sinal/ruído quadrática dos sistemas baseados em PSPL é comprometida em altas frequências pelo decaimento da MTF(v). Isto significa que estes sistemas podem perder sua propriedade de detectabilidade de baixo contraste de estruturas finas (alta frequência espacial). O NEQ(v) tende a zero nos sistemas Digora e Denoptix, respectivamente, em 7 e 6 ciclos/mm, contra 11 ciclos/mm para os sistemas baseados em CDD.

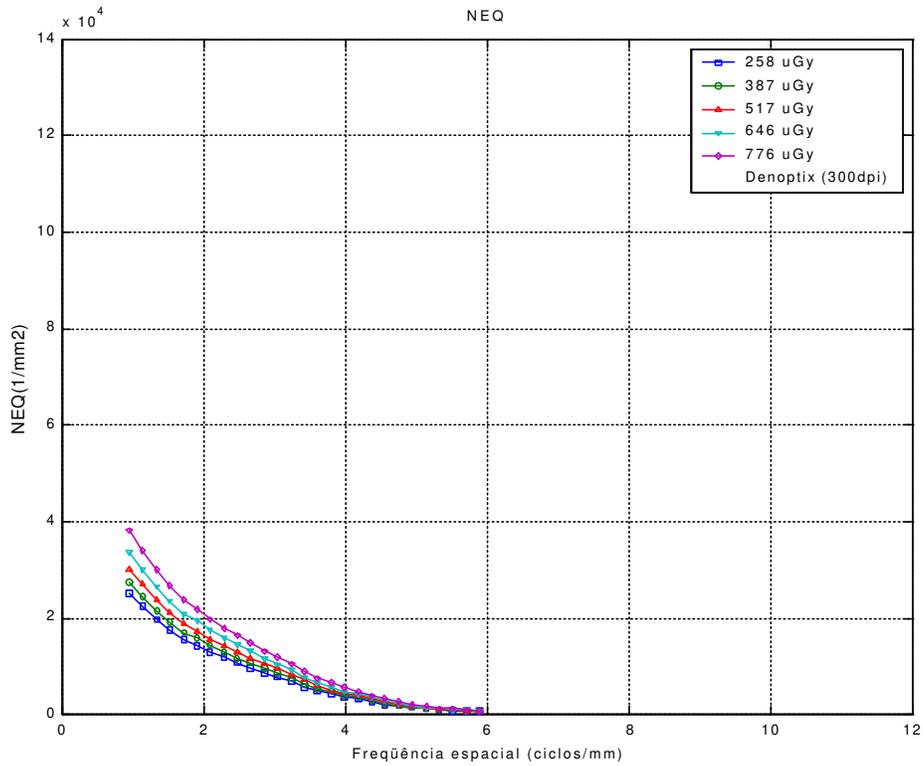


Figura 125 – NEQ(v) em função da dose no sistema Denoptix.

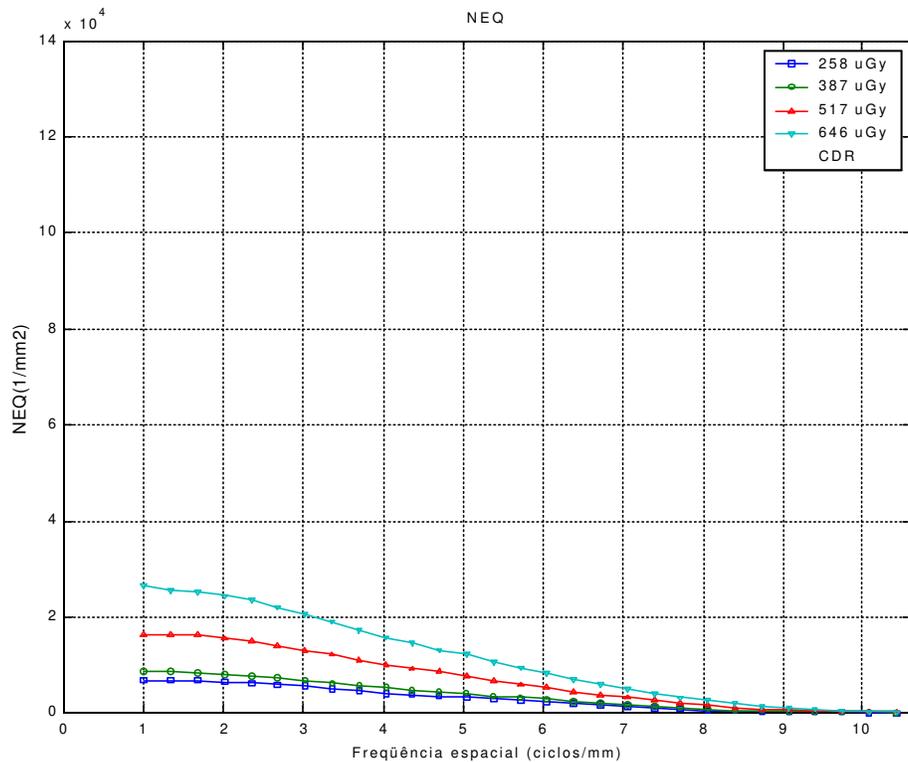


Figura 126 – NEQ(v) em função da dose no sistema CDR.

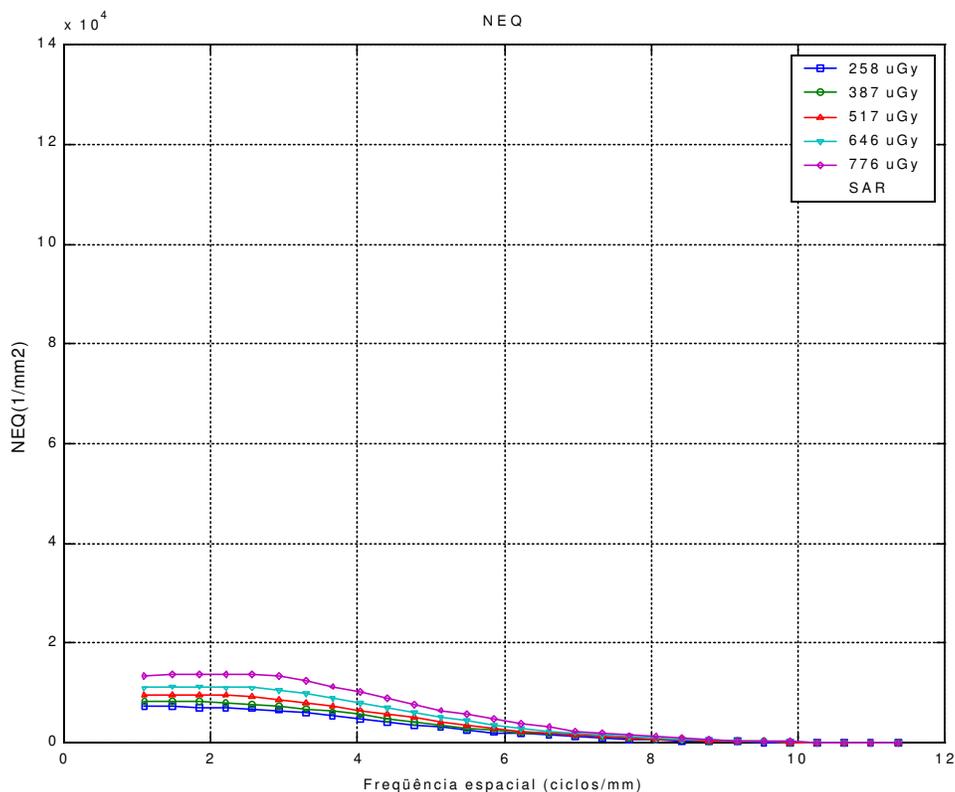


Figura 127 – NEQ(v) em função da dose no sistema SAR.

### 5.2.4.2 – Eficiência na detecção de quanta (DQE(v))

A eficiência na detecção de quanta, DQE(v), é determinada através da Equação (156). Para tanto, é necessária a prévia estimativa dos parâmetros ruído quântico equivalente (NEQ(v)) (ver seção 5.2.4.1) e da fluência de fótons ( $\Phi$ ). A fluência de fótons é determinada diretamente através da dose, utilizando a Equação (120). Os resultados obtidos são vistos na Tabela 16.

Tabela 16 – Relação entre dose e fluência de fótons.

Dose ( $\mu\text{Gy}$ )	$\Phi$ (fótons/ $\text{mm}^2$ )
258	$1,106 \cdot 10^6$
387	$1,660 \cdot 10^6$
517	$2,218 \cdot 10^6$
646	$2,771 \cdot 10^6$
776	$3,329 \cdot 10^6$

As Figuras 128, 129, 130 e 131 apresentam o DQE(v) dos sistemas avaliados em função da dose de radiação. Foi observada uma redução do DQE(v) em todos os sistemas com o aumento da dose.

Percebe-se claramente que o sistema Digora apresenta maior DQE(v) para qualquer dose, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e SAR. Desta forma, o sistema Digora possui a melhor imagem para doses baixas e conseqüentemente a maior habilidade de redução da dose (BRETTLE *et al.*, 1996).

No entanto, a Figura 132 mostra que o sistema Digora apresenta DQE(v) superior em frequências inferiores a 4,7 ciclos/mm. A partir desta frequência, os sistemas CCD apresentam maior eficiência na detecção de quanta, sendo eficientes em frequências de até 10 ciclos/mm. O sistema Denoptix apresenta-se como um intermediário para baixas frequências, tendo eficiência sempre inferior ao sistema Digora, mas superior aos CCD até a frequência de 3,1 ciclos/mm.

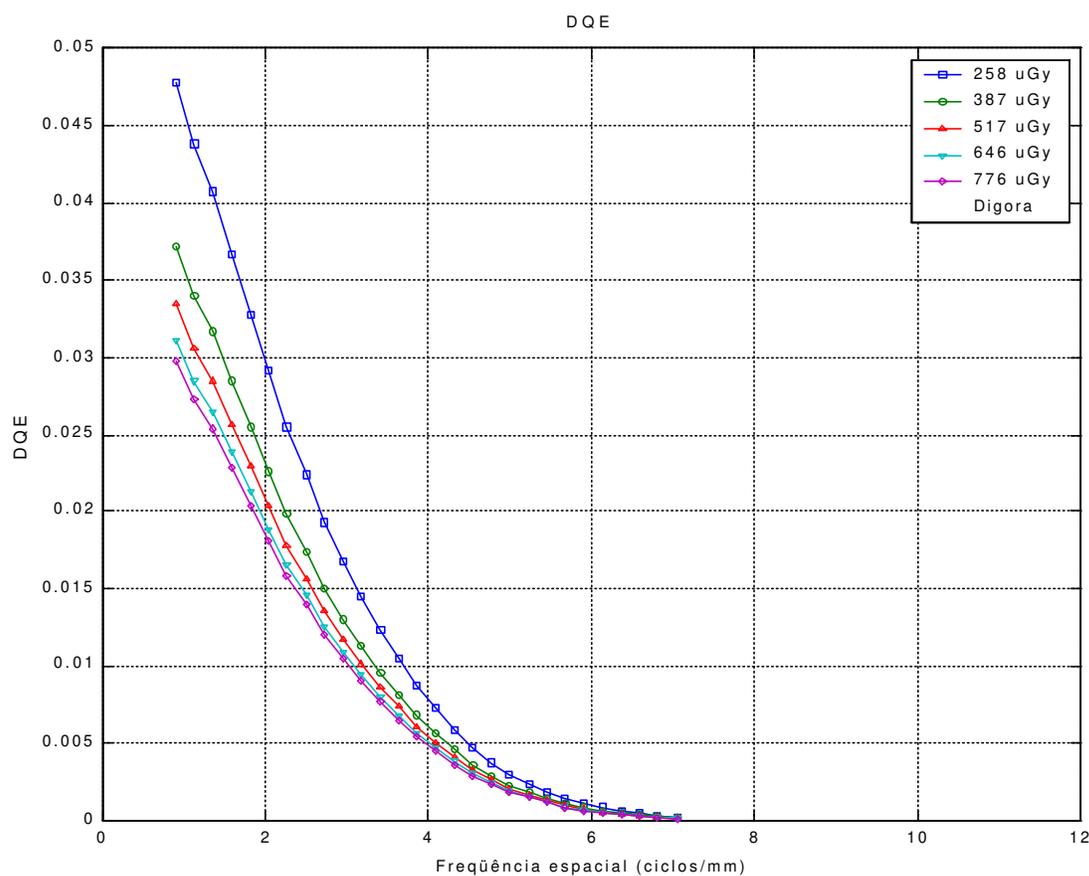


Figura 128 – DQE(v) em função da dose no sistema Digora.

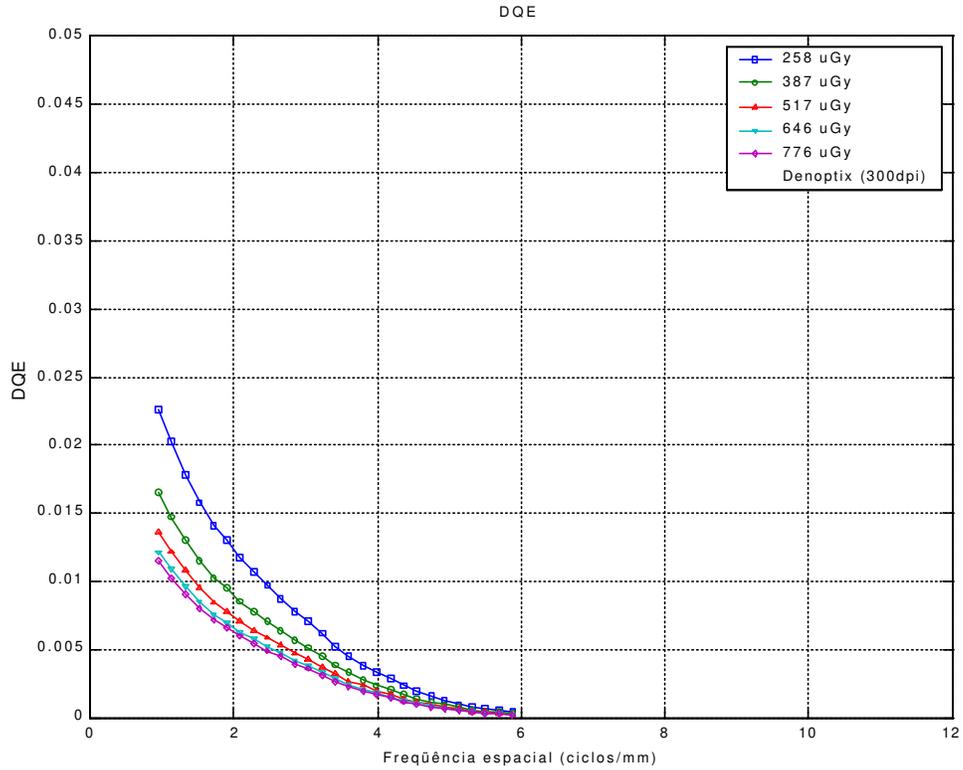


Figura 129 – DQE(v) em função da dose no sistema Denoptix.

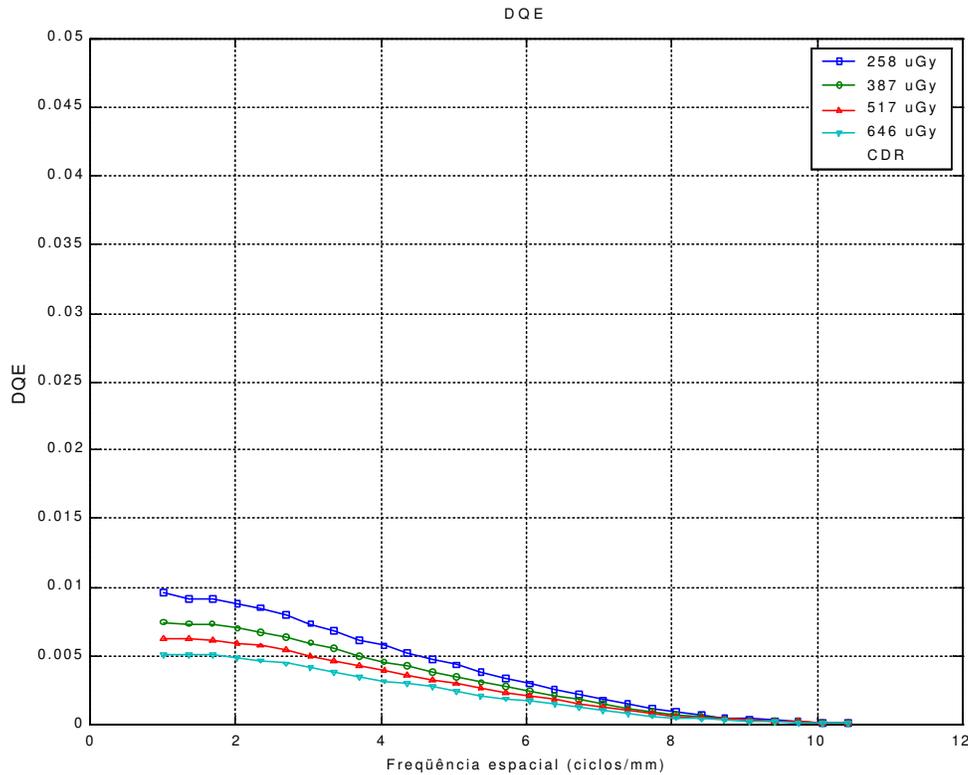
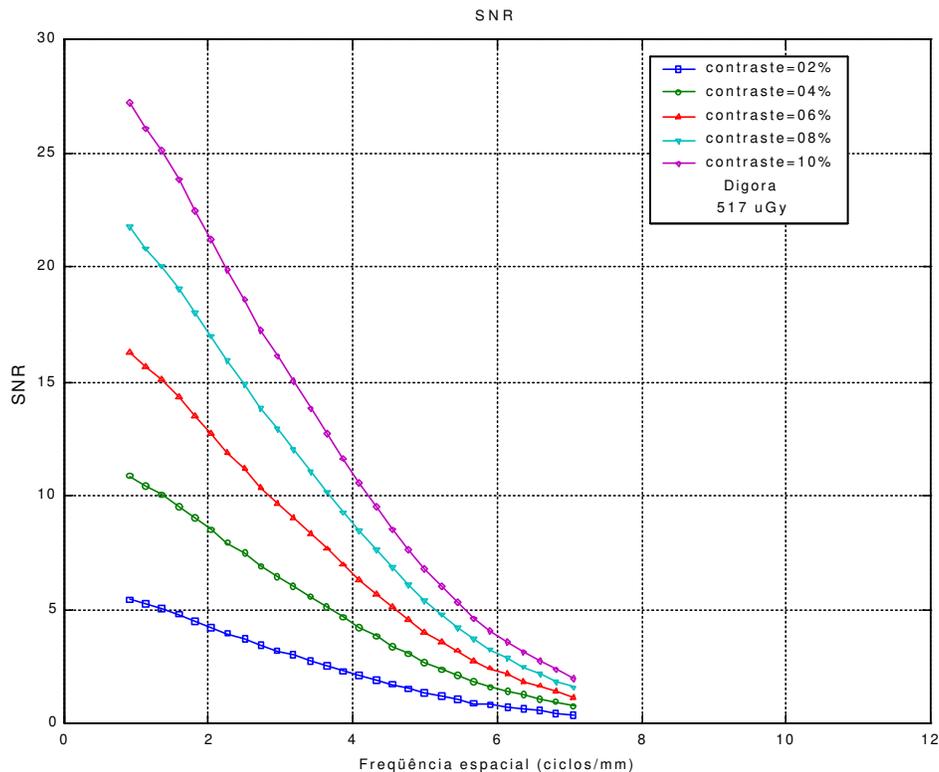


Figura 130 – DQE em função da dose no sistema CDR.



### 5.2.4.3 – Relação sinal/ruído (SNR(v))

A relação sinal/ruído,  $SNR(v)$ , é determinada através da Equação (72). Para tanto, é necessária a prévia estimativa do parâmetro ruído quântico equivalente ( $NEQ(v)$ ) (ver seção 5.2.4.1). As Figuras 133, 134, 135 e 136 apresentam a  $SNR(v)$  dos sistemas avaliados sobre a dose de radiação de  $517 \mu Gy$ , e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio. O sistema Digora possui  $SNR(v)$  superior para qualquer contraste escolhido. Desta forma o sistema Digora apresenta a maior habilidade para discriminar estruturas de baixo contraste. Em seqüência, foram obtidos maiores  $SNR(v)$  nos sistemas Denoptix, CDR e SAR.



**Figura 133** –  $SNR(v)$  para o sistema Digora, com exposição de  $517 \mu Gy$ , e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.

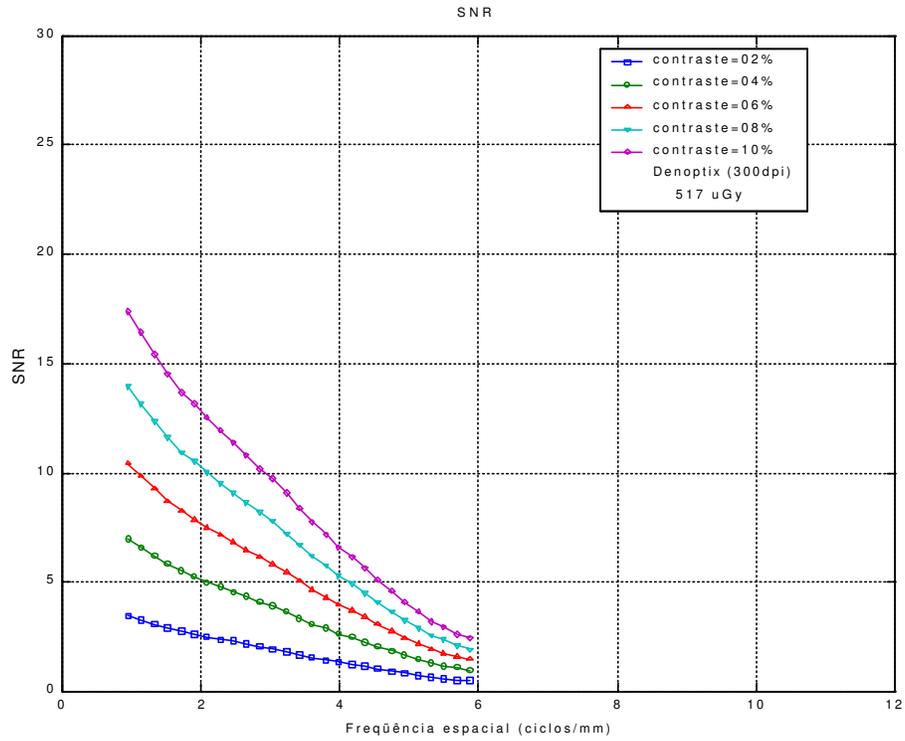


Figura 134 – SNR(v) para o sistema Denoptix, com exposição de 517  $\mu$ Gy e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.

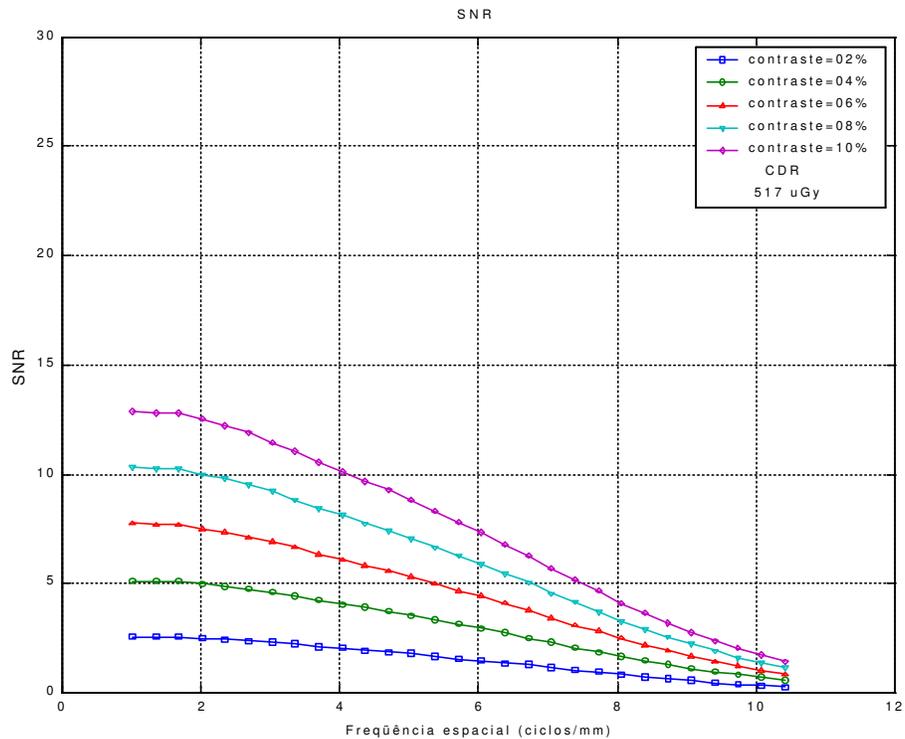
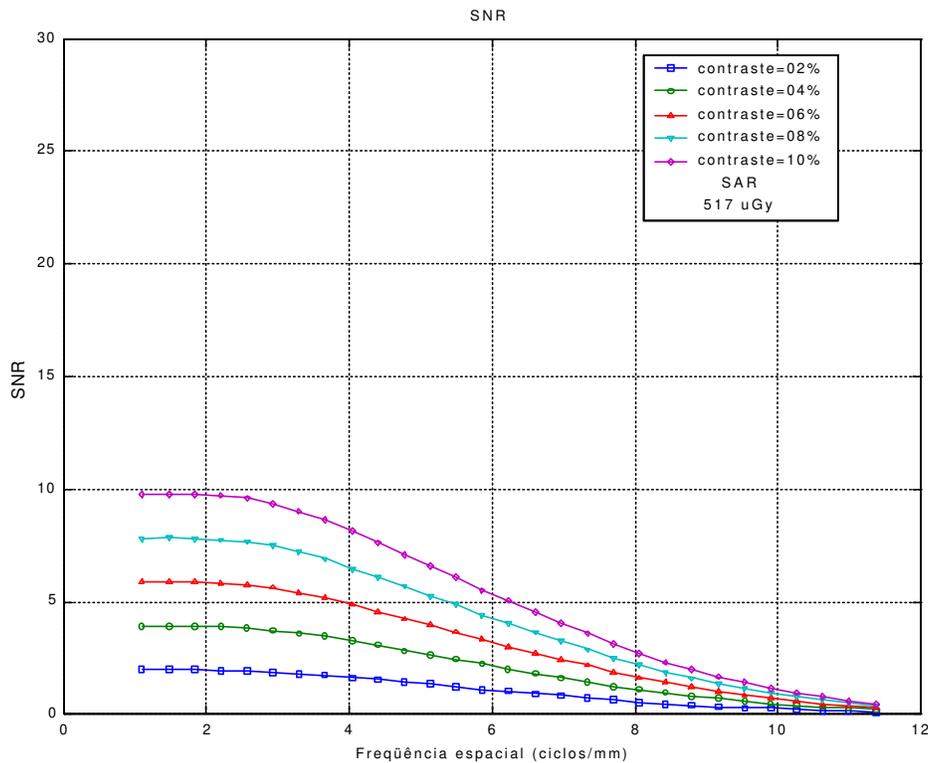


Figura 135 – SNR(v) para o sistema CDR, com exposição de 517  $\mu$ Gy e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.



**Figura 136** – SNR(v) para o sistema SAR, com exposição de 517  $\mu\text{Gy}$  e contraste de 2%, 4%, 6%, 8% e 10% em relação ao sinal médio.

### 5.2.5 – Contraste

O Contraste não constitui um parâmetro físico de imagem bem estabelecido e definido (BARRET & SWINDEL, 1981). Desta forma, a estimativa de diferentes critérios de contraste não é apontada neste trabalho como o principal parâmetro de desempenho na avaliação geral da qualidade de imagem. A título de ilustração e validação do pacote computacional, foram analisados os parâmetros de contraste das imagens de três objetos clínicos, adquiridas pelos sistemas Digora e Denoptix (sistemas de melhor desempenho na avaliação geral de qualidade), em condições equivalentes de exposição para a dose de 560  $\mu\text{Gy}$ . Os objetos clínicos (imagens do sistema Denoptix) e suas respectivas segmentações são apresentados nas Figuras 137, 138 e 139. Os parâmetros de contraste relativos aos mesmos objetos são relacionados nas Tabelas 17,18 e 19.

• Objeto Clínico 1

Tabela 17 – Comparação entre o contraste da imagem do objeto clínico 01, adquirida nos sistemas Denoptix e Digora.

Sistema	c	C <sub>fundo</sub>	C <sub>histo</sub>	CNR
Denoptix	01,27 %	10,25 %	53,76 %	37,56 (15,74 dB)
Digora	01,13 %	04,26 %	46,01 %	22,41 (13,50 dB)

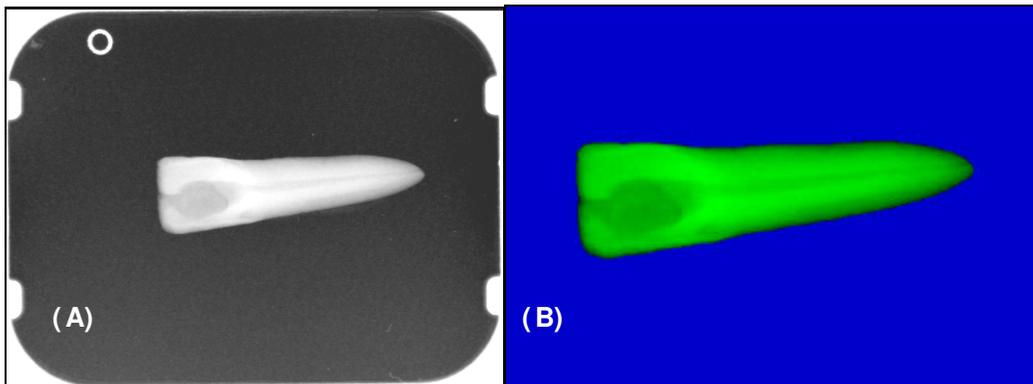


Figura 137 – (A) Imagem de objeto clínico 01 (B) e sua segmentação (dentes em verde e fundo em azul).

• Objeto Clínico 2

Tabela 18 – Comparação entre o contraste da imagem do objeto clínico 02, adquirida nos sistemas Denoptix e Digora.

Sistema	c	C <sub>fundo</sub>	C <sub>histo</sub>	CNR
Denoptix	01,30 %	06,19 %	60,47 %	30,97 (14,91 dB)
Digora	01,07 %	03,17 %	51,79 %	20,51 (13,11 dB)

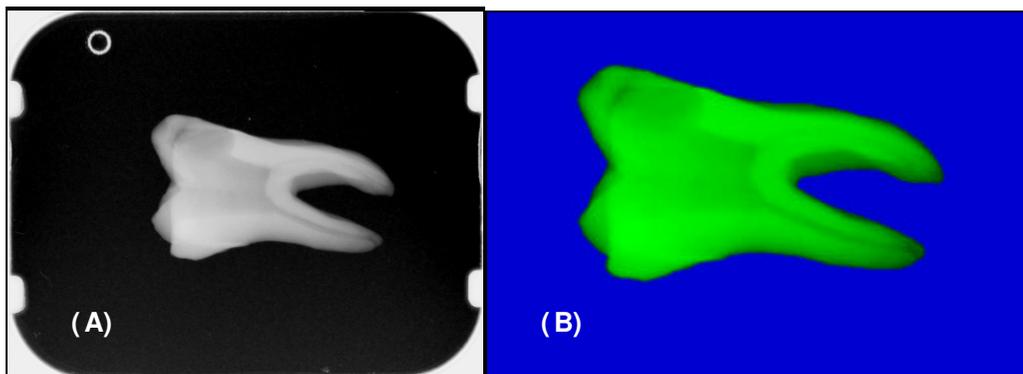
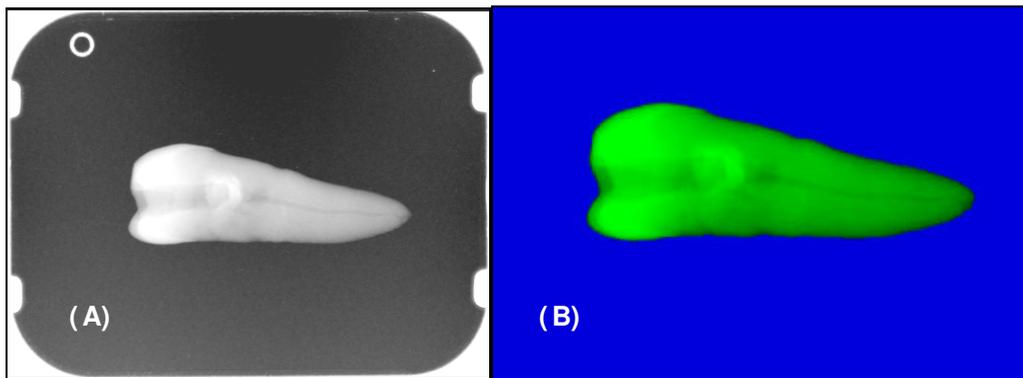


Figura 138 – (A) Imagem de objeto clínico 02 (B) e sua segmentação (dentes em verde e fundo em azul).

• Objeto Clínico 3

**Tabela 19** – Comparação entre o contraste da imagem do objeto clínico 03, adquirida nos sistemas Denoptix e Digora.

Sistema	c	$C_{\text{fundo}}$	$C_{\text{histo}}$	CNR
Denoptix	01,33 %	05,66 %	53,07 %	27,73 (14,43 dB)
Digora	01,19 %	03,23 %	46,25 %	19,57 (12,91 dB)



**Figura 139** – (A) Imagem de objeto clínico 03 (B) e sua segmentação (dentes em verde e fundo em azul).

Percebe-se que o sistema Denoptix aparenta possuir maior contraste em todos os objetos clínicos avaliados. No entanto, não se pode considerar estes objetos como representativos de toda a situação clínica. Percebe-se ainda que o contraste é dependente do objeto em estudo e não sendo somente função do sistema de imagem.

### 5.3 – Aplicações do sistema desenvolvido

De forma suplementar ao trabalho realizado, foram desenvolvidos estudos para quantificar influências de radiações ambientais e de condições de operação sobre sistemas de imagem baseados na tecnologia de PSPL. O enfoque utilizado para estimar a degradação da imagem por influências ambientais ou por manipulação das placas foi medir variações na densidade espectral de ruído da imagem de sistemas submetidos a condições específicas. Este exemplo de aplicação do sistema

desenvolvido ilustra a sua utilidade no aprimoramento de rotinas de controle de qualidade, uma vez que, pela restrição das condições de degradação, pode-se proporcionar uma melhora geral da performance do sistema. Foram realizadas cerca de 2.500 imagens uniformes para a realização destes trabalhos.

### **5.3.1 – Análise da influência das condições ambientais sobre a degradação da imagem.**

Neste experimento (COSTA *et al.*, 2001), mediram-se as influências da luz ambiente e da radiação de monitores de vídeo no acréscimo de ruído dos sistemas Digora (Soredex Orion Corporation, Helsinki, Finlândia) e Denoptix (CEDH Gendex Dental System, Milão, Itália). Placas de ambos os sistemas foram expostas ao *phantom* de uniformidade utilizando a unidade GE 100 (General Electric Company, Milwaukee, WI), operando em 60KV<sub>p</sub>, 10 mA, 32 cm FRD e tempo de exposição de 0,3 s, resultando em uma dose primária de 840 µGy. Nestas condições, a dose secundária à região de interesse do *phantom* de uniformidade é de 387 µGy. O sistema Digora foi previamente calibrado para a dose primária de 840 µGy.

As imagens resultantes foram utilizadas na estimativa de NPS(v) através do módulo de uniformidade. Antes de serem reveladas, as placas de PSPL foram expostas a fontes de radiação eletromagnética encontradas no ambiente clínico. Inicialmente, foi comparada a revelação das placas em ambientes “iluminados” e em ambientes “escuras”. Na segunda parte deste experimento, foram comparadas placas após serem posicionadas a 10 cm de distância da tela (Figura 140) e das laterais (Figura 141) de um monitor de vídeo de 17 polegadas, por 5, 10, 15, 20, 25 e 30 minutos. As placas foram protegidas contra a luz por um invólucro plástico (Figura 142).

A estimativa da NPS foi realizada a partir de 30 imagens para cada situação com sobreposição e máscaras de Hanning. Na primeira parte do experimento, a análise revelou um aumento da energia espectral do ruído no processamento das placas do sistema Denoptix processadas em ambientes

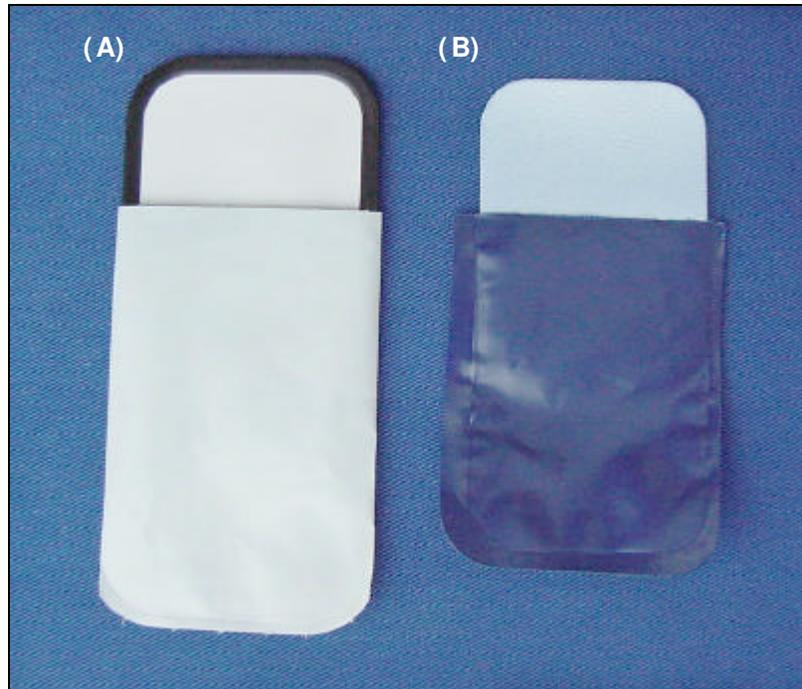
“iluminados” em relação a placas processadas em ambientes “escuros”. A mesma degradação não foi detectada no sistema Digora (Figura 143).



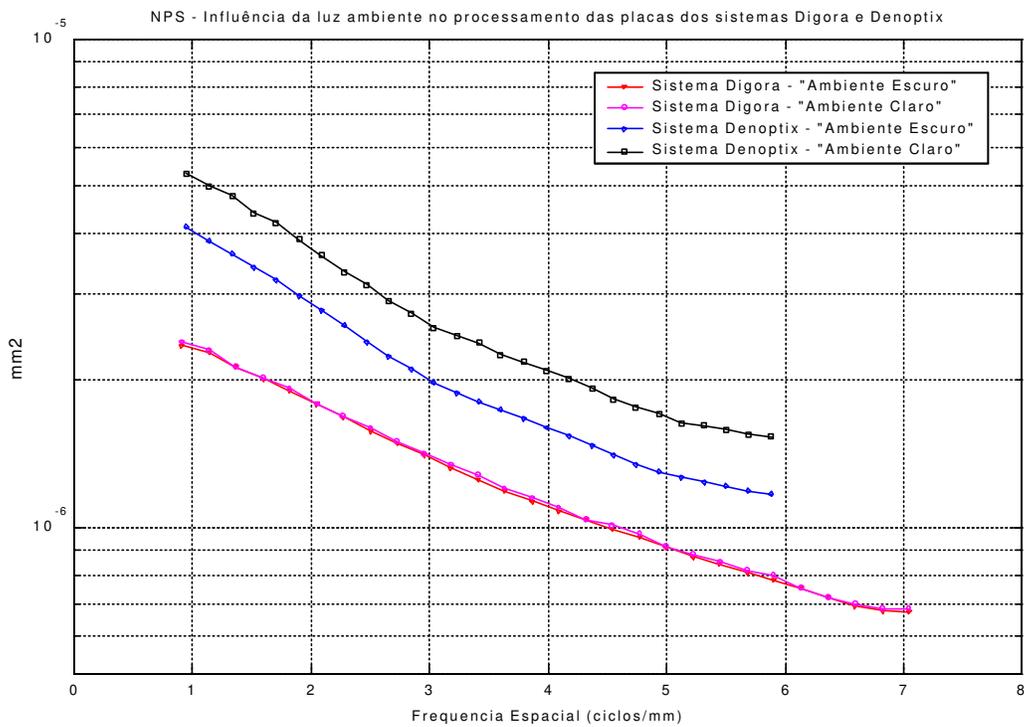
Figura 140 – Exposição das placas de armazenamento a 10 cm da tela de um monitor de 17”.



Figura 141 – Exposição das placas de armazenamento a 10 cm da lateral de um monitor de 17”.



**Figura 142** – Placas de armazenamento dos sistemas (A) Digora e (B) Denoptix, com seus respectivos invólucros plásticos.



**Figura 143** – Densidade Espectral de Ruído (NPS) dos sistemas Digora e Denoptix com placas processadas imediatamente após a exposição, em ambientes “claro” e “escuro”.

As placas de armazenamento de fósforo de ambos os sistemas são sensíveis à luz. A diferença foi atribuída à forma de utilização das leitoras a *laser* dos sistemas. Os invólucros plásticos do sistema Digora somente são removidos quando as placas são posicionadas internamente à leitora a *laser*, de forma que a exposição da placa de PSPL à luz é muito reduzida.

A leitora a *laser* do sistema Denoptix demanda que sejam retirados os invólucros plásticos das placas para que possam ser posicionadas, uma a uma, em um tambor rotativo (carrossel). O tambor rotativo comporta até 29 placas. Desta forma, a quantidade de luz exposta as placas do sistema Denoptix não pode ser desprezada. Portanto recomenda-se o uso deste sistema em ambientes pouco iluminados.

Na segunda parte do experimento, a análise revelou um aumento da energia espectral do ruído após posicionamento das placas nas proximidades do monitor de vídeo. Esta degradação foi atribuída à radiação emitida pelo CRT do monitor. A degradação se revelou mais intensa no sistema Denoptix (Figura 144).

Foi verificada uma maior degradação das placas posicionadas nas laterais do um monitor em relação às placas posicionadas na tela (Figura 144). O superior incremento do ruído nas laterais do monitor de vídeo foi atribuído a uma emissão de radiação mais intensa nesta direção, pois modernos monitores de vídeo dispõem de sistemas de proteção contra radiação nas telas.

### 5.3.2 – Estimativa do tempo de apagamento

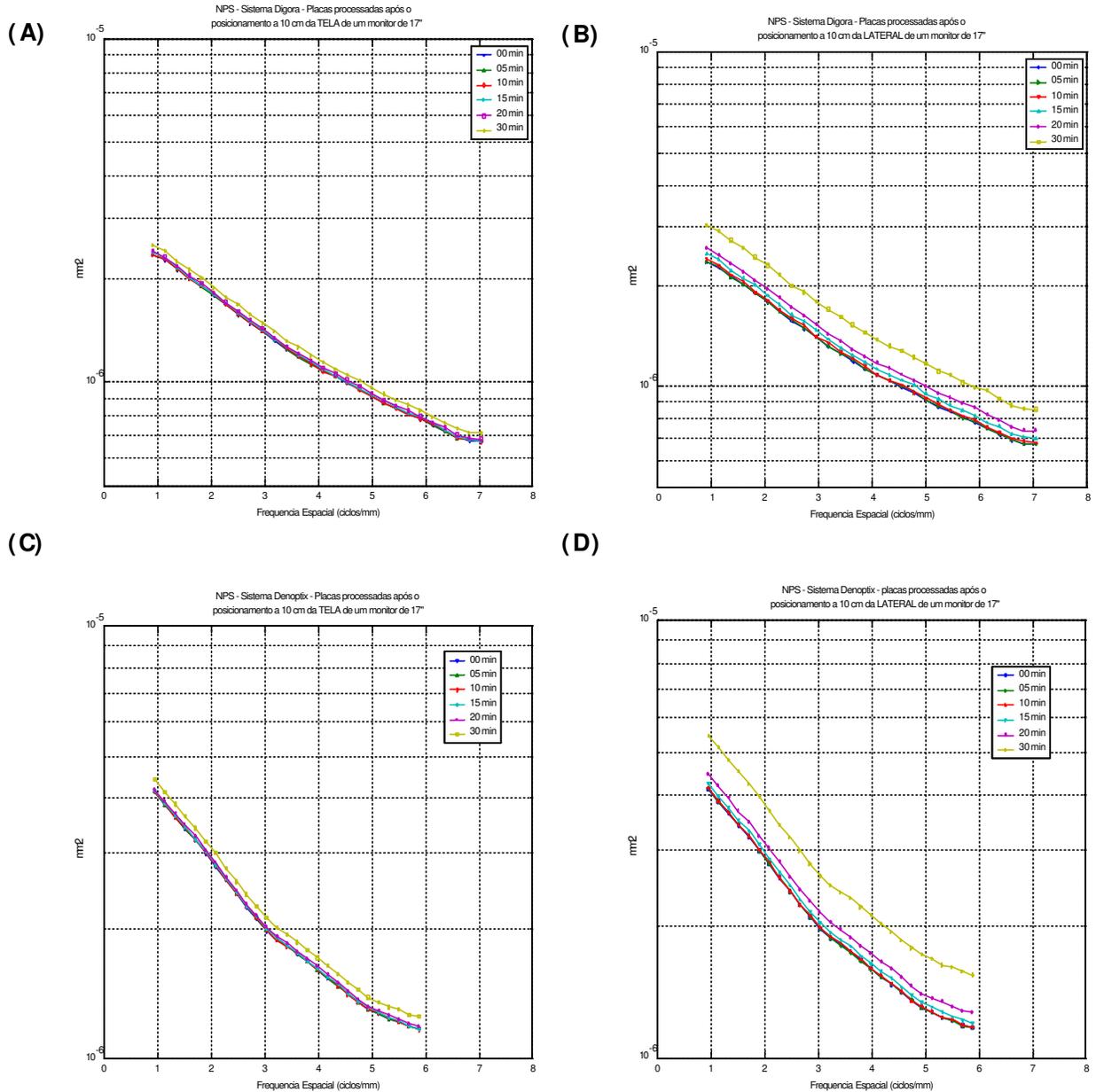
As placas de PSPL do sistema Digora (Soredex Orion Corporation, Helsinki, Finlândia) são automaticamente “apagadas” de resíduos da imagem latente, através de uma luz halogênia de brilho intenso, pela leitora à laser após o seu processamento. No sistema Denoptix (CEDH Gendex Dental System, Milão, Itália), este processo deve ser realizado manualmente pela exposição das placas de

PSPL à luz de um negatoscópio. O fabricante do sistema Denoptix recomenda, em seu mais recente modelo, um tempo de 2 minutos de exposição a um negatoscópio comum. No entanto, a redução do tempo de apagamento pode aumentar a rotatividade das placas.

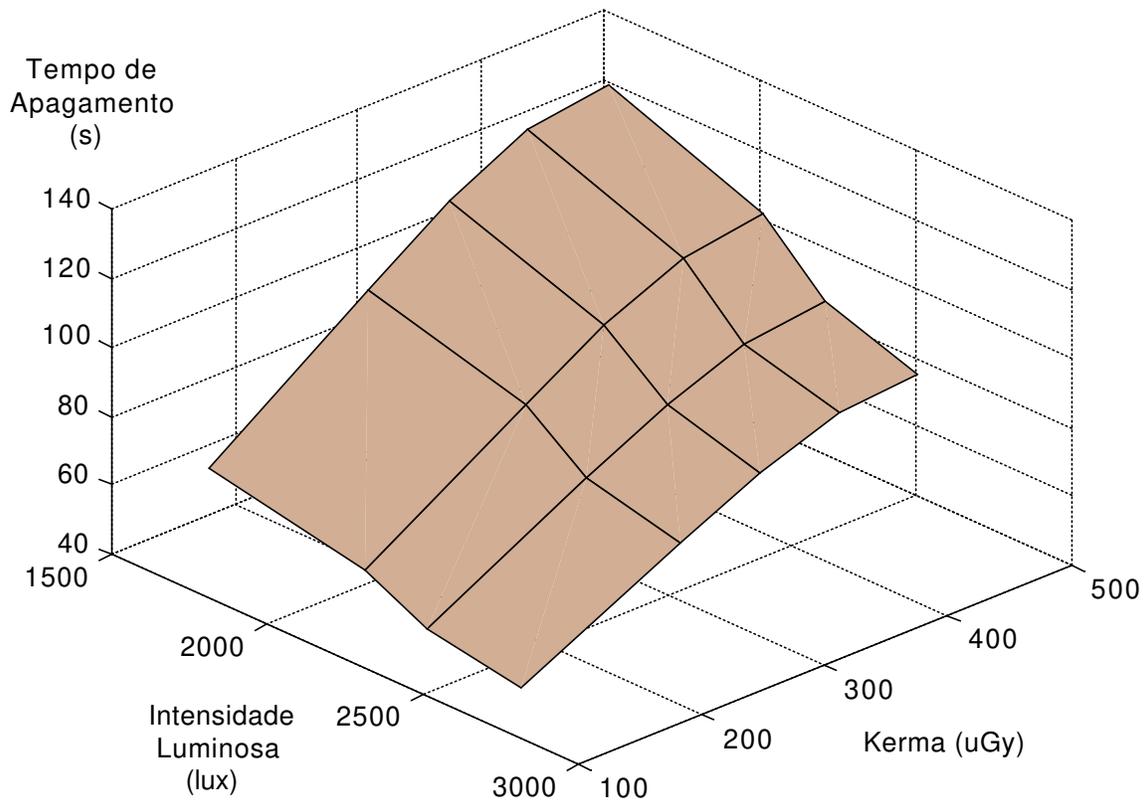
Em estudo de ALBUQUERQUE *et al.* (2001) foi realizada a exposição das placas de PSPL do sistema Denoptix, intermediados pelo *phantom* de uniformidade, a um campo de radiação uniforme de 280  $\mu\text{Gy}$ , 560  $\mu\text{Gy}$ , 700  $\mu\text{Gy}$ , 840  $\mu\text{Gy}$  e 980  $\mu\text{Gy}$  utilizando a unidade GE 100 (General Electric Company, Milwaukee, WI), operando em 60KV<sub>p</sub>, 10 mA, 32 cm FRD. Depois de expostas aos raios-X, as placas foram posicionadas em quatro negatoscópios de intensidades luminosas de 1700, 2200, 2400 e 2700 lux (275, 316, 474 e 502 mW/cm<sup>2</sup>). O tempo de apagamento foi definido como o menor tempo em que a placa, exposta aos raios-X, deve ser posicionada, em determinado negatoscópio, tal que o sistema Denoptix não seja mais capaz de processar a placa, considerando-a apagada.

Através deste procedimento foi verificado que o tempo de apagamento das placas de PSPL do sistema Denoptix obedece a uma relação logarítmica com a intensidade do negatoscópio e linear com a dose inicial de radiação. A característica geral do tempo de apagamento das placas do sistema Denoptix é apresentada na Figura 145.

Observou-se que seria possível reduzir o tempo de apagamento para 90 segundos com a utilização de negatoscópio de 2700 lux (redução de 25 %). Adicionalmente, foi analisado o processo de redução da intensidade do sinal nas placas em tempos inferiores ao apagamento, e concluiu-se que o processo de apagamento das placas pela luz do negatoscópio era determinado por uma distribuição de Poisson. Com base nesta análise, foram propostos tempos de apagamento parcial, onde se admitia a presença de ruído residual clinicamente aceitável.



**Figura 144** – Densidade Espectral de Ruído (NPS) com placas processadas após a exposição durante 5, 10, 15, 20 e 30 min a 10 cm de um monitor de 17", nos sistemas (A) Digora (frente do monitor), (B) Digora (lateral do monitor), (C) Denoptix (frente do monitor) e (D) Denoptix (lateral do monitor).



**Figura 145** – Tempos de apagamento das placas do sistema Denoptix em função da dose e da intensidade luminosa do negatoscópio.



## Capítulo 06 – Discussão

---

A avaliação de qualidade de imagem na presente pesquisa foi baseada na estimativa automática da detecção efetiva de quanta ( $DQE(v)$ ). Como comentado na seção 3.5, o ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) recomenda a descrição da curva sensitométrica, das propriedades de resolução espacial e das propriedades de ruído para a especificação técnica de um sistema de imagem. Todos estes parâmetros foram avaliados separadamente neste estudo. No entanto, o  $DQE(v)$  apresenta uma combinação destas características normalizada em função da dose.

Por conseguinte, a literatura converge em apontar o  $DQE(v)$  como o melhor parâmetro físico de qualidade independente do objeto em estudo, sendo o “padrão ouro” para comparação de sistemas de imagem radiográficos.

Impulsionada pelos recentes avanços e latente maturação da tecnologia de detectores digitais de radiação (XINHUA *et al.*, 2000; KNÜPFER *et al.*, 1999), cresce a necessidade de avaliar e comparar sistemas e tecnologias concorrentes. Este esforço de desenvolvimento aparentemente não foi acompanhado pela disponibilização de pacotes de avaliação. Cada autor desenvolve seus próprios algoritmos e métodos de estimativa do  $DQE(v)$ , 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 a avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade em sistemas radiográficos digitais baseados em PSPL. O sistema desenvolvido (*toolkit*) consiste em um *phantom* e um pacote computacional. O pacote proposto por WANG *et al.* (2001) se resume à estimativa de parâmetros de primeira ordem, como resolução espacial (em pl/mm), resposta à dose, uniformidade e nível de ruído (dado diretamente pelo desvio padrão de

uma ROI uniforme). O sistema descrito não era capaz de avaliar automaticamente a curva sensitométrica, fator gama, ou quaisquer parâmetros de segunda ordem.

Na literatura revista, não foi encontrada a descrição de um sistema de avaliação automática com a abrangência do sistema proposto neste estudo: capaz de estimar o DQE(v) e analisar contraste. As doses e a qualidade do feixe foram selecionadas dentro da faixa de trabalho utilizadas em situações da prática clínica (BRETTLE *et al.*, 1996).

Em julho de 2000 foi criado, na reunião IEC/SC62B da *International Electrotechnical Commission*, um grupo de trabalho (*work group* 33) com o objetivo de desenvolver, pela primeira vez, uma norma IEC especificamente para a estimativa do DQE(v) em sistemas de radiologia digital. A medida da MTF(v) foi sugerida pelo método da resposta à borda e da NPS(v) pelo método da subtração. As qualidades e doses padrões ainda não foram definidas. No entanto, esta norma não deverá englobar os sistemas digitais dinâmicos (fluoroscópicos), mamográficos e odontológicos, que deverão ser avaliados por normas específicas, a serem desenvolvidas posteriormente (HOESCHEN, 2001).

KAWASHITA & ISHIDA (2001) desenvolveram um pacote computacional e um *phantom* para a estimativa automática da MTF(v) em sistemas de radiologia digital pelo método da resposta à borda. O algoritmo implementado utilizou o método da projeção da borda, aumentando a resolução da estimativa (XINHUA *et al.*, 2000). A estimativa da inclinação do *phantom* foi determinada a partir da segmentação da borda por métodos derivativos. Citando KAWASHITA & ISHIDA (2001): “O método automático é de fácil uso e preciso o suficiente para a avaliação quantitativa das propriedades de resolução de sistemas de radiologia digital”.

No entanto, a filtragem da ESF reconstituída se revela determinante nesta técnica. A falta de padronização no projeto de filtros com este fim dificulta a avaliação da performance do algoritmo. A validação proposta por KAWASHITA & ISHIDA (2001) consiste em comparar os resultados obtidos por outros métodos.

Sobre esta visão, a validação proposta neste estudo foi enfocada nas seguintes tarefas:

- Análise de imagens simuladas, com características conhecidas;
- Comparação dos resultados avaliados por métodos alternativos;
- Análise de um sistema amplamente descrito na literatura (Digora) e comparação dos resultados.

## 6.1 – Curva Sensitométrica

---

Através da análise de imagens simuladas, observou-se que o algoritmo implementado é pouco sensível ao ruído da imagem, pois em todos os casos as curvas sensitométricas foram reconstituídas com linearidade ( $R > 0,999$ ).

Em nosso estudo, a análise das curvas sensitométricas revelou que todos os sistemas eram lineares, em escala logarítmica, dentro da faixa de dose em estudo ( $R > 0,995$ ). Desta forma, implica-se ainda a causalidade dos sistemas. STAMATAKIS *et al.* (1999) promoveram um estudo sobre a curva sensitométrica do sistema DIGORA independentemente da calibração de dose máxima utilizada. Através de protocolo próprio, os investigadores concluíram que a resposta do DIGORA é linear independentemente de seus ajustes. Desta forma, o presente estudo concorda com o trabalho de STAMATAKIS *et al.* (1999) para o sistema Digora.

Segundo HILDEBOLT *et al.* (2000) os sistemas de armazenamento de fósforo apresentam respostas lineares em uma faixa de 0 a 10.000  $\mu\text{Gy}$ . Os mesmos autores referem que baixas doses, da ordem de 0,005 mR (0,004  $\mu\text{Gy}$ ) podem ser detectadas em sistemas baseados em PSPL. A *Fuji Photo Film Company* demonstrou que suas placas de armazenamento de fósforo possuem sensibilização linear em uma faixa de variação de 4 ordens de grandeza de exposição (10.000:1). Para fins de comparação, os filmes radiográficos convencionais apresentam propriedades lineares em apenas duas

ordens de grandeza (100:1). Percebe-se que os sistemas de armazenamento de fósforo possuem uma larga faixa de trabalho. A banda de radiação em que o sistema de imagem não apresenta saturação é referida na literatura clínica como escala dinâmica.

OLIVEIRA (1999) desenvolveu um estudo avaliando a escala dinâmica de imagem de sistemas radiográficos digitais. A escala dinâmica foi definida como a faixa de exposição de radiação em que o sistema foi capaz de fornecer imagens radiográficas de boa qualidade. O resultado apontou que o sistema Digora ofereceu a maior escala dinâmica, seguido pelos sistemas CDR e Sens-A-Ray. Na seção 3.6 foi discutido que a literatura aponta os sistemas baseados em PSPL como tendo maior escala dinâmica que os filmes radiográficos e sistemas baseados em CCD (LIM & LOH, 1996; BORG & GRÖNDAL, 1996; HUDA *et al.*, 1997).

Os sistemas CDR, Denoptix, Digora e Sens-A-Ray 2000, embora compatíveis, apresentam, respectivamente, ordem crescente de intensidade do fator  $\gamma$ . Foi discutido que o fator  $\gamma$  está diretamente relacionado com o contraste da imagem, ou seja, a sensibilidade a variações na dose de radiação (HILDEBOLT *et al.*, 2000). Isto indica que o sistema CDR tem maior capacidade de fornecer contraste na imagem e menor latitude, seguido pelos sistemas Denoptix, Digora e SAR.

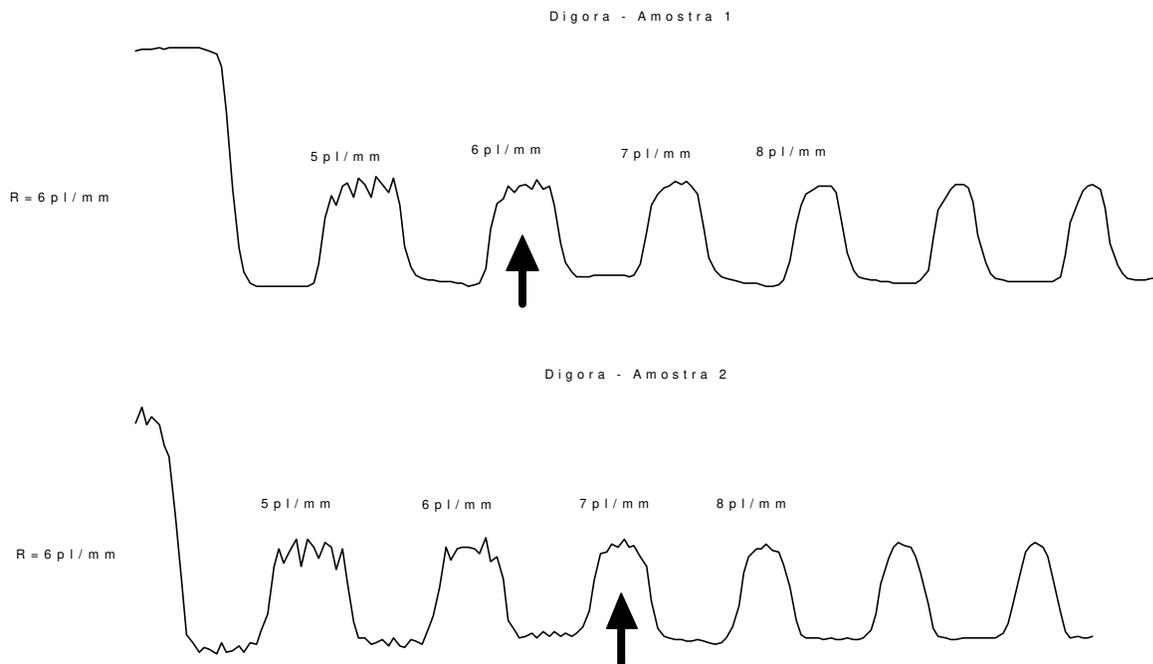
## 6.2 – Resolução

---

Medições básicas de resolução baseados na matriz da imagem, tais como número total de *pixels*, número de *pixels* por polegada (dpi) ou número de *pixels* por centímetro (dpc), provêm definições inadequadas da qualidade da imagem (COWEN *et al.*, 1993). Citando os mesmos autores: “Isto ocorre porque estas definições desprezam fatores que influenciam a capacidade de resolução de *pixels* como entidades discretas, tais como a relação sinal/ruído, ou seja, a sensibilidade ao contraste”. Adotando a densidade de *pixels* como critério de resolução, todos os sistemas teriam a mesma performance (300 dpi).

Observou-se que o critério de resolução através da interpretação do *phantom* de barras mostrou frequências superiores à frequência de Nyquist. Deve-se lembrar que o critério de resolução pela avaliação direta de pares de linhas é função do ruído (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981; HAUSS, 1985; WORKMAN & BRETTLE, 1997). A Figura 146 ilustra a análise de duas amostras do *phantom* de barras, realizadas no sistema Digora, sob as mesmas condições de exposição. Percebe-se que a primeira amostra indica a resolução de 6 pl/mm enquanto a segunda indica 7 pl/mm. Estes resultados indicam que a interpretação do *phantom* de barras pode induzir resultados discrepantes em condições de ruído intenso. Estas discrepâncias são devidas principalmente ao ruído aditivo. Também foi observado que os padrões de barras oferecem valores discretos de frequência.

No entanto, a análise do *phantom* de barras se mostrou razoavelmente efetiva em condições de baixo ruído. BRETTLE *et al.* (1996) referem, através da análise de um *phantom* de barras, que a resolução do sistema Digora é de 7,1 ciclos/mm.



**Figura 146** – Diferenças na análise da resolução pelo *phantom* de barras.

Ademais, os resultados obtidos pelo método da FWHM da LSF aparentam ser mais coerentes com as frequências de Nyquist e as resoluções fornecidas pelos fabricantes dos sistemas. Este resultado era esperado, dado que este método é mais robusto em relação ao ruído da imagem.

BRETTLE *et al.* (1996) referem que a MTF(v) do sistema Digora é virtualmente idêntica nas direções paralela e perpendicular a direção do comprimento da placa de fósforo. Este resultado entra em concordância com as medidas de astigmatismo realizadas em nosso estudo, classificando os sistemas avaliados como isotrópicos em relação às características de transferência.

O algoritmo implementado neste trabalho se mostrou eficiente e pouco sensível ao ruído na reconstrução da MTF(v) em imagens simuladas. Este desempenho foi possibilitado pela utilização do algoritmo de projeção da borda (XINHUA *et al.*, 2000) e pela adequação do projeto do filtro adaptativo para a suavização da LSF. Uma filtragem adequada não seria possível se a LSF fosse obtida com uma amostragem muito baixa. Através do algoritmo de projeção da borda, o número de amostras sobre a LSF foi incrementado de 90 a 300 vezes. Deve-se perceber que a FWHM dos sistemas avaliados é da ordem do dobro das dimensões do *pixel* para todos os sistemas avaliados. Desta forma, não seria possível amostrar devidamente a LSF sem a utilização do algoritmo proposto. A estimativa da MTF(v) pelo método da modulação de Coltman revelou-se menos precisa que o método da reconstrução filtrada das projeções da borda. Atribui-se este pior desempenho à sensibilidade do *phantom* de barras ao ruído.

Nos sistemas Digora, Denoptix 300 dpi e SAR as resoluções dos sistemas tendem às suas frequências de Nyquist, indicando que o processo degradativo majoritário foi a função de transferência de amostragem, determinada diretamente pelo tamanho do *pixel*. Isto indica que a abertura focal da unidade de raios-X e o espalhamento do campo de radiação secundária tiveram pouca influência na resolução destes sistemas. No caso dos sistemas baseados em CCD, o tamanho do *pixel* é fortemente determinado pelas dimensões dos transistores. Nos sistemas baseados em PSPL, o tamanho do *pixel* é fortemente determinado pela abertura focal do *laser*.

No entanto, os sistemas Denoptix 600 dpi e SAR apresentam resoluções abaixo da frequência de Nyquist. Como estes sistemas apresentam altas resoluções, pode-se cogitar que a abertura focal da unidade de raios-X e o espalhamento do campo de radiação secundária possam ter passado a exercer influência predominante. No entanto, a degradação é muito acentuada no sistema Denoptix 600 dpi, que indica que processos degradativos relacionados à detecção da imagem possam estar sendo majoritários.

BRETTLE *et al.*, (1996) desenvolveram um estudo avaliando a MTF(v) do sistema Digora. Os resultados obtidos apresentam grande concordância com os apresentados em nosso estudo. Os mesmos autores referem que a frequência de corte do sistema Digora é de 2,5 ciclos/mm. A conclusão do estudo de BRETTLE aponta que a resolução em sistemas de armazenamento de fósforo é determinada, em grande parte, pelo espalhamento do laser de estimulação no interior da placa. STAMATAKIS *et al.* (1999) também avaliaram a MTF(v) do sistema Digora e obtiveram resultados semelhantes.

No caso dos sistemas baseados em CCD, pode-se concluir que a resolução é fortemente determinada pelas dimensões dos transistores. COWEN *et al.* (1993) apontam os principais fatores limitantes da resolução nos sistemas radiográficos baseados em PSPL:

- **Abertura focal do feixe da leitora a *laser*;**
- **Espalhamento do *laser* internamente à placa de armazenamento de fósforo;**
- **Espalhamento da emissão de luz estimulada pelo *laser* internamente à placa de armazenamento de fósforo;**
- **Espalhamento e reabsorção dos fótons de raios-X internamente à placa de armazenamento de fósforo;**
- **Processamento do sinal analógico e digital;**
- **Intervalo de amostragem digital;**

Os mesmos autores referem que a principal fonte de degradação da resolução nos sistemas de fósforo é o espalhamento do *laser* internamente à placa de armazenamento de fósforo. Este mesmo estudo constatou a estimulação na placa de PSPL de pontos remotos à posição da abertura focal do laser (COWEN *et al.*, 1993). Como segundo fator, é referido o espalhamento da emissão de luz estimulada pelo *laser* internamente à placa de armazenamento de fósforo.

KASHIMA (1995) desenvolveu um estudo visando determinar qual a faixa de frequências espaciais que permitiriam o diagnóstico visual. Para tanto, o autor aplicou um filtro passa-baixas ideal em imagens de um *phantom* de uma mandíbula. A imagem de referência foi adquirida por um sistema radiográfico com resolução de 10 ciclos/mm. As imagens adquiridas foram filtradas nas frequências de corte de 1, 1,2, 1,5, 2, 2,5, 3, 4, 5, e 8 ciclos/mm, e a seguir analisadas por 10 avaliadores, segundo a qualidade de diagnóstico para a estrutura morfológica geral, espaço periodontal na região apical, lâmina dura, osso trabecular mais espesso, osso trabecular de registro mais sutil, borda do esmalte, nível ósseo do septo interdental, canal pulpar na região apical, farame mental e furca. Os resultados mostraram que frequências de corte abaixo de 2 ciclos/mm não permitem adequada avaliação de estruturas anatômicas diminutas. Entretanto, as dez estruturas anatômicas avaliadas se apresentaram aproximadamente equivalentes para frequência de corte acima de 5 ciclos/mm. Este resultado indica que a faixa de frequência portadora da informação clinicamente útil é o intervalo de 2 a 5 ciclos/mm. Desta forma, sistemas com resolução de 5 ciclos/mm seriam completamente capazes de proporcionar um diagnóstico adequado.

Estes resultados entram em concordância com nossos resultados, pois os sistemas Denoptix e Digora apresentam melhor avaliação geral de qualidade de imagem que os sistemas baseados em CCD. No entanto, estes sistemas apresentam resoluções de, respectivamente 5 e 7 ciclos/mm, contra 10 ciclos/mm para os sistemas baseados em CCD.

A resolução costuma ser uma importante ferramenta de propaganda dos fabricantes de sistemas radiográficos. No entanto, o incremento de resolução não parece trazer benefícios para a qualidade da imagem ou para a precisão do diagnóstico.

A Figura 147 apresenta a linearização das funções de transferência de modulação dos sistemas Digora e Denoptix. Sobre esta normalização percebe-se que as MTF(v) são lineares por partes. Desta forma pode-se supor que a resolução destes sistemas é aproximadamente uma composição de dois processos gaussianos de degradação distintos.

Percebe-se que a característica de resolução destes sistemas melhora depois de 2 ciclos/mm (menor inclinação das retas). Desta forma, parte-se da suposição da existência de um processo gaussiano de degradação “A” em toda a faixa de frequências. Este processo gaussiano “A” é acumulado a um segundo processo gaussiano “B”, que deixa de atuar para frequências superiores a 2 ciclos/mm.

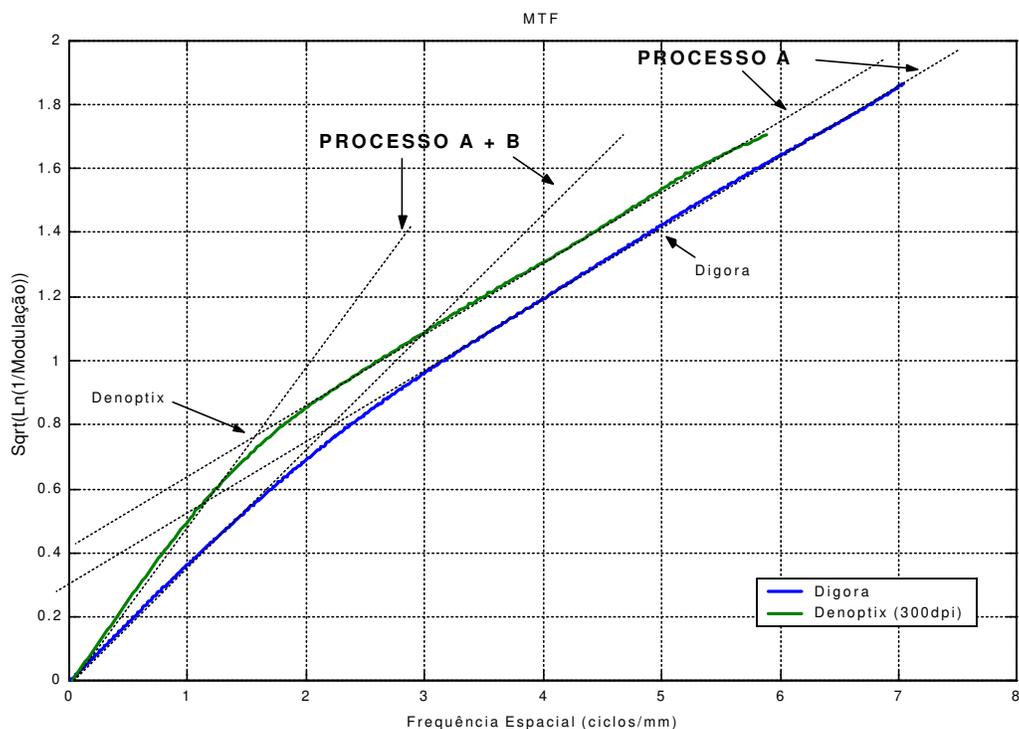
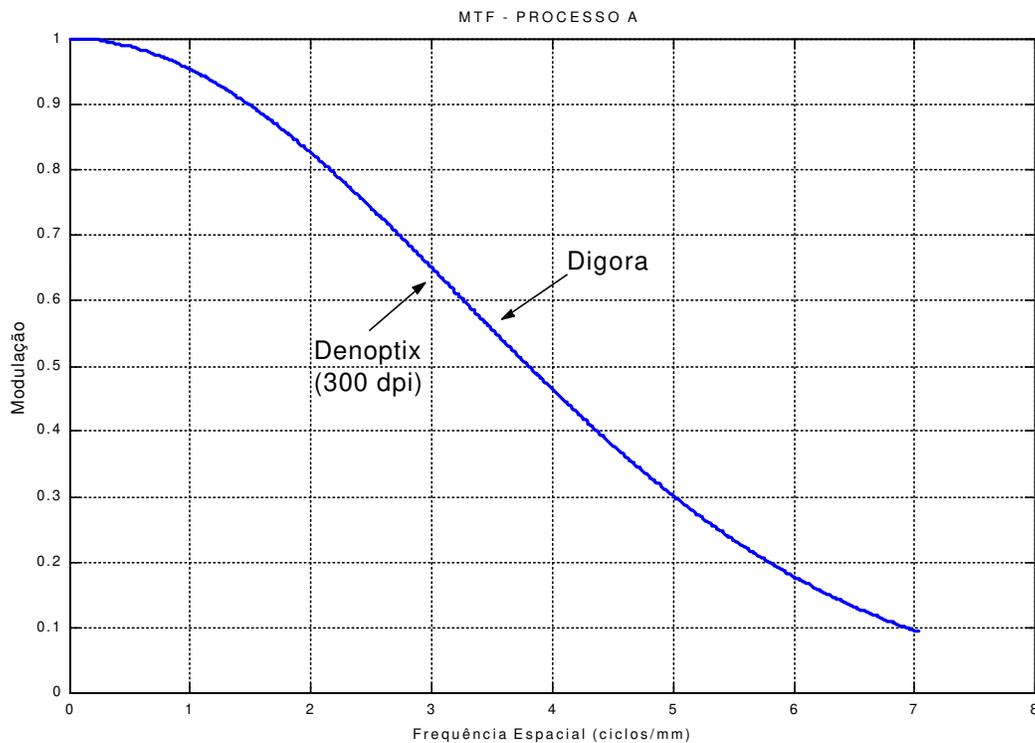


Figura 147 – MTF(v) linearizada dos sistemas radiográficos baseados em PSPL.

A regressão linear de ambas as MTF(v) linearizadas dos sistemas Digora e Denoptix, na faixa de frequências superiores a 3 ciclos/mm (Processo “A”), resultaram no mesmo coeficiente angular  $a=0,2190$ . Desta forma, a componente da MTF(v) determinada pelo Processo “A” é a mesma para ambos os sistemas (Figura 148).

KASHIMA (1995) refere que ambas as placas de armazenamento de fósforo dos sistemas Digora e Denoptix são montadas a partir do filme PSPL HR-III, adquirido da *Fuji Corporation*. Por conseguinte, o processo “A”, comum aos dois sistemas, provavelmente se deve às propriedades de espalhamento do *laser* e da luz estimulada internamente à placa, que depende diretamente do material.

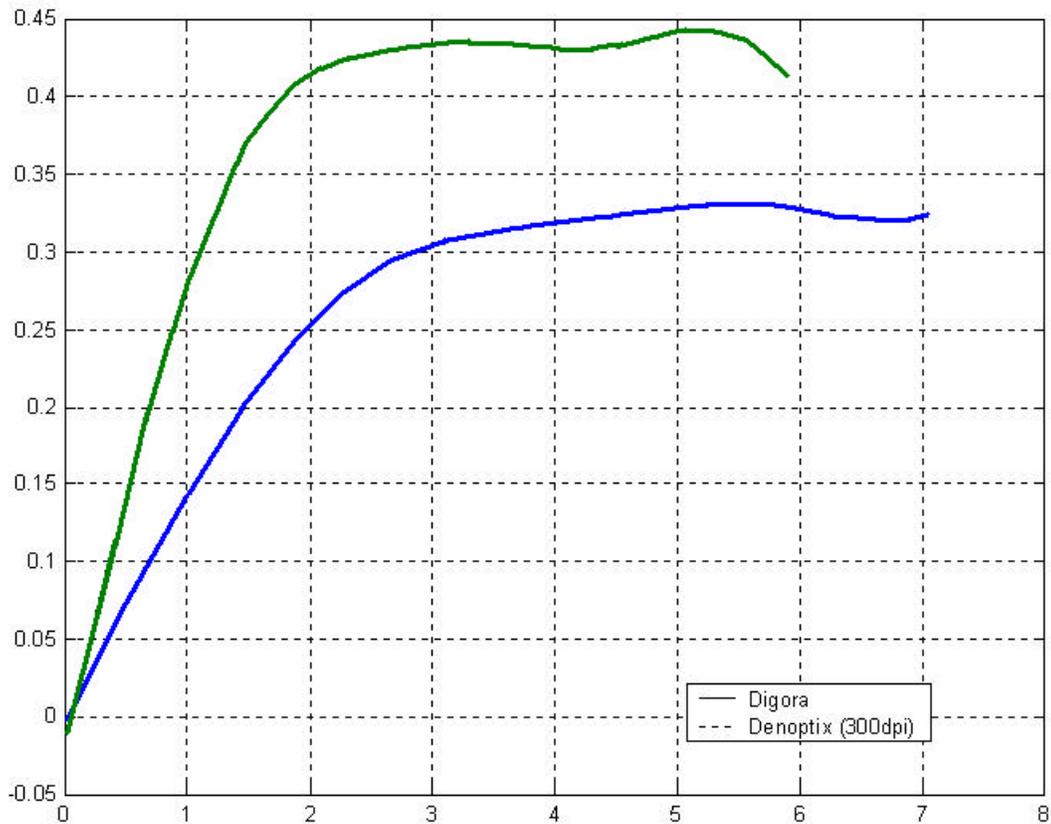
A Figura 149, ilustra a determinação das componentes da MTF(v) relativas ao processo de degradação “B”, dado pela subtração da MTF(v) dos sistemas pela componente da MTF(v) relativa ao processo “A”.



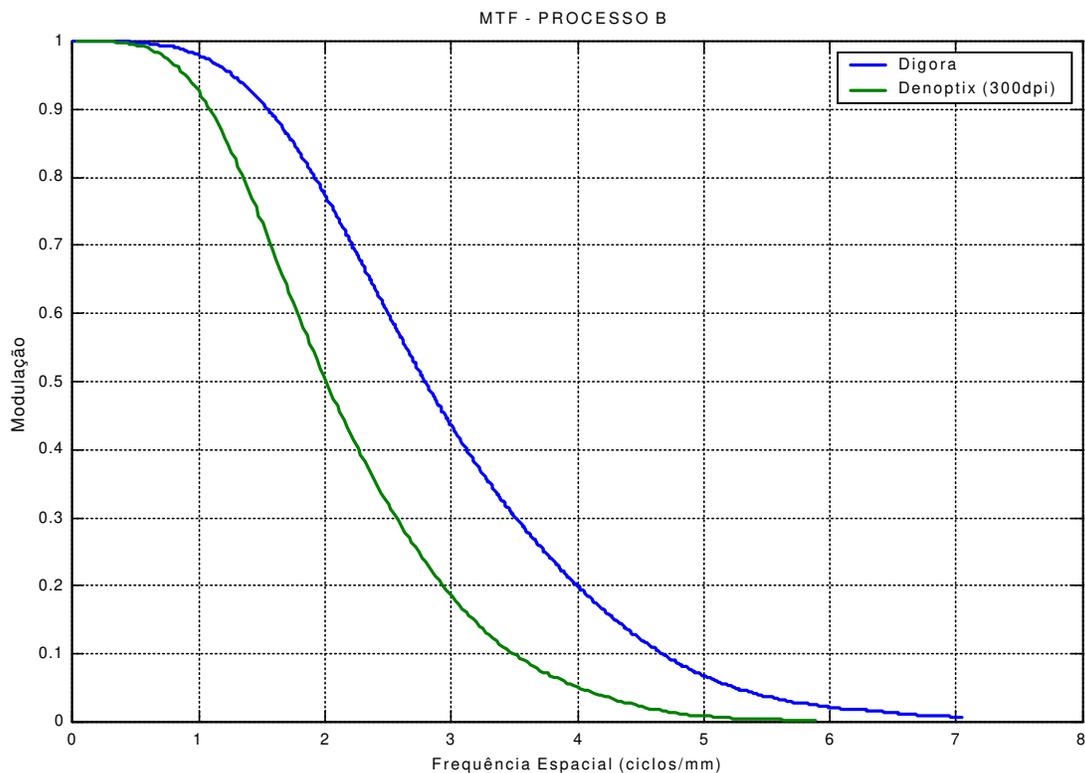
**Figura 148** – MTF(v) reconstituída do processo A para os sistemas Digora e Denoptix (300 dpi).

A Figura 150 apresenta a reconstrução das componentes da MTF(v) relativas ao processo “B” de ambos os sistemas. Observa-se que o processo “B” tem ação mais intensa no sistema Denoptix, condicionando a sua resolução final. Pode-se concluir que a degradação do processo “B” é independente das placas de armazenamento e, logo, deve estar relacionado com a própria leitora a *laser*.

Pode-se supor que, nestes casos, o fator determinante na perda da resolução seria a abertura focal do *laser*. Conseqüentemente, é possível melhorar a resolução destes sistemas diminuindo a abertura focal do laser.



**Figura 149** – MTF(v) reconstituída do processo B para os sistemas Digora e Denoptix (300 dpi).



**Figura 150** – MTF(v) reconstituída do processo B para os sistemas Digora e Denoptix (300 dpi).

Finalmente, conclui-se que a formação da imagem nos sistemas baseados em CCD é determinada por um processo gaussiano puro e nos sistemas baseados em PSPL pela composição de dois processos gaussianos distintos.

Seguindo esta análise, percebe-se que a resolução do sistema Denoptix 600 dpi foi fortemente determinada pelo espalhamento de luz internamente à placa de armazenamento de fósforo. Neste caso, a redução da abertura focal do laser não traria incremento de resolução. Desta forma, o espalhamento de luz internamente à placa de PSPL consiste no principal fator tecnicamente limitante ao incremento da resolução destes sistemas. No entanto, uma otimização da abertura focal do *laser* melhoraria a relação custo/benefício destes sistemas, dentro da faixa de relevância ao diagnóstico clínico.

### 6.3 – NPS(v)

---

Através da análise de imagens simuladas, foi observada a sensibilidade dos algoritmos desenvolvidos na estimativa do ruído aditivo, onde a energia espectral do ruído varia proporcionalmente com o incremento do ruído aditivo gaussiano. Não foi observada diferença significativa quando a  $NPS(v)$  foi estimada, em imagens simuladas, pelos métodos da subtração e da normalização de ganhos. A precisão da análise depende do tamanho da janela de amostragem e do número de amostras. A convergência da técnica foi assegurada pela escolha do tamanho da janela de amostragem que possibilitasse erro mínimo. Também foi utilizada a sobreposição de amostras e correção pela máscara de Hanning. Dentro destas condições, o erro estimado por imagens simuladas foi da ordem de 0,1%.

Embora não haja plena concordância entre os parâmetros de ruído de primeira ordem analisados em imagens uniformes reais, o sistema Digora revelou características superiores na maioria dos casos. A literatura afirma que a forma mais rigorosa de representar o ruído é a  $NPS(v)$  (COWEN *et al.*, 1993).

Em nossa análise, a análise do astigmatismo da  $NPS(u,v)$  revelou que os sistemas avaliados eram isotrópicos em relação à geração de ruído em todas as doses em estudo. Esta consideração é necessária para a estimativa da  $NPS(v)$  pelo método da média radial. Como foi determinado que os mesmos sistemas também são isotrópicos em relação à  $MTF(v)$ , pode-se concluir que a função de transferência macroscópica  $T(v)$  seja hermitiana e, desta forma, a preservação da relação sinal/ruído e a detecção de quanta sejam igualmente processos isotrópicos.

Conforme COWEN *et al.* (1993) e GRANFORDS & AUFRICHTIG (2000) apontam-se os principais fatores de geração de ruído nos sistemas radiográficos:

- **Ruído quântico primário:** O ruído quântico primário é dado pela variação aleatória de fótons incidentes em um detector de radiação (HUDA & SLONE, 1994). O ruído quântico é a fonte majoritária de ruído na imagem radiográfica e é unicamente dependente do número de fótons utilizados para gerar a imagem e decresce com a raiz quadrada do acréscimo da intensidade de radiação.
- **Ruído quântico secundário:** Os fótons de raios-X são convertidos em fótons de luz visível através de cristais cintiladores antes de sua detecção pelas matrizes de CCD. De forma semelhante, os sistemas de PSPL realizam a detecção da luz estimulada pelo *laser*. Estes estágios intermediários, onde a imagem é carregada através de luz visível também possuem um ruído quântico associado. Usualmente este ruído tem menor influência pois, em todos os sistemas, é obtida uma grande quantidade de fótons de luz para cada fóton de raios-X incidente.
- **Ruído de origem eletrônica:** Esta parcela do ruído engloba diversas fontes de ruído associadas a flutuações na eletrônica dos sistemas de imagem. Nos sistemas baseados em CCD, este ruído está associado basicamente ao ruído do sistema de controle automático de ganho. Nos sistemas baseados em PSPL, este ruído está associado a flutuações na eletrônica da leitora e instabilidades do *laser*.
- **Heterogeneidade na estrutura do detector:** Variações estatísticas da homogeneidade dos filmes de fósforo e nos cristais cintilográficos dos sistemas CCD, depende basicamente dos materiais e dos métodos de fabricação destes componentes.
- **Ruído de quantização:** Esta parcela do ruído está associada ao fato do sinal adquirido em sistemas digitais ser quantizado em um número finito de níveis de representação.

Os mesmos autores referem que a fonte majoritária de ruído em baixas doses é o ruído quântico primário. Entretanto, com o aumento da dose, os ruídos de origem eletrônica e a

heterogeneidade na estrutura do detector (*noise mottle*), tornam-se componentes cada vez mais importantes. Os resultados de nosso trabalho indicam uma predominância do ruído quântico em todos os sistemas, pois em todos os casos ocorreu redução da energia do ruído com o aumento da dose.

BRETTLE *et al.* (1996) observaram que a densidade espectral de ruído do sistema Digora reduz sua intensidade com o aumento da dose. Desta forma, pode-se supor que o ruído mensurado está fortemente relacionado com o ruído quântico, que é diretamente dado pelo número de quanta. O mesmo autor também refere que a NPS(v) do sistema Digora decai com o aumento da frequência espacial, atribuindo este efeito primeiramente à influência da MTF(v) na estimativa da NPS(v).

A Figura 151 apresenta a NPS(v) estimada em todas as doses utilizadas neste estudo. O sistema Digora apresentou o menor nível de ruído, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e SAR.

Observa-se na Figuras 151, uma tendência linear de redução da energia de ruído em função da dose. Esta característica era esperada para o ruído quântico, pois a modelagem da seção 3.5.5 indica que o ruído quântico reduz-se com a raiz quadrada da dose, e a energia do ruído é dada pelo módulo quadrático do ruído. Desta forma, é possível ajustar linearmente a característica da Figura 151 em função da dose e assim extrapolar a NPS(v) na dose nula para os sistemas avaliados (Figura 152). Esta condição está diretamente relacionada à máxima intensidade de ruído quântico. Pode-se estimar o coeficiente de variação da energia do ruído quântico com a dose por  $-1600 \text{ (mm}^2/\text{Gy)}$  no sistema Digora. Da mesma forma, estima-se um coeficiente de  $-800 \text{ (mm}^2/\text{Gy)}$  no sistema Denoptix,  $-1300 \text{ (mm}^2/\text{Gy)}$  no sistema SAR e  $-4600 \text{ (mm}^2/\text{Gy)}$  no sistema CDR.

Não foi observada dentro da faixa de exposição empregada neste estudo, a saturação da redução da NPS(v) com a dose. Através da saturação da NPS(v) (obtenção dos valores mínimos de ruído), situação em que o ruído quântico seria desprezível, seria possível separar a componente da NPS(v) devida ao ruído quântico das componentes de origem eletrônica e heterogeneidade na estrutura do detector (*noise mottle*).

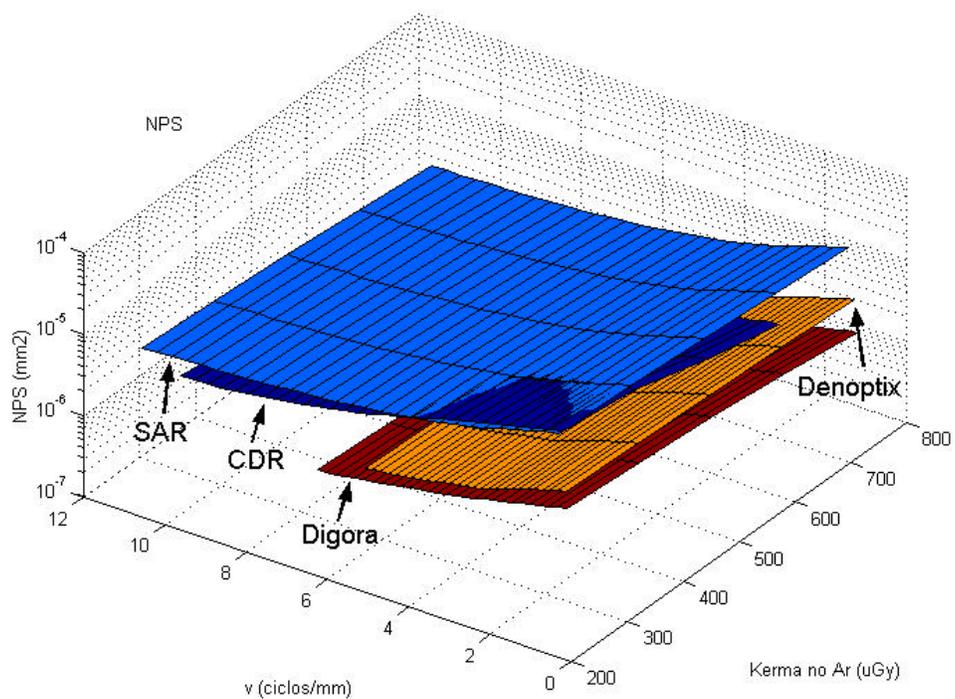


Figura 151 – NPS(v,D) nos sistemas avaliados.

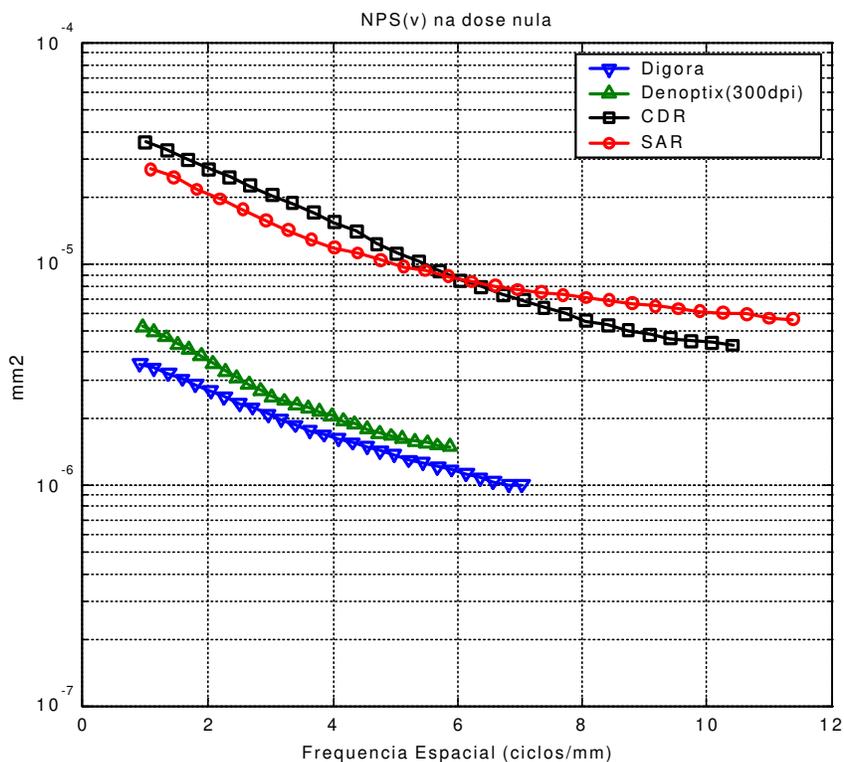


Figura 152 – NPS(v) máxima nos sistemas avaliados (extrapolada para dose nula).

## 6.4 – NEQ( $\nu$ )

---

A Figura 153 apresenta os ruídos quânticos equivalentes dos sistemas avaliados neste estudo em função da dose. O sistema Digora apresenta maior NEQ( $\nu$ ), seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e SAR. Desta forma, o sistema Digora possui maior habilidade para discriminar estruturas de baixo contraste. No entanto, a relação sinal/ruído quadrática dos sistemas baseados em PSPL é comprometida em altas frequências pelo decaimento da MTF( $\nu$ ). Isto significa que estes sistemas perdem a detectabilidade de estruturas finas. O NEQ( $\nu$ ) tende a zero nos sistemas Digora e Denoptix, respectivamente, em 7 e 6 ciclos/mm, contra 11 ciclos/mm para os sistemas baseados em CCD.

BRETTLE *et al.* (1996) realizaram um estudo comparativo do sistema Digora com o filme radiográfico E-Speed e concluíram que o sistema baseado em PSPL apresentava NEQ( $\nu$ ) superior ao filme radiográfico em baixas frequências espaciais. No entanto, os autores referem que o NEQ( $\nu$ ) do sistema Digora decai a praticamente zero em frequências superiores a 4 ciclos/mm, tornando-se inferior ao filme. Também foi observado um aumento do NEQ( $\nu$ ), tanto no filme como no sistema Digora, com o aumento da dose. Este aumento foi atribuído ao decréscimo da densidade espectral de energia do ruído de origem quântica. Os autores ainda advertem que a redução do NEQ( $\nu$ ) em altas frequências do sistema Digora pode comprometer a visualização de pequenos detalhes e estruturas finas na imagem resultante, se comparada com o filme radiográfico E-Speed corretamente exposto. Estes resultados são compatíveis com os obtidos por HUDA *et al.* (1997).

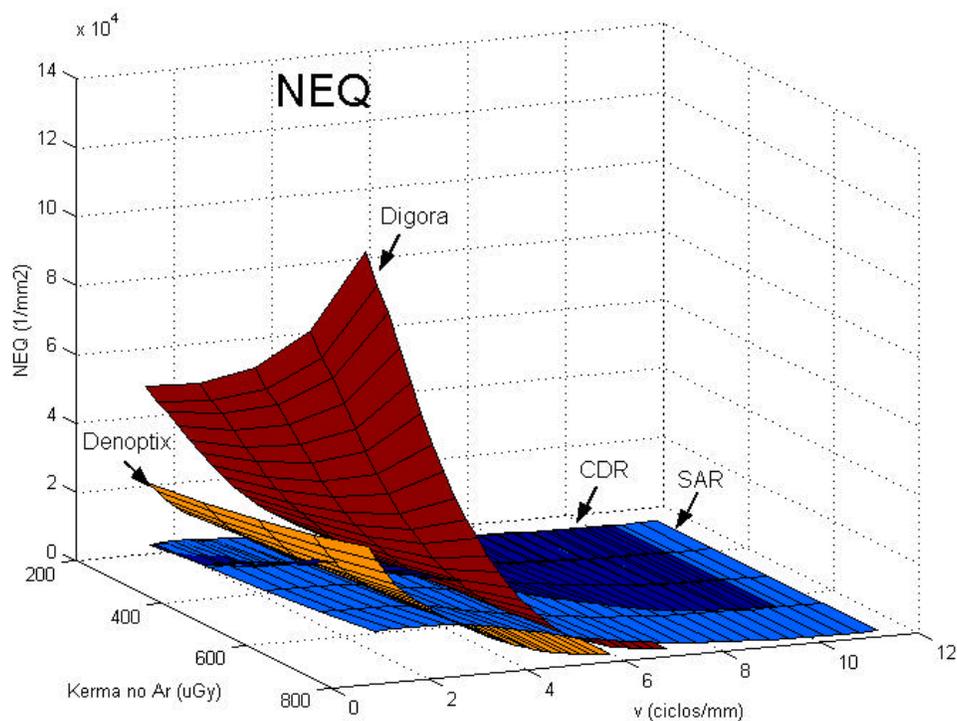


Figura 153 – NEQ(v,D) nos sistemas avaliados.

## 6.5 – DQE(v)

Em nosso estudo não foi necessário modelar o espectro de radiação da unidade utilizada nas exposições de forma a obter a fluência de fótons para cada dose. Esta medida foi extrapolada a partir da medida da dose e da camada semi-redutora, utilizando feixes monocromáticos. O sistema Digora se revelou mais eficiente na detecção de quanta, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e Sens-A-Ray.

BRETTLE *et al.* (1996) realizaram um estudo comparativo do sistema Digora com o filme radiográfico E-Speed e concluíram que o sistema baseado em PSPL apresentava DQE(v) superior ao filme. O DQE(v) de ambos os sistemas se reduziu com o aumento da dose. Esta redução foi atribuída à presença de um padrão de granulidade fixa na estrutura da placa de absorção de fósforo. Com a

redução do ruído quântico, através do aumento da dose, este ruído proveniente da heterogeneidade na estrutura do detector se tornaria dominante.

Nas Figuras 133, 134, 135 e 136 (*Capítulo de Resultados*) ilustra-se o  $DQE(v)$  em função da dose para os sistemas avaliados. Em acordo com o trabalho de BRETTLE *et al.* (1996) observa-se redução do DQE com a dose, porém esta redução tem seu efeito diminuído com o aumento da dose.

GRANFORDS & AUFRICHTIG (2000) apontam as principais fontes de degradação do DQE em sistemas de radiologia digital:

- **Eficiência na absorção de quanta:** Apenas uma fração dos fótons da radiação secundária efetivamente é absorvida pelo dispositivo de detecção. Parte da fluência de fótons ainda é absorvida por outros materiais, como invólucros e encapsulamentos.
- **Variações espaciais de ganho:** Variações espaciais do ganho, como as geradas pela heterogeneidade do detector, podem degradar o  $DQE(v)$ .
- **Sub-amostragem de ruído (*noise aliasing*):** Componentes de ruído acima da frequência de Nyquist podem ser sub-amostradas para baixas frequências durante o processo de amostragem. A literatura refere-se à sub-amostragem de ruído de alta frequência como a principal fonte de degradação do  $DQE(v)$ . É referido que o uso de cintiladores em sistemas baseados em CCD pode reduzir este efeito, pois o espalhamento gerado pelo cintilador atua como um filtro passa-baixas, reduzindo a sub-amostragem do ruído.
- **Fator de Swank:** O fator de Swank quantifica a redução do  $DQE(v)$  pela degradação da curva sensitométrica, devido ao fato de fótons de diferentes frequências fornecerem diferentes incrementos de sinal.
- **Efeito de Lubbert:** De forma similar ao fator de Swank, o efeito de Lubbert descreve a redução do  $DQE(v)$  pela degradação da  $MTF(v)$ , devido ao fato de fótons de diferentes frequências resultarem em diferentes funções de espalhamento de ponto (PSF).

- **Ruídos de origem quântica, eletrônica e ruído de quantização.**

Em nosso estudo, utiliza-se radiação monocromática, o que significa que não houve influência do fator de Swank e do efeito Lubbert em nossa estimativa.

A literatura afirma que os sistemas digitais, baseados em CCD e em PSPL, possuem DQE(v) superior em relação aos filmes radiográficos convencionais (ver seção 3.6). Também é referido que o DQE(v) dos sistemas baseados em PSPL é superior aos sistemas baseados em CCD, devido a uma maior absorção de quanta no sistema de PSPL pelo aumento do efeito fotoelétrico (BRETTLE *et al.*, 1996; STAMATAKIS *et al.*, 1999; ARAI *et al.*, 1997 ).

A literatura afirma que o DQE(v) é o parâmetro que melhor está relacionado à qualidade da imagem (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINY & SHAW, 1976; STAMATAKIS *et al.*, 1999).

OLIVEIRA (1999) desenvolveu um estudo avaliando a qualidade de imagem de sistemas radiográficos digitais. A avaliação foi conduzida através de notas, no intervalo de 0 a 4, conferidas por seis avaliadores às imagens de objetos clínicos e metálicos. Foram avaliadas doses de 85 a 8000  $\mu\text{Gy}$ . O resultado geral apontou uma melhor qualidade do sistema Digora (nota média 3,25), seguido dos sistemas CDR (nota média 1,67) e Sens-A-Ray 2000 (nota média 1,47).

Estes resultados da estimativa do DQE(v) de nosso estudo concordam com o estudo de OLIVEIRA (1999) e com os trabalhos de LIM & LOH (1996), HUDA & SLONE (1994) e HUDA *et al.* (1997).

OLIVEIRA (1999) desenvolveu um estudo avaliando a mínima dose em que seis avaliadores considerassem as imagens de objetos clínicos e metálicos adequadas ao diagnóstico. Foram avaliadas doses de 85 a 8000  $\mu\text{Gy}$ . As doses mínimas obtidas foram comparadas com os resultados obtidos para o filme Kodak Ektaspeed Plus EP 21 (Eastman Kodak Company, New Jersey, NY). O resultado

apontou que o sistema CDR ofereceu uma redução de 60% em relação à dose mínima requerida pelo filme. Os sistemas Digora e Sens-A-Ray ofereceram, respectivamente, 53% e 48% de redução.

BRETTLE *et al.* (1996), LIPPS (1990) e HAYKAWA *et al.* (1998) estimaram a possível redução da dose de sistemas baseados em PSPL em relação a filmes radiográficos da ordem de 90%. LIM & LOH (1996) obtiveram uma redução de 53 % para a mesma condição.

A Figura 154 apresenta o DQE(v) dos sistema avaliados em nosso estudo em função da dose. De forma similar à extrapolação realizada na medida da NPS, é possível realizar ajuste de curvas às características da Figura 154, em função da dose. Por conseguinte, é possível extrapolar os valores do DQE(v) máximo e mínimo, desconsiderando a saturação dos sensores. O menor erro foi obtido por um ajuste exponencial, onde os erros máximos, segundo a distribuição de probabilidade acumulada  $\chi^2$ , são apresentados na Tabela 20.

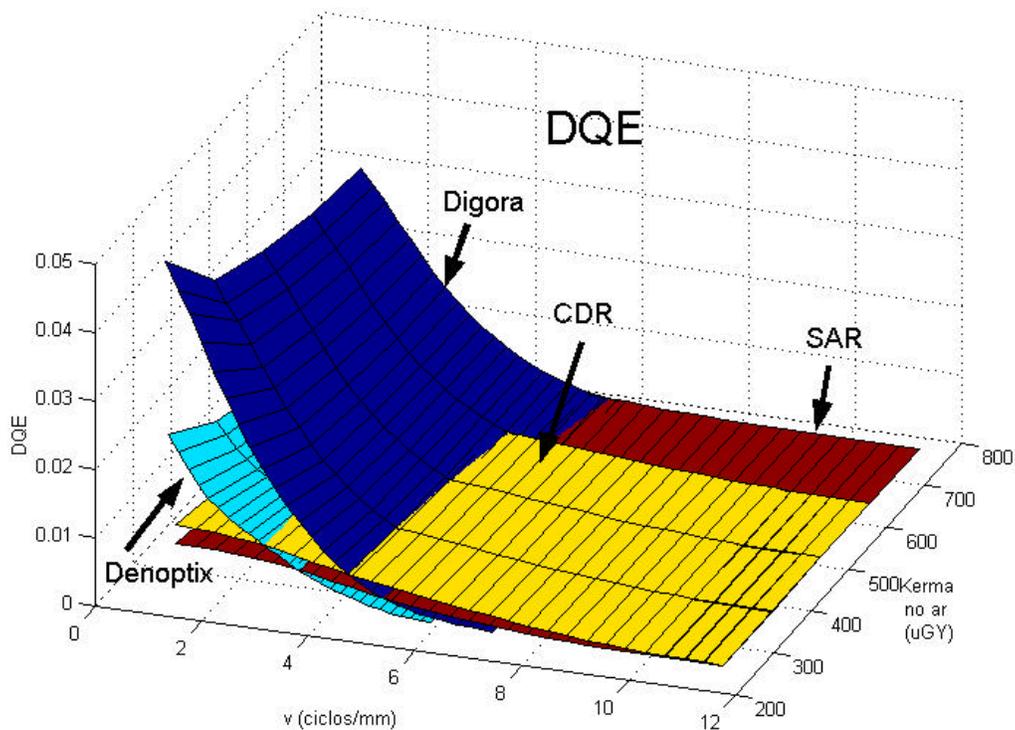
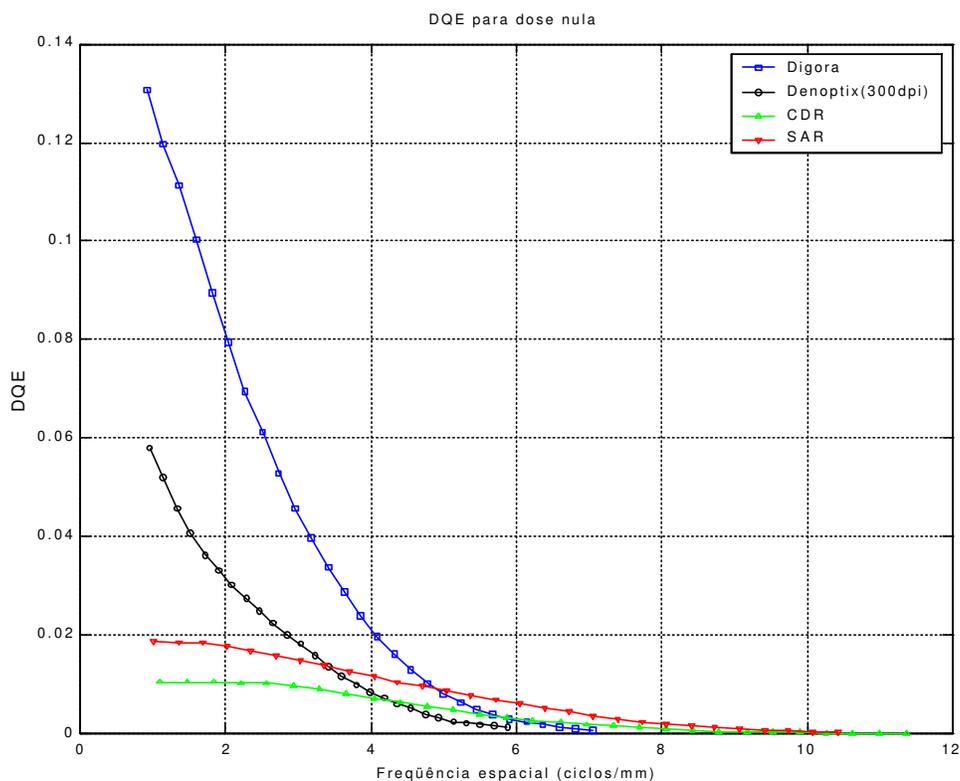


Figura 154 – DQE(v,D) nos sistemas avaliados.

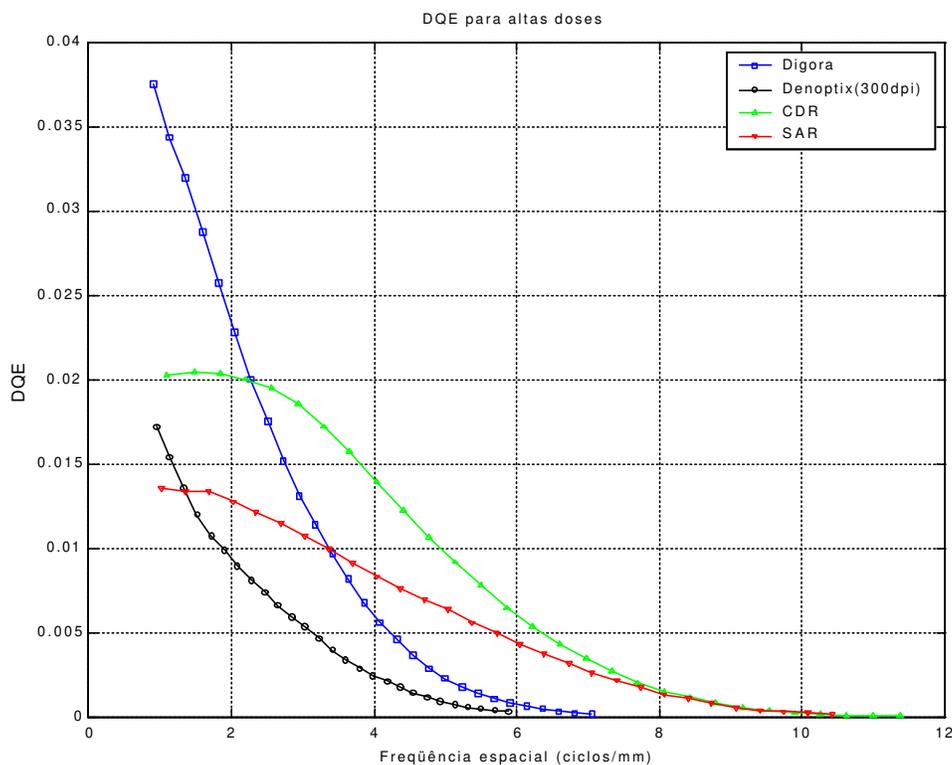
**Tabela 20** – Erros máximos, segundo a distribuição  $\chi^2$ , para o ajuste exponencial do DQE(v) em função da dose.

Sistema	Digora	Denoptix	CDR	SAR
Chi <sup>2</sup>	1,876.10 <sup>-8</sup>	5,691.10 <sup>-10</sup>	3,947.10 <sup>-9</sup>	9,041.10 <sup>-10</sup>

Desta forma, são apresentados as extrapolações para os valores teóricos máximos e mínimos do DQE(v) dos sistemas avaliados, desconsiderando a existência da saturação dos sensores. A condição do DQE(v) máximo é obtida para a dose nula (Figura 155), enquanto a condição do DQE(v) mínimo é obtida para altas doses (Figura 156).



**Figura 155** – Máximo DQE(v) oferecido teoricamente para os sistemas avaliados (dose nula).



**Figura 156** – Mínimo DQE(v) oferecido teoricamente para os sistemas avaliados (dose infinita).

Essa extrapolação não considera a saturação dos sensores, tanto para doses altas como baixas, condição em que o DQE(v) tenderia a zero. No entanto, esta estimativa serve para ilustrar a tendência do comportamento da DQE(v) dentro da faixa em que a curva sensitométrica se apresenta linear.

Observando as Figuras 155 e 156 percebe-se que, embora os sistemas de PSPL apresentem DQE(v) superior na faixa estudada (258 $\mu$ Gy a 776  $\mu$ Gy), os CCD têm uma tendência de apresentar desempenhos compatíveis ao sistema Denoptix em altas doses. Pode-se atribuir este resultado a um superior ruído eletrônico da leitora a *laser* e heterogeneidade dos sensores nos sistemas baseados em PSPL em relação ao ruído eletrônico do controle de ganho dos sistemas baseados em CCD.

## 6.6 – SNR(v)

Parâmetros físicos de qualidade, condicionados à tarefa de estimação, podem ser utilizados como função de custo para um classificador Bayesiano. A formulação do observador ideal admite um classificador Bayesiano que minimiza a relação sinal/ruído da imagem ponderada por uma função de custo (HART & SMITH, 1992; ROHLIN & MILEMAN, 2000):

$$SNR_{Ideal}^2 = \int_0^v |\Delta f(\mathbf{v})|^2 \cdot |SNR(\mathbf{v})|^2 d\mathbf{v} = c^2 \cdot \int_0^v |\Delta f(\mathbf{v})|^2 \cdot NEQ(\mathbf{v}) d\mathbf{v} \quad (128)$$

onde  $\Delta f(\mathbf{v})$  é a função de custo e descreve uma tarefa particular em termos da frequência espacial, o termo  $SNR_{Ideal}$  representa a relação sinal/ruído para o observador ideal.

Entre as formulações de observadores não-ideais, o observador NPWMF (*Non-Prewhitening Matched Filter*) é sugerido como melhor preditor da performance humana (observador real) que a formulação do observador ideal:

$$SNR_{NPW}^2 = \frac{\left[ \int_0^v |\Delta f(\mathbf{v})|^2 \cdot |SNR(\mathbf{v})|^2 d\mathbf{v} \right]^2}{\int_0^v |\Delta f(\mathbf{v})|^2 \cdot MTF^2(\mathbf{v}) \cdot NPS(\mathbf{v}) d\mathbf{v}} \quad (129)$$

onde  $SNR_{NPW}$  representa a relação sinal/ruído para o observador NPWMF.

Ambas as formulações associam a relação sinal/ruído à informação clínica. Desta forma, o contraste ( $c$ ) e o  $NEQ(\mathbf{v})$  são determinantes para a eficiência do sistema de imagem em uma tarefa clínica específica, definida por  $\Delta f(\mathbf{v})$ .

Nosso estudo apontou que o sistema Digora possui maior  $SNR(\mathbf{v})$  para um dado contraste ( $c$ ). STAMATAKIS *et al.*, 1999 desenvolveram um estudo avaliando as propriedades físicas do sistema

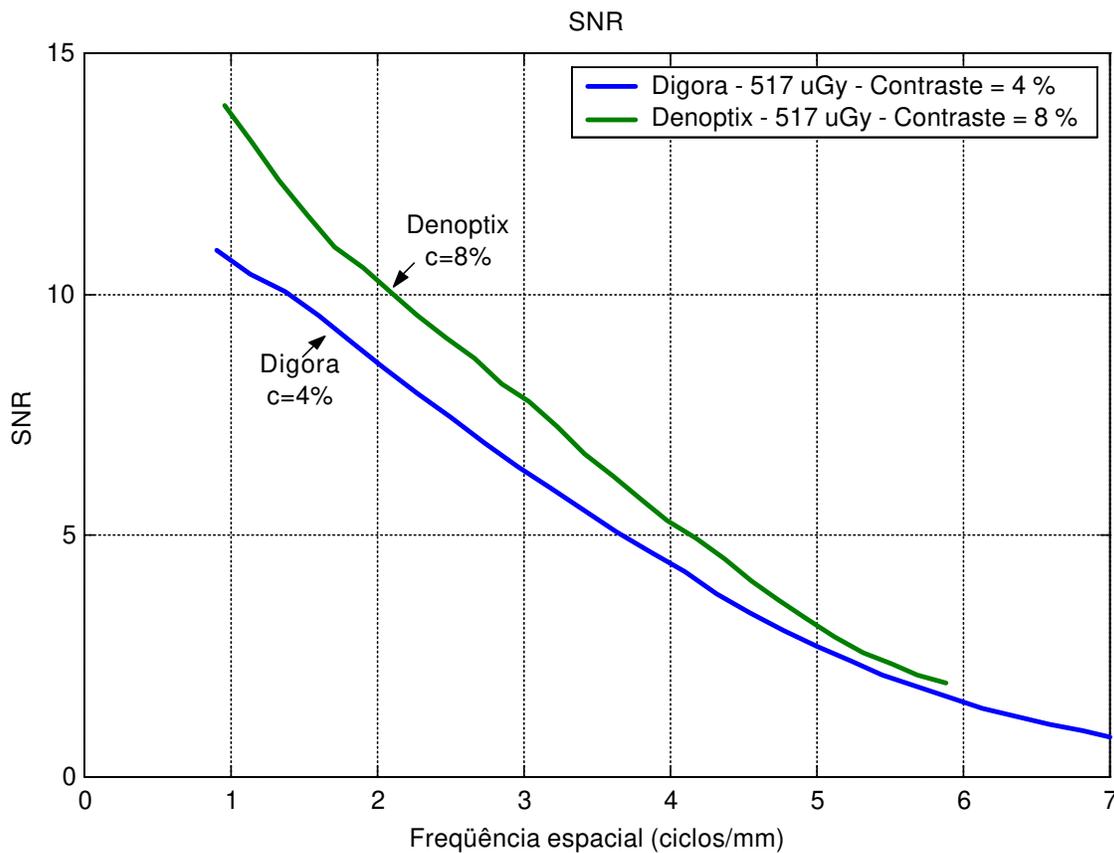
Digora, e concluíram que objetos pequenos e detalhes finos continuavam distinguíveis em baixos contrastes.

No entanto, observa-se nas Figuras 133, 134, 135 e 136 (*Capítulo de Resultados*) que os sistemas podem apresentar diferentes desempenhos relativos se operarem em contrastes distintos. A Figura 157 ilustra o caso particular da  $SNR(v)$  para os sistemas Digora e Denoptix, com exposição de 517  $\mu\text{Gy}$  e respectivamente contrastes de 4% e 8%. Nestas condições, o sistema Denoptix oferece maior  $SNR(v)$  e, portanto, será potencialmente mais efetivo ao diagnóstico, oferecendo melhor qualidade de imagem. De fato, se as imagens do sistema Denoptix possuem contraste **2,41** vezes superior ao sistema Digora, os sistemas apresentarão, em média, qualidade de imagem equivalente (ver seção 5.2.4.3).

Deste modo, o pós-processamento e a visualização da imagem são tão importantes quanto a qualidade da detecção da informação ( $NEQ(v)$ ). Através do pós-processamento e de um sistema de visualização adequado, pode-se maximizar o contraste da imagem. Baseados nestas considerações, os sistemas de radiologia digital *Siemens DLR* e *Philips Graphics Compact IIE*, que utilizam filme de PSPL *Fuji série 7000*, utilizam algoritmos de reconhecimento de padrões para identificar os dados mais importantes da imagem durante a pré-aquisição (*pre-scan*), de forma a otimizar a curva sensitométrica para a obtenção do máximo contraste nas estruturas de interesse (COWEN *et al.*, 1993). No modo de operação automático, estes sistemas podem reconhecer picos de exposição externos às estruturas anatômicas, ajustando a sensibilidade e a latitude do sistema para uma ótima visualização. Os ajustes de sensibilidade e latitude selecionados são impressos nas imagens finais.

Novos sistemas de visualização tendem a compensar a não-linearidade da curva de sensibilidade luminosa do olho humano através do ajuste automático da GSDF (*Gray Scale Density Function*) (In: DATA-RAY, 2001). Estes sistemas combinam alto brilho com maximização local de contraste.

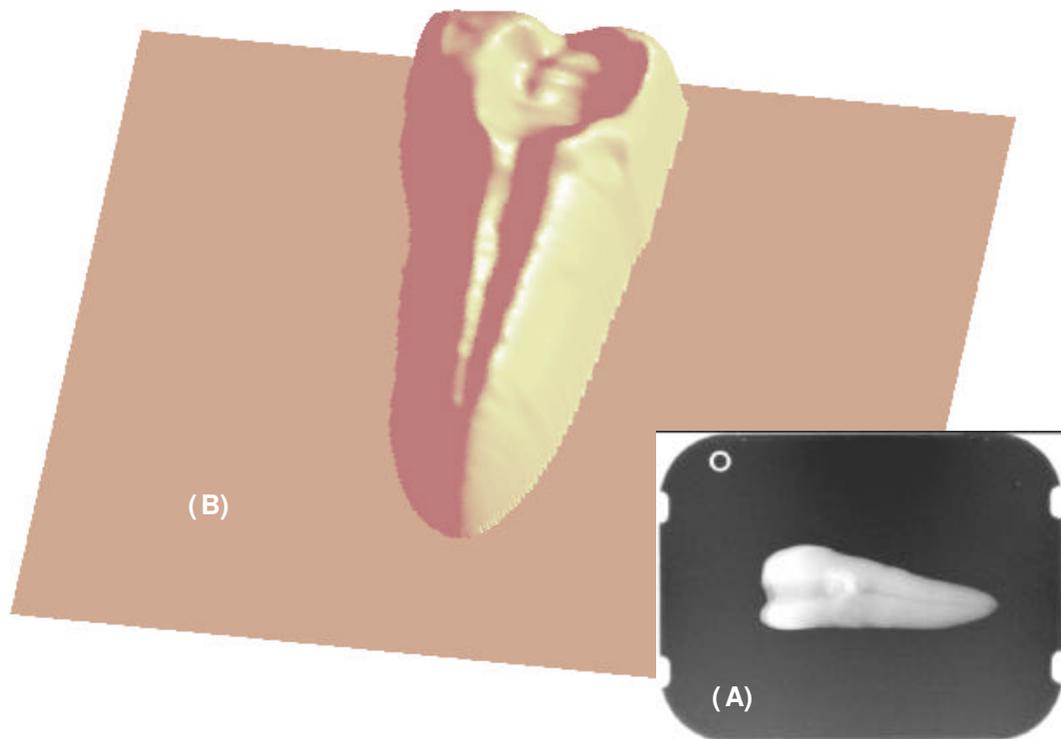
No entanto, maximizar as variações de brilho em relação ao fundo local para o objeto de interesse dentro de uma faixa de luminosidade ótima de percepção humana é uma tarefa muito complexa. Deve-se ressaltar que a função da maximização do contraste é permitir ao observador a percepção de contornos do objeto de interesse de forma a possibilitar a extração de parâmetros (HART & SMITH, 1992; BRICKLEY, 1998; ROHLIN & MILEMAN, 2000). Nesta tese propõe-se uma abordagem alternativa: a visualização da intensidade de sinal diretamente por contornos, ao invés de níveis de intensidade de brilho. Desta forma a representação conveniente dos contornos já está garantida de antemão.



**Figura 157** – SNR(v) para os sistemas Digora e Denoptix , com exposição de 517  $\mu$ Gy e respectivamente contraste de 4% e 8% em relação ao sinal médio.

Esta implementação é ilustrada no filtro da Figura 158, desenvolvido para realce de canais dentários. Este filtro consiste da renderização da interpolação bicúbica de um filtro passa-baixas

gaussiano. Através desta abordagem, o contraste é representado diretamente pelos contornos da renderização. Observa-se que é mais fácil perceber detalhes na imagem reconstituída (Figura 158-B) que na imagem original (Figura 158-A), embora a imagem filtrada tenha uma menor resolução (resultado da aplicação do filtro passa-baixas).



**Figura 158** – (A) Imagem original representada em níveis de intensidade e (B) resultado de filtragem passa-baixas com renderização.

Deve-se lembrar que os sistemas avaliados apresentam diferentes algoritmos de processamento e pós-processamento de imagem, resultando em diferentes tratamentos para a otimização do contraste. BORG *et al.* (2000) referem que o sistema Denoptix possui maior índice de contraste que o sistema Digora com os algoritmos de ajuste de contraste desativados. Com a habilitação

dos procedimentos de otimização de contraste, o sistema Digora oferece maiores índices de contraste que o sistema Denoptix. Os mesmos autores afirmam que é requerida a manipulação de contraste para a percepção de detalhes finos no sistema Digora em baixas doses.

Dentre os sistemas avaliados, o DIGORA é o único sistema que requer uma pré-calibração para a máxima exposição a ser utilizada. Todas as medidas físicas foram precedidas da calibração do sistema Digora para a dose em estudo. HAYKAWA *et al.* (1998) estudaram como a pré-calibração para a dose máxima do sistema Digora interferia na relação sinal/ruído da imagem, concluindo que não havia degradação significativa sobre uma larga faixa de ajustes e exposições.

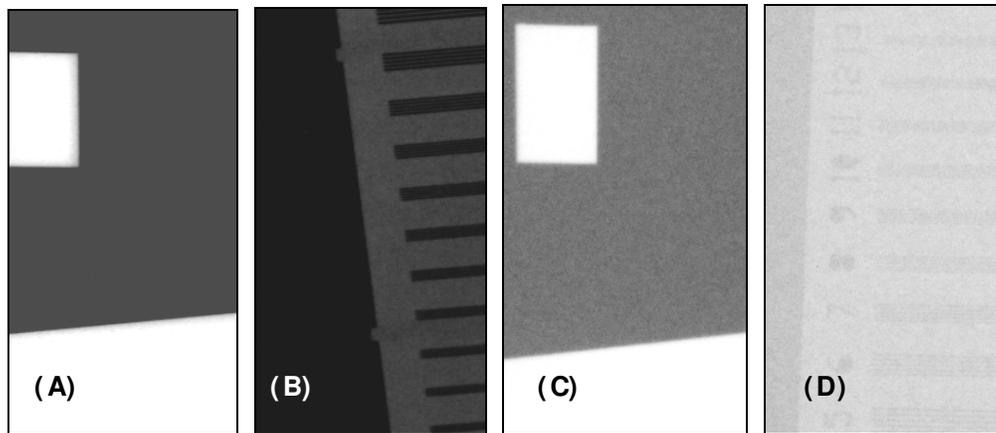
## 6.7 – Saturação dos sistemas CCD

---

Na avaliação realizada neste estudo, não foi verificada a saturação dos sistemas em estudo, na faixa entre 258  $\mu\text{Gy}$  e 776  $\mu\text{Gy}$ . Isso pode ser percebido pela linearidade das curvas sensitométricas obtidas. No entanto, foi verificada a saturação (redução de contraste) de algumas imagens nos sistemas CCD. Todas estas imagens pertenciam ao *phantom* de barras. Não foi verificada saturação nas imagens dos outros *phantoms* para as mesmas condições de exposição (Figura 159).

Observa-se uma tendência do sistema CDR de degradar a imagem do *phantom* de barras em direção à saturação máxima (imagem escura), enquanto o sistema SAR tende a imagem do *phantom* de barras em direção à saturação mínima (imagem clara).

Este comportamento não foi verificado com os sistemas baseados em PSPL. Deve-se lembrar que os *phantoms* confeccionados forneciam a dose máxima através do marcador de exposição, de área limitada, enquanto o *phantom* de barras fornece a dose máxima em uma grande porção da área do detector. Conclui-se que a saturação dos sistemas baseados em CCD não é disparada por um nível máximo de exposição, mas por uma energia integral máxima na área do sensor.



**Figura 159** – Regiões de *phantoms* expostos em 646  $\mu\text{Gy}$ : (A) *phantom* de resolução no sistema CDR, (B) *phantom* de barras no sistema CDR, (C) *phantom* de resolução no sistema SAR, (D) *phantom* de barras no sistema SAR.

Como os casos clínicos não apresentam a dose máxima em uma área limitada, pode-se esperar eventos de saturação nos sistemas CCD não descritos pela análise quantitativa. Os mecanismos envolvidos na saturação dos sistemas CCD não foram devidamente esclarecidos neste estudo.



## Capítulo 07 – Conclusões

---

- Foi desenvolvido um sistema integrado, para avaliação de parâmetros físicos quantitativos da qualidade de imagem, constituído de: 1) um conjunto de *phantoms* específicos para sistemas de radiologia digital odontológica intra-oral direta e 2) um pacote computacional para análise automática das imagens geradas com estes *phantoms*.
- O sistema integrado desenvolvido foi capaz de realizar estimativas da densidade espectral de ruído (NPS) com 0,1% de erro em um conjunto de 100 imagens simuladas. Desvios menores de 1% foram determinados para reconstrução da função de transferência de modulação (MTF) e da curva sensitométrica (s) para imagens simuladas em condições de ruído intenso.
- O sistema integrado desenvolvido foi validado por sua utilização na análise comparativa de imagens geradas por quatro sistemas comerciais de radiologia digital odontológica e com imagens simuladas;
- Foi desenvolvida uma técnica para estimativa da fluência de fótons, dispensando estimativas do espectro do feixe de raios-X;
- O sistema desenvolvido se mostrou robusto para a avaliação automática de qualidade, necessitando de um mínimo de interferência do operador (somente passagem das imagens como parâmetro);

- O sistema CDR evidenciou um fator gama ligeiramente superior, indicando sua maior capacidade de fornecer contraste na imagem e menor latitude. Em seguida ofereceram maior gama os sistemas Denoptix, Digora e SAR.
- Os sistemas radiográficos com sensores baseados em PSPL apresentam resoluções inferiores aos sistemas radiográficos com sensores baseados em CCD. A menor resolução nos sistemas baseados em PSPL é provavelmente devida à abertura focal do *laser* das leitoras do sistema e ao espalhamento de luz internamente às placas de armazenamento de fósforo.
- O sistema Digora apresenta uma característica sinal/ruído ( $NEQ(v)$ ) superior aos outros sistemas para frequências inferiores a 4 ciclos/mm. O melhor desempenho geral quanto a ruído quântico equivalente é obtido no sistema Digora, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e Sens-A-Ray 2000. Desta forma, o sistema Digora possui maior capacidade de detecção de detalhes finos em baixos contrastes.
- O sistema Digora também apresenta a melhor eficiência na detecção de quanta ( $DQE(v)$ ), tendo maior capacidade de redução da dose de radiação. Em seguida, apresentam melhor eficiência os sistemas Denoptix, CDR e Sens-A-Ray 2000.
- Apesar de apresentar resolução inferior, o sistema Digora apresenta a melhor qualidade geral de imagem, seguido pelos sistemas Denoptix, CDR e Sens-A-Ray 2000.
- A qualidade de imagem para objetos específicos apresenta estreita dependência com o contraste que, por sua vez, depende do pós-processamento e visualização adequados.

## VI – Referências Bibliográficas

---

1. ALBUQUERQUE, J. A. G., COSTA, E. T., “Introdução aos sistemas de radiologia digital”, relatório técnico departamental, Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, SP, Brasil, 2001.
2. ALBUQUERQUE, J. A. G.; COSTA, E. T.; NETO, F. H.; PAGANINI, G. A.; BOSCOLO, F. N.; OLIVEIRA, A. E. F., “Evaluation of PSPL plate erasing time of a digital dental radiology system”, *SPIE*, Vol. 4320, [in press], 2001;
3. ALBUQUERQUE, J. A. G.; COSTA, E.T; TINOIS, E. S., “Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade em sistemas de radiologia digital odontológica”, Anais do XXVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Florianópolis, SC, Brasil, 2000;
4. ARAI, Y.; OHGAME, Y.; KURIBAYASHI, K.; SAKUMA, H.; KAWASHIMA, S.; OHKI, T.; HASHIMOTO, K.; SHINODA, K., “Comparative study of the sensitivity of E-speed dental X-ray film and intraoral digital radiography”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 26, pp. 277-278; 1997;
5. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, NBR 6023: “Informação e Documentação – Referências – Elaboração”, Rio de Janeiro, ABNT, 2000;
6. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Norma NBR-IEC 61223-2-1: “Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 1: Aspectos Gerais”, Rio de Janeiro, ABNT, 1999;
7. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Norma NBR-IEC 61223-2-6: “Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-6: Testes de aceitação – performance de equipamentos de raios-X para tomografia computadorizada”, Rio de Janeiro, ABNT, 1999-b;
8. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Norma NBR-IEC 61223-2-7: “Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança de geradores de alta tensão para geradores de raios-X de diagnóstico”, Rio de Janeiro, ABNT, 1999-c;
9. ATTIX, F. H, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, Wiley-Interscience, New York, NY, 1986;
10. AUFRICHTIG, R.; SU, Y.; CHENG, Y., GRANFORDS, P. R., “Measurement of the noise power spectrum in digital x-ray detectors”, *SPIE*, Vol. 4320, 2001;
11. BARRET, H. H.; SWINDELL, W., *Radiological imaging: the theory of image formation, detection and processing*, Vol. 1 e 2, Academic Press, London, UK, 1981;

## Referências Bibliográficas

---

12. BERGLAND, G. D.; DOLAN, M. T., “A optimal FORTRAN 2D radix FFT”, *Programming for Digital Signal Processing - Section I*, IEEE Press, 1979;
13. BESCH, H. J., “Radiation detectors in medical and biological applications “, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, Vol. 419, n. 2-3, pp. 202-216, 1998;
14. BETHEA, R. M.; DURAN, R. A., *Statistical methods for engineers and scientists*, Mc Hill Reckker, New York, NY, 1995;
15. BORG, E.; ATTAELMANAN, A.; GRÖNDAL, H., “Image plate system differ in physical performance”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 88, pp. 118-142, 2000;
16. BORG, E.; GRÖNDAL, H. G., “On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intraoral radiography: a comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 25, pp. 82-84; 1996;
17. BRETTLE, D. S.; WORKMAN, A.; ELLWOOD, R.; LAUNDERS, J. H.; HORNER, K.; DAVIES, R. M., “The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography”, *The British Journal of Radiology*, Vol. 69, pp. 256-261, 1996;
18. BRICKLEY, M. R.; SHEPHERD, J. P., ARMSTRONG, R. A., “Neural networks: a new technique for development of decision support systems in dentistry”, *Journal of Dentistry*, Vol. 26, n. 4, pp. 305-309, 1998;
19. BUSHBERG, J. T., *The essential physics of medical imaging*, Willians & Wilking, New York, NY, 1994;
20. COLTMAN, H., “MTF measurement by modulation method”, *J. Optical Society America*, Vol. 44 pp. 468-472, 1954;
21. CONOVER, G. J.; HILDEBOLT, C. F.; YOKOYAMA, N., “Comparison of linear measurements made from storage phosphor and dental radiographs”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 25, pp. 268-272; 1996;
22. COSTA, E. T., ALBUQUERQUE, J. A. G.; NETO, F. H.; PAGANINNI, G. A.; BOSCOLO, F. N.; OLIVEIRA, A. E. F, “Environment influence on PSPL-based digital dental radiology systems”, *SPIE*, Vol. 4320, [in press], 2001;
23. COUTURE, R. A.; HILDEBOLT, C., “Quantitative dental radiography with a new photostimulable phosphor system”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 89, pp. 498-508, 2000;
24. COWEN, A. R.; WORKMAN, A.; PRICE, J. S., “Physical aspects of photostimulable computed radiology”, *The British Journal of Radiology*, Vol. 66, pp 332-345, 1993;
25. DAINY, J. C.; SHAW, R., *Image science – principles, analyses and evaluation of photographic-type imaging process*, Academic Press, London, UK, 1976;

26. DATA-RAY CORPORATION, Data-Ray display systems: catálogo médico, 2001;
27. RADIOGRAPHY UNITS, DENTAL; RADIOGRAPHY SYSTEMS, DIGITAL, DENTAL. *In: ECRI: Healthcare product comparison system HPCS*, Plymonthmeeting, ECRI Press, 1998;
28. DOUGHERTY, E. R.; GIARDINA, C. R., *Image processing*, Prentice-Hall, New York, NY, 1987;
29. DROEGE, R. T.; MORIN, R. L., “A practical method to measure the MTF of CT scanners”, *J. Medical Physics.*, Vol. 9, pp. 758-760, 1982;
30. EVANS, A. L., *The evaluation of medical images*, Institute of Physics Publishing, Bristol, UK, 1981;
31. FRIJA, J., “Latest developments in radiology”, *Biomedicine & Pharmacotherapy*, Vol. 52, n. 2, pp. 49-50, 1998;
32. FRÖJDH, C.; ANDERSSON, J.; BATES, R.; HEUKEN, M.; IRSIGLER, R.; PETERSON, C. S.; O’SHEA, V.; SMITH, K.; STAMATAKIS, H.; WELANDER, U., “New sensors for dental X-ray imaging”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Vol. 434, n. 1, pp. 18-23, 1999;
33. FUJI CORPARATION BRASIL LTDA, Fuji computed radiography, Fuji imaging plate: catálogo médico, 1999;
34. FURKART, A. J.; DOVE, S. B.; McDAVID, W.D.; NUMMIKOSKI, P.; MATTESON, S., “Direct digital radiography for the detection of periodontal bone lesions”, *Oral Maxillo Facial Radiology*, Vol. 74, n. 5, pp. 652-660, 1992;
35. GEARY, J. M., “New approach to the LSF measurement of x-ray intensifying screens”, *J. Medical Physics.*, Vol. 5, pp. 540-542, 1978;
36. GENDEX DENTAL SYSTEM, DENOPTIX user manual: manual do usuário, 1997;
37. GENERAL ELECTRIC CORPORATION, Unidade GE 1000: catálogo médico, 1998;
38. GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E., *Processamento de imagens digitais*, Edgard Blüncher, SP, Brasil, 1992;
39. GOSHIMA, T.; GOSHIMA, Y.; SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G., “Sensitometric response of the Sens-A-Ray, a charge-coupled imaging device, to chages in beam energy”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 25, pp. 17-18; 1996;

## Referências Bibliográficas

---

40. GOTFREDSEN, E., Aarhus university, Department of oral radiology, “Links digital radiology”, 2000, Disponível em: <<http://www.odont.aau.dk/rad/Digitalx.htm>>, Acesso em: 10 de junho de 2000;
41. GOUTSIAS, J.; BATMAN, S., *Progress in medical image engineering and analysis*, SPIE optical engineering press, New York, NY, 1999;
42. GRANFORDS, P. R.; AUFRICHTIG, R., “DQE(f) of an amorphous silicon flat panel X-ray detector: detector parameter influences and measurement methodology”, *SPIE*, Vol. 3977, pp. 2-13, 2000;
43. GRANFORDS, P. R., “Performance characteristics of an amorphous silicon flat panel x-ray imaging detector”, *SPIE*, Vol. 3659, pp. 480-490, 1999;
44. GREENE, S. A., “Dental Internet Resources”, 1993, Disponível em: <<http://www.dental-resources.com/>>, Acesso em: 10 de junho de 2000;
45. HANAM, J., *Quality control of gamma cameras and associated computer systems*, Institute of Physical Sciences in Medicine, Bradford, UK, 1992;
46. HARALICK, R. M.; STENBERG, S. R.; ZHUANG, X., “Image analysis using mathematical morphology”, *IEEE Transactions on Pattern Analyses and Machine Intelligence*, Vol. 9, pp. 532-550, 1987;
47. HART G. C.; SMITH A.H., *Quality and standards in nuclear medicine*, Institute of Physical Sciences in Medicine, 1992;
48. HATAGAWA, M.; *et al.*, “The effects of aliasing error on computed radiography in medical imaging”, *Measurement*, Vol. 21, n. 3, pp. 71-78, 1997;
49. HAUSS, A. R., "Evaluation of image blurr (unsharpness) in medical imaging", *Medical Radiography and Photography*, Vol. 61, pp. 1-2, 1985;
50. HAYAKAWA, Y.; FARMAN, A. G.; KELLY, M. S.; KUROYANAGI, K., “Intraoral radiography storage phosphor image mean *pixel* values and signal-to-noise ratio: effects of calibration”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 86, pp. 601-605, 1998;
51. HAYKIN, S., *An introduction to analog and digital communications*, John Wiley & Sons, New York, NY, 1989;
52. HILDEBOLT, C. F.; COUTURE, R. A.; WHITING, B. R., “Dental photostimulable phosphor radiography”, *Dental Clinics of North America*, Vol. 44, pp. 273-297, 2000;
53. HOESCHEN, D., “DQE of digital X-ray imaging systems: a challenge for standardization”, *SPIE*, Vol. 4320, [*in press*], 2001;

## Referências Bibliográficas

---

54. HORTON, R. A., Wake forest university school of medicine, Department of dentistry, "3D TACT imaging systems", 2000, Disponível em: < <http://www.bgsu.edu/dentistry/docsrs/tactover.htm> >, Acesso em: 10 de junho de 2000;
55. HUDA, W.; RILL, L. N.; BENN, D. K.; PETTIGREW, J. C., "Comparison of a photostimulable phosphor system with film for dental radiology", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 84, pp. 725-731, 1997;
56. HUDA, W.; SLONE, R., *Review of radiological physics*, Willians & Wilking, New York, NY, 1994;
57. JANHOM, A.; VAN DER STELT, P. F.; GINKEL, F. C.; GERAETS, W. G. M. , "Effect of noise on the compressibility and diagnostic accuracy for caries detection of digital bitewing radiographs", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 28, pp. 6-12, 1999;
58. JANHS, H. E., *The physics of radiology*, Chorb C. Tomas Publisher, Springfield, IL, 1983;
59. JUDY, P. F., "The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner", *Medical Physics.*, Vol. 3, pp.233-236, 1976;
60. KANDARAKIS, I.; CAVOURAS, D.; PANAYIOTAKIS, G. S.; TRIANTIS, D.; NOMICOS C.D., "An experimental method for the determination of spatial-frequency-dependent detective *quantum* efficiency (DQE) of scintillators used in X-ray imaging detectors", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, Vol. 399, n. 2-3, pp. 335-342, 1997;
61. KASHIMA, I., "Computed radiography with photostimulable phosphor in oral e maxillofacial radiology", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 80, pp. 577-598, 1995;
62. KASHIMA, I.; SAKURAI, T.; MATSUKI, T.; NAKAMURA, K.; AOKI, H.; ISHII, M.; KANAGAWA, Y., "Intraoral computed radiography using the Fuji computed radiography imaging plate: correlation between image quality and reading condition", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 78, pp. 239-243, 1994;
63. KAWASHITA, I., ISHIDA, T., "Development of an automated method for evaluation of unsharpness of digital radiographs using edge method", *SPIE*, Vol. 4320, [*in press*], 2001;
64. KENGYLICS, S. M.; COWEN, A. R.; DAVIES, A. G., "Image quality evaluation of a direct digital radiography detector operating in a UK radiology department", *SPIE*, Vol. 3659, pp. 24-35, 1999;
65. KNÜPFER, W.; HELL, E.; MATTERN, D., "Novel X-Ray Detectors for Medical Imaging", *Nuclear Physics*, Vol. 78, n. 1-3, pp. 610-615, 1999;
66. LATHI, B. P, *Random signals and communication theory*, International textbook company, New York, NY, 1994;

## Referências Bibliográficas

---

67. LAU, H. T., *A numerical library in C for scientists and engineers*, CRC Press, Boca Raton, FL, 1995;
68. LIM, J. S., *Two-dimensional signal and image processing*, Prentice-Hall, New Jersey, NY, 1990;
69. LIM, K. F.; LOH, E. E., “Intra-oral computed radiography--an in vitro evaluation”, *Journal of Dentistry*, Vol. 24, n. 5, pp. 359-364, 1996;
70. LIMA, E. L., *Curso de análise*, IMPA – CNPq, Rio de Janeiro, Brasil, 1976;
71. LIPPS, K., “Operative radiology for endodontics: direct digitalization versus film receptors”, [Abstract], *Amer Acad Oral Max Fac Rad*, Vol. 11, 1990;
72. MASSOUMZADEH, P., RUDIN, S., BEDNAREK, D. R., “Quantitative evaluation of amorphous selenium (a-Se) for region of interest (ROI) fluoroscopy”, *SPIE*, Vol. 3977, pp. 658-665, 2000;
73. MATHWORKS INC., *SIGNAL PROCESSING TOOLBOX user manual: manual do usuário*, 1990;
74. MCKEAN, R. A., *Handbook of Scientific and Technical Writing*, Lincoln Laboratory Press, Massachusetts Institute of Technology, 1989;
75. MILES, D. A., “Imaging using solid-state detectors”, *Dental Clinics North America*, Vol. 37, pp. 531-539, 1993;
76. MOY, J. P.; BOSSET, B., “How does real offset and gain correction affect the DQE in images from X-ray flat detector?”, *SPIE*, Vol. 3659, pp. 90-97, 1999;
77. NELVIG, P.; WING, K.; WELANDER, U., “Sens-A-Ray”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 74, pp. 818-823, 1992;
78. NICKOLOFF, E. L.; RILLEY, R., “A simplified approach for modulation transfer function determinations in computer tomography”, *J. Medical Physics.*, Vol. 12, pp. 437-442, 1985;
79. 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, Dissertação (Mestrado em Odontologia), Curso de pós-graduação em odontologia, Universidade Estadual de Campinas;
80. ONTTONELLO, P; ROTTIGNI, G. A.; SARTORI, C.; ZANELLA, G.; ZANNONI, R., “MTF and DQE measurement in imaging detectors by their single-event response”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, Vol. 419, n. 2-3, pp. 731-735, 1998;
81. OPPENHEIM, A.V.; SCHAFER, R.W., *Discrete-Time Signal Processing*, Prentice-Hall, New Jersey, NY, 1989;

## Referências Bibliográficas

---

82. PHANTOMS. *In*: ECRI: Healthcare product comparison system (HPCS), Plymonthmeeting, ECRI Press, 1998;
83. Radiological Computing and Imaging Science, Department of Radiology, Penn State University College, “Radiology Centennial Inc.”, 1993, Disponível em: <<http://www.xray.hmc.psu.edu/rci/>>, Acesso em: 10 de junho de 2000;
84. REGAM MEDICAL SYSTEM, SENS-A-RAY owner’s manual and reference guide: manual do usuário, 1991;
85. ROHLIN, M.; MILEMAN, P. A., “Decision analysis in dentistry—the last 30years”, *Journal of Dentistry*, Vol. 28, n. 7, pp. 453-468, 2000;
86. ROSSMANN, K., "The spatial frequency spectrum: a means to studying the quality of radiographic imaging systems", *Radiology*, Vol. 90, pp. 1-13, 1968;
87. ROSSMANN, K., "Point spread function, line spread function and modulation transfer function: tools for the study of imaging systems", *Radiology*, Vol. 93, pp.257-272, 1969;
88. ROWLANDS, J. A.; JI, W. G., “Optimization of the presampling modulation transfer function of the flat panel detectors for digital radiology”, *SPIE*, Vol. 3659, pp. 66-73, 1999;
89. SCHICK TECHNOLOGIES INC, CDR user guide: manual do usuário, 1995;
90. SCHNEIDERS, N. J.; BUSHONG, S. C., “Computer assisted MTF determination in CT”, *J. Medical Physics.*, Vol. 7, pp. 76-77, 1980;
91. SEELENTAG, W. W.; PANZER, W., “Equivalent photon energy including Rayleigh (coherent) scattering”, Gesellschaft für Strahlen, Munich, Alemanha, 1979;
92. SHARP P. F., *Assessing Image Quality*, Institute of Physical Sciences in Medicine, 1992;
93. SHIBUYA, H.; NISHIKAWA, K.; KUROYANAGI, K., “Effect of K-shell absorption edge filters on image quality in digital intraoral radiography”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 90, pp. 377-384, 2000;
94. SOREDEX, “Soredex Corporation”, 1993, Disponível em: <[www.soredexusa.com](http://www.soredexusa.com)>, Acesso em: 05 de junho de 2000;
95. SOREDEX, DIGORA instruction manual: manual do usuário, 1994;
96. STAMATAKIS, H. C.; WELANDER, U.; McDAVID, W.D., “Dose response of a storage phosphor system for intraoral radiography”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 28, pp. 272-276, 1999;
97. STRICKLAND, N. H., “Can PACS make a radiology department more competitive?”, *European Journal of Radiology*, Vol. 32, n. 2, pp. 113 – 115, 1999;

## Referências Bibliográficas

---

98. SVANAES, D. B.; MOYSTAD, A.; RISNES, S., LARHEIM, T. A.; GRONDAHL, H. G., “Intraoral storage phosphor radiography for a proximal caries detection and effect of image magnification: comparison with conventional radiography”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 82, pp. 94-100, 1996;
99. TORTORIC, U., *Concepts in medical radiographic imaging, circuitry, exposure and quality control*, WB Sanders Company, London, UK, 1992;
100. VALE, I. S.; BRAMANTE, A. S.; BRAMANTE, C. M., “Radiovisiografia: um novo sistema de imagem digital”, *FOL*, Vol. 8, 1995;
101. VANDRE, R. H.; PAJAK, J. C., ABDEL-NABI, H., FARMAN, T. T., FARMAN, A. G., “Technical comparison of seven digital intraoral dental X-ray sensors”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 26, pp. 282-283; 1997;
102. VERSTEEG, C. H.; SANDERINK, G. C. H.; STELT, P. V., “Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry”, *Journal of Dentistry*, Vol. 25, n. 3-4, pp. 215-224, 1997;
103. WANG, X.; VAN METTER, R. L.; FOODS, D. H.; STEKLENSKI, D. J., “Comprehensive and automated image quality performance measurement of computed radiographic systems”, *SPIE*, Vol. 4320, [in press], 2001;
104. WANG, Y.; WANG, J.; WANG, K.; LIU, G.; LIU, Y., “Monte Carlo simulation of image properties of an X-ray intensifying screen”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Vol.: 448, n. 3, pp. 567-570, 2000;
105. WEBB, S., *The physics of medical imaging*, Institute of Physics Publishing, Bristol, UK, 1995;
106. WELCH, P. D., “The use of a fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms”, *IEEE Transactions Audio Electroacoustics*, Vol. AU-15, pp. 77-73, 1967;
107. WENZEL, A.; FRANDSEN, E.; HINTZE, H., “Patient discomfort and cross-infection control in bitewing examination with a storage phosphor plate and a CCD-based sensor”, *Journal of Dentistry*, Vol. 27, n. 3, pp. 243-246, 1999;
108. WENZEL, K.; FEJERSKOV, O.; KIDD, E.; JOYSTON-BECHAL, S.; GROENEVELD, A., “Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, process radiographs”, *Caries Res.*, Vol. 24, pp. 327-333, 1990;
109. WORKMAN, A.; BRETTLE, D. S., “Physical performance measures of radiographic imaging systems”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 26, pp. 139-146, 1997;
110. XINHUA, C.; HUANG, H. K.; LOU, S. L., “A novel algorithm for measuring the MTF of a digital radiographic system with a CCD array detector”, *SPIE*, Vol. 3977, pp. 580-587, 2000;

111. YOSHIURA, K.; STAMATAKIS, H. C.; WELANDER, U.; McDAVID, W. D.; SHI, X. Q.; BAN, S.; KAWAZU, T.; TATSUMI, M.; KANDA, S., “Physical evaluation of a system for direct digital intra-oral radiography based on a charged-coupled device”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 28, pp. 277-283, 1999-a;
112. YOSHIURA, K.; KAWAZU, T.; CHIKUI, T.; TATSUMI, M.; TOKUMORI, K.; TANAKA, T.; KANDA, S., “Assessment of image quality in dental radiography: Part 1, *phantom* validity”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 87, pp. 115-118, 1999-b;
113. YOSHIURA, K.; KAWAZU, T.; CHIKUI, T.; TATSUMI, M.; TOKUMORI, K.; TANAKA, T.; KANDA, S., “Assessment of image quality in dental radiography: Part 2, optimal exposure conditions for detection of small mass changes in 6 intraoral radiography systems”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 87, pp. 115-118, 1999-c;
114. ZANELLA, G.; ZANNONI, R., “DQE of imaging detectors in terms of spatial frequency”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Vol. 437, n. 1, pp. 163-167, 1999;
115. ZANELLA, G.; ZANNONI, R., “The role of the *quantum* efficiency on the DQE of an imaging detector”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 381, n. 1, pp. 157-160, 1996;

## Referências Bibliográficas

---

## VII – Apêndices

---

### Apêndice 01 – Definições

---

- **Causalidade:** Propriedade de um processo de dois ou mais eventos ou estados, onde um evento provoca ou produz o outro. Um evento é a causa de outro se o evento acontece antes do efeito, há uma conjunção invariante entre os dois eventos e há um mecanismo ou estrutura física que atesta à necessidade da conjunção entre os eventos.
- **Densidade Espectral de Energia ou Espectro de Potência:** Módulo quadrático do espectro de um sinal (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).
- **Densidade Espectral de Ruído (NPS(v) - Noise Power Spectrum):** Espectro de potência do Ruído (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).
- **Distância Foco Receptor (FRD):** Distância entre o tubo de raios-X e o receptor. Em sistemas de filme, esta distância é usualmente referida como distância foco-filme (DFF).
- **Energia de um sinal:** Integral do espectro de potência de um sinal (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).
- **Espectro:** Função que caracteriza a distribuição de energia de um sinal em função de seus componentes em frequência. Transformada de Fourier de um sinal de energia (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; HAYKIN, 1989).
- **Figura de Ruído:** Variações em torno da média de uma imagem uniforme de um sistema sujeito a ruído aditivo.
- **Função de Espalhamento de Ponto (Point Spread Function - PSF):** Resposta impulsiva de um sistema de imagem (GONZALEZ, 1992).

- **Função de Transferência:** Resposta impulsiva no domínio da frequência de um sistema linear e invariante a translação (HAYKIN, 1989). Usualmente consiste de uma função complexa, cujo módulo é comumente referido por ganho, e fase referida por atraso. Em óptica é comum a denominação de função de transferência de modulação para o módulo da função de transferência.
- **Função de Transferência de Modulação (*Modulation Transfer Function* - MTF):** módulo da função de transferência de um sistema óptico.
- **Ganho DC:** Valor do módulo da função de transferência na frequência nula (HAYKIN, 1989).
- **Isopleta:** Curva em que determinado parâmetro de um gráfico é constante.
- **Modulação (M):** Define-se modulação de uma função por: 
$$M(f) = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\max} + f_{\min}}$$
.
- **Par de Linha:** Define-se par de linha como uma estrutura formada pela inclusão adjacente de um espaço opaco e uma linha radiotransparente (BARRET & SWINDEL, 1981; HAUSS, 1985; WORKMAN & BRETTLE, 1997). O comprimento do par de linha (período espacial ou ciclo) é definido como a distância entre duas regiões radiopacas adjacentes em uma composição de pares de linhas igualmente dimensionados (HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981; HAUSS, 1985).
- **Pares de Linhas por Milímetro (pl/mm):** Unidade de resolução. A Resolução em pl/mm é definida pelo inverso do comprimento do menor par de linha resolvível em alto contraste (BARRET & SWINDEL, 1981).
- **Relação sinal/ruído (SNR – *Signal to Noise Ratio*):** Razão entre a intensidade do sinal e a intensidade do ruído.
- **Resolução:** Define-se a resolução espacial pela habilidade de um sistema de imagem de resolver duas estruturas adjacentes como entidades discretas (HUDA & SLONE, 1994 ),

quantificada pelo o inverso do comprimento do menor par de linha resolvível visualmente em alto contraste (BARRET & SWINDEL, 1981). Alternativamente, a resolução é definida pelo critério de RAYLEIGH, pelo inverso da largura em meia altura da LSF(x) (HART & SMITH, 1992). Este parâmetro igualmente pode ser descrito pelas nomenclaturas de resolução de alto contraste e resolução espacial.

- **Ruído:** Toda fonte de erro, distúrbio ou deformação da fidelidade na transmissão ou geração de uma mensagem de informação.
- **Ruído proveniente da heterogeneidade do filme (*Film Mottle*):** Ruído em radiografia convencional causado por variações na estrutura granulosa das emulsões dos filmes (HUDA & SLONE, 1994 ). Este conceito pode ser estendido a radiologia digital pelo ruído proveniente da heterogeneidade da estrutura do detector digital.
- **Ruído proveniente da heterogeneidade da tela intensificadora (*Screen Mottle*):** Ruído em radiografia causado por heterogeneidade na construção da tela intensificadora. Esta degradação persiste em sistemas digitais que utilizem cintiladores (HUDA & SLONE, 1994 ).
- **Ruído Quântico (*Quantum Mottle*):** Variação aleatória de fótons incidentes em um detector de radiação (HUDA & SLONE, 1994 ). O ruído quântico é a fonte majoritária de ruído na imagem radiográfica e é unicamente dependente do número de fótons utilizados para gerar a imagem e decresce com a raiz quadrada do acréscimo da intensidade de radiação.
- **Sinal:** Suporte físico ou energético de uma mensagem, ou seja, qualquer grandeza que, em conformidade com as regras de um código, transporta informação e entra na composição de uma mensagem.
- **Sinal de energia:** Sinal de energia limitada (OPPENHEIM & SCHAFFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).

- **Sistema de Fase Mínima:** Sistema cuja fase da função de transferência é linear (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).
- **Sistema Invariante com Deslocamento:** Sistema invariante a translação.
- **Sistema Invariante a Translação:** Sistema em que a resposta impulsiva independe de sua posição (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).
- **Sistema Isotrópico:** Sistema que apresenta as mesmas propriedades físicas em todas as direções.
- **Sistema Linear:** Sistema que obedece ao teorema da superposição (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).
- **Teorema da superposição:** A soma da resposta de um sistema a dois sinais é igual à resposta da soma (OPPENHEIM & SCHAFER; 1989; LIM, 1990; HAYKIN, 1989).

## Apêndice 02 – Conversão entre Dose e Exposição

Este apêndice é dedicado a mostrar uma formulação para conversão entre as unidades de dose (D) e exposição (X). Conforme a seção 3.1.1, a exposição (X) expressa a carga da ionização gerada pela radiação por unidade de massa de ar. A unidade normalmente utilizada é o Roentgen (1 R =  $2,58 \cdot 10^{-4}$  C/kg). Desta forma, expressa-se a carga da ionização por unidade de massa (SI):

$$\text{Carga Ionizada/Massa (SI)} = \left( 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{kg} \cdot \text{R}} \right) \cdot X(R) \quad (130)$$

Cada par de íons contém uma carga de  $1,6 \cdot 10^{-19}$  C. Desta forma, o número de ionizações por unidade de massa é dado por:

$$\text{Número de ionizações/Massa} \left( \frac{\text{ions}}{\text{kg}} \right) = \frac{\left( 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{kg} \cdot \text{R}} \right)}{\left( 1,6 \cdot 10^{-19} \frac{\text{C}}{\text{ion}} \right)} \cdot X(R) \quad (131)$$

Segundo a literatura, são necessários na média 33,7 eV ( $5,39 \cdot 10^{-18}$  J) para produzir um par de íons no ar (BARRET & SWINDELL, 1981). Desta forma podemos obter a energia absorvida por unidade de massa, que representa a dose (D), onde  $1 \text{ J/kg} = 1 \text{ Gy}$  (SI).

$$\text{Energia Absorvida/Massa} \left( \frac{\text{J}}{\text{kg}} \right) = \frac{\left( 5,39 \cdot 10^{-18} \frac{\text{J}}{\text{ion}} \right) \left( 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{kg} \cdot \text{R}} \right)}{\left( 1,6 \cdot 10^{-19} \frac{\text{C}}{\text{ion}} \right)} \cdot X(R) \quad (132)$$

$$D(\text{Gy}) = \left( 8,69 \cdot 10^{-3} \frac{\text{Gy}}{\text{R}} \right) X(R) \quad (133)$$

$$D(\mu\text{Gy}) = 8690 \left( \frac{\mu\text{Gy}}{\text{R}} \right) X(R) \quad (134)$$

## Apêndice 03 – Formatos de Arquivos de Imagem

Lista das codificações para arquivo de imagem compatíveis com o *software* desenvolvido.

**Tabela 21** – Lista alfabética dos formatos de arquivo de imagem compatíveis com o software desenvolvido.

Arquivo	Extensão	Propriedade
Windows Bitmap	<b>BMP</b>	Microsoft Corporation.
Windows Enhanced Metafile	<b>EMF</b>	Microsoft Corporation.
CompuServe Bitmap	<b>GIF</b>	CompuServe.
JPEG Bitmap	<b>JPG</b>	Independent JPEG Group.
PaintBrush Bitmap	<b>PCX</b>	Microsoft Corporation.
Portable Network Graphics	<b>PNG</b>	PNG Development Group.
Targa Interlaced File Format	<b>TIF</b>	Adobe International.
Targa Interlaced Multipage File Format	<b>TIF</b>	Adobe International.
Windows Metafile	<b>WMF</b>	Microsoft Corporation.

## Apêndice 04 – Sistemas Radiográficos

Lista alfabética de sistemas de imagem disponíveis comercialmente em 2001 para fins de radiografia digital odontológica direta. O asterisco (\*) indica os sistemas utilizados na avaliação empregada neste estudo.

**Tabela 22** – Lista alfabética dos sistemas de radiografia digital comercialmente disponíveis em 2001.

Sistema	Fabricante	Tecnologia
<b>CDR *</b>	Schick Technologies Inc. → <a href="http://www.schiktech.com">www.schiktech.com</a>	<b>CCD</b>
<b>CD-Dent</b>	Orex Corporation	<b>PSPL</b>
<b>Combi-X</b>	Orex Corporation	<b>PSPL</b>
<b>CygnusRay MPS</b>	Cygnus Technologies	<b>CCD</b>
<b>DenOptix *</b>	Gendex Dental System srl → <a href="http://www.gendexxray.com">www.gendexxray.com</a>	<b>PSPL</b>
<b>DenOptix Ceph</b>	Gendex Dental System srl → <a href="http://www.gendexxray.com">www.gendexxray.com</a>	<b>PSPL</b>
<b>Dexis</b>	MedizinRechner GmbH	<b>CCD</b>
<b>Digora (fmx) *</b>	Soredex Orion Corporation → <a href="http://www.soredex.orion.fi">www.soredex.orion.fi</a> → <a href="http://www.soredexusa.com">www.soredexusa.com</a>	<b>PSPL</b>
<b>Dixel</b>	J Morita Corporation → <a href="http://www.jmorita.com">www.jmorita.com</a>	<b>CCD</b>
<b>Dixi</b>	Planmeca Group → <a href="http://www.planmeca.com">www.planmeca.com</a>	<b>CCD</b>
<b>Dixsy</b>	Villa Sistemi Medicali srl	<b>CCD</b>
<b>F1 iOX megapixel X-ray Sensor</b>	Fimet	<b>CCD</b>
<b>FlashDent</b>	FlashDent	<b>CCD</b>
<b>Intrascan</b>	Planmeca Group → <a href="http://www.planmeca.com">www.planmeca.com</a>	<b>PSPL</b>
<b>MPDx</b>	Dental/Medical Dignostic System Inc.	<b>CCD</b>
<b>Multiscan</b>	Planmeca Group → <a href="http://www.planmeca.com">www.planmeca.com</a>	<b>PSPL</b>
<b>NI-DX</b>	Dentsply New Image	<b>CCD</b>
<b>Radio Visio Graphy</b>	Trophy Radiologie → <a href="http://www.trophy-imaging.com">www.trophy-imaging.com</a>	<b>CCD</b>
<b>Sidexis</b>	Sirona Dental Systems GmbH → <a href="http://www.sirona.de">www.sirona.de</a>	<b>CCD</b>
<b>Sigma</b>	Instrumentarium imaging → <a href="http://www.instrumnetarium.fi">www.instrumnetarium.fi</a> → <a href="http://www.iimaging.com">www.iimaging.com</a>	<b>CCD</b>
<b>Sens-A-Ray 2000 *</b>	Reagam Medical Systems → <a href="http://www.dentx.com">www.dentx.com</a>	<b>CCD</b>
<b>Visualix</b>	Gendex Dental System srl → <a href="http://www.gendexxray.com">www.gendexxray.com</a>	<b>CCD</b>
<b>VistaRay</b>	Dürr Dental GmbH	<b>CCD</b>

## Apêndice 05 – Curva Dosimétrica

Apresenta-se na Tabela 23 a relação das doses de entrada em função do tempo de exposição para o aparelho GE 1000 operando com 60 Kvp, 10 mA e FRD = 32 cm. As medidas de exposição (X) foram estimadas a partir da Equação (134), apresentada no Apêndice 2.

**Tabela 23** – Curva dosimétrica do aparelho GE1000, operando em 60 kVp, 10mA e FRD = 32 cm.

Tempo de exposição (s)	Dose ( $\mu\text{G}$ )	Exposição (R)
0,05	140	0,016
0,08	224	0,025
0,10	280	0,322
0,13	364	0,042
0,20	560	0,064
0,25	700	0,080
0,30	840	0,096
0,35	980	0,113
0,40	1.120	0,128
0,50	1.400	0,161
0,60	1.680	0,193
0,80	2.240	0,259
1,50	4.200	0,483
2,00	5.600	0,644
2,50	7.000	0,805
3,00	8.400	0,966
3,50	9.800	1,127
4,00	11.200	1,288
5,00	14.000	1,611
6,00	16.800	1,933
7,00	19.600	2,255

## Apêndice 06 – Trabalhos Publicados.

---

- ALBUQUERQUE, Jorge André Girão; COSTA, Eduardo Tavares; TINOIS, Eduardo Silva, “Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade em sistemas de radiologia digital odontológica”, Anais do XXVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Florianópolis, SC, Brasil, 2000;
- COSTA, Eduardo Tavares, ALBUQUERQUE, Jorge André Girão, NETO, Francisco Haiter, PAGANINNI, Gisela André, BÓSCOLO, Frab Noberto, OLIVEIRA, Ana Emília Figueiredo, “Environment influence on PSPL-based digital dental radiology systems”, *SPIE*, Vol. 4320, [*in press*], 2001;
- ALBUQUERQUE, Jorge André Girão, COSTA, Eduardo Tavares, NETO, Francisco Haiter, PAGANINNI, Gisela André, BÓSCOLO, Frab Noberto, OLIVEIRA, Ana Emília Figueiredo, “Evaluation of PSPL plate erasing time of a digital dental radiology system”, *SPIE*, Vol. 4320, [*in press*], 2001;