



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

**SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE QUALIDADE DE IMAGEM EM  
RADIOLOGIA DIGITAL ODONTOLÓGICA**

**Autor: Tiago Freire Carneiro Leão**

**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, área de concentração em Engenharia Biomédica.

Campinas, Junho de 2009

---

---

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

L55s Leão, Tiago Freire Carneiro  
Sistema de avaliação de qualidade de imagem em radiologia digital odontológica / Tiago Freire Carneiro Leão. --Campinas, SP: [s.n.], 2009.

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

1. Odontologia - Radiografia. 2. Controle de qualidade . 3. Radiografia - Qualidade da imagem. 4. Diagnóstico por imagem. 5. Função de transferência ótica. I. Costa, Eduardo Tavares. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

Título em Inglês: Image quality evaluation system for dental digital radiology

Palavras-chave em Inglês: Dental - Radiology, Radiology - Image quality, Quality control, Imaging diagnostic, Optical transfer function

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Mestrado em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Homero Schiabel, Sérgio Santos Mühlen

Data da defesa: 17/06/2009

Programa de Pós Graduação: Engenharia Elétrica

---

---

## COMISSÃO JULGADORA - TESE DE MESTRADO

**Candidato:** Tiago Freire Carneiro Leão

**Data da Defesa:** 17 de junho de 2009

**Título da Tese:** "Sistema de Avaliação de Qualidade de Imagem em Radiologia Digital Odontológica"

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (Presidente): \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Homero Schiabel: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Sérgio Santos Muhlen: \_\_\_\_\_

---

---

## RESUMO

Novas tecnologias e sistemas de detecção de radiação para a geração de imagens radiográficas odontológicas vêm sendo disponibilizados como alternativa aos filmes radiográficos. Sistemas baseados em tecnologia do tipo PSPL parecem superar algumas das restrições encontradas nos sistemas baseados em tecnologia CCD, tais como volume do detector, cabos de conexão, tamanho limitado da imagem e limitação da latitude. É importante que seja possível comparar sistemas de imagem concorrentes (diferentes tecnologias ou diferentes fabricantes com mesma tecnologia), utilizando ferramentas e protocolos de controle e certificação de qualidade. Foi desenvolvido um pacote computacional e um conjunto de simuladores e foi realizada a análise de dois sistemas comerciais baseados na tecnologia PSPL, de forma a validar o sistema desenvolvido. O programa desenvolvido permite obter e analisar: curva sensitométrica, função de transferência de modulação (MTF), densidade espectral de potência (NPS), quanta equivalente de ruído (NEQ) e eficiência na detecção de quanta (DQE). Os resultados mostraram que o pacote computacional e o conjunto de simuladores permitem realizar o controle de qualidade de sistemas de radiografia digital odontológica de maneira quantitativa e objetiva, facilitando a análise comparativa entre diferentes sistemas comerciais.

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

## ABSTRACT

New systems and technologies for radiation detection intended for dental radiology have become available as an alternative to dental radiographic film. Systems based on PSPL technology seems to overcome some of the restrictions of systems based on CCD technology such as the bulky detector, connecting wire, limited image size and limited exposure latitude. It is important that competing imaging systems can be compared (different technologies or different manufacturers of the same technology) by means of quality control tools and quality certification protocols. A software package and a set of specific phantoms were developed and the analyses of two competing PSPL systems were conducted to validate the developed system. The software allows the user to obtain and analyze: the characteristic curve, modulation transfer function (MTF), noise power spectrum (NPS), noise equivalent quanta (NEQ) and detective quantum efficiency (DQE). The results have shown that the developed software and phantom set allow quality control of digital dental radiology systems in a very objective and quantitative way, facilitating comparative analysis of competing commercial systems.

**Keywords:** Digital dental radiology, quality assurance in radiodiagnostic, characteristic curve, detective quantum efficiency, modulation transfer function, noise power spectrum, noise equivalent quanta.

---

Aos meus pais

**Eduardo e Consolação**

pelo amor, carinho e apoio a mim dedicados,

com tanto desvelo, ao longo dos anos;

à minha esposa,

**Carolina**

que compartilhou

tão junto de mim, todas as

fases desse trabalho, e que com seu apoio

me incentivou nos momentos mais difíceis,

com muito carinho,

dedico.

---

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus, que coloca em nossas vidas obstáculos que por vezes julgamos intransponíveis, mas que ao superá-los temos a satisfação de identificar o tamanho da força que Dele recebemos.

Ao Professor Eduardo Tavares Costa, pela confiança, compreensão, incentivo, orientação e amizade.

À Carolina, pela paciência, compreensão e por toda ajuda durante todo o tempo que estamos juntos.

A todos da minha família (pais, irmãos, avós, tios, primos, sogros, cunhada) por fazerem parte da minha vida e pela compreensão nos momentos de dificuldades e ausência.

Ao pessoal da Área de Física Médica do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP, pela amizade e suporte com os equipamentos.

Ao pessoal da Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, em especial aos professores Frab Norberto Bóscolo e Francisco Haiter Neto, pela disponibilidade de seu tempo e dos equipamentos que foram utilizados na avaliação do sistema desenvolvido neste trabalho.

Ao Diego Ferreira dos Santos, o Tchê, pela ajuda com o desenvolvimento do software.

Aos meus amigos que sempre compreenderam a distância que muitas vezes a vida impõe.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP, pela bolsa concedida no decorrer do curso.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desse trabalho.

---

## ÍNDICE

RESUMO .....	i
ABSTRACT .....	i
AGRADECIMENTOS .....	v
Lista de Abreviaturas.....	xvii
Capítulo 1 – INTRODUÇÃO.....	1
Capítulo 2 - OBJETIVOS.....	3
Capítulo 3 - RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA .....	5
3.1 - Introdução .....	5
3.2 – Radiologia Odontológica Analógica .....	7
3.3 – Radiologia Odontológica Digital.....	9
3.3.1 – Radiologia Digital Indireta.....	9
3.3.2 – Radiologia Digital Direta .....	10
Capítulo 4 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	15
4.1 – Interação de raios X com a matéria .....	15
4.1.1 - Espalhamento Rayleigh.....	15
4.1.2 - Espalhamento Compton .....	16
4.1.3 - Efeito fotoelétrico.....	17
4.1.4 - Produção de pares.....	20
4.2 – Atenuação de raios X.....	20
4.2.1 - Coeficiente de atenuação linear.....	21
4.2.2 - Coeficiente de atenuação de massa .....	22
4.2.3 - Camada Semi-Redutora - CSR.....	23
4.3 – Absorção da energia dos raios X .....	26
4.3.2 – Kerma .....	27
4.3.3 - Coeficiente de transferência de energia ( <i>Mass Energy Transfer Coefficient</i> ) .....	28
4.3.4 - Cálculo do Kerma.....	28
4.3.5 - Dose absorvida .....	29
4.3.6 - Coeficiente de absorção de energia ( <i>Mass Energy Absorption Coefficient</i> ).....	29
4.3.7 - Cálculo da dose .....	30
4.3.8 – Exposição .....	30
4.4 – Parâmetros físicos de qualidade de imagem.....	31
4.4.1 - Resolução Espacial.....	33
4.4.2 – Ruído em sistemas de imagem radiográfica .....	43
4.4.3 – Sensibilidade em sistemas de imagem radiográfica .....	49
Capítulo 5 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	53
5.1 – Fonte de raios X.....	53
5.1.1 – Tensão de excitação do tubo de raios X e tempo de exposição.....	54
5.1.2 – Características dosimétricas .....	55
5.1.3 – Camada Semi-Redutora (CSR).....	56
5.2 – Sistemas radiográficos.....	58
5.2.1 – Sistema DIGORA™ .....	58
5.2.2 – Sistema DENOPTIX™.....	59
5.3 – Simuladores radiográficos .....	60
5.3.1 – Simulador de Sensibilidade .....	61

---

---

5.3.2 – Simulador de Uniformidade .....	64
5.3.3 – Simulador de Resolução .....	66
5.4 – Métodos de estimativa de parâmetros .....	67
5.4.1 – Método de estimativa da MTF (Resolução) .....	67
5.4.2 – Método da estimativa da densidade espectral de ruído ( <i>NPS</i> ) ou espectro de Wiener (Ruído).....	71
5.4.3 – Método para o levantamento da curva sensitométrica e estimativa da curva gama $\gamma$ (Sensibilidade).....	73
5.4.4 – Método para a determinação do quanta equivalente de ruído (NEQ) .....	76
5.4.5 – Método para a determinação da eficiência quântica detectável (DQE).....	77
5.4.6 – Considerações sobre a metodologia .....	77
5.5 – Pacote computacional .....	78
5.6 – Análise estatística .....	85
Capítulo 6 – RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	87
6.1 – Sensibilidade.....	87
6.2 – Resolução .....	90
6.3 – Ruído .....	94
6.5 – Detecção equivalente de quanta (DQE).....	99
Capítulo 7 – CONCLUSÕES .....	103
ANEXO .....	109

---

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1:</b> Resultados das <i>CSRs</i> e energia efetiva do feixe.	57
<b>Tabela 2:</b> Valores de gama para os sistemas Denoptix e Digora.	87
<b>Tabela 3:</b> Valores da <i>MTF</i> para as frequências espaciais 2 e 3 do sistema Digora.	89
<b>Tabela 4:</b> Valores estimados da fluência de fótons.	97

---

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 3.1:</b> Diagrama de blocos do processo de aquisição de imagens usando CCD.	11
<b>Figura 3.2:</b> Sensores CCD dos sistemas radiográficos comerciais (A) Sens-A-Ray e (B) CDR (ALBUQUERQUE, 2001).	11
<b>Figura 3.3:</b> Diagrama de blocos do processo de aquisição de imagem usando PSPL.	12
<b>Figura 3.4:</b> Frente e verso de placas sensoras (PSPL) utilizadas nos sistemas radiográficos comerciais (A) Digora e (B) Denoptix (ALBUQUERQUE, 2001).	13
<b>Figura 3.5:</b> Espectro de estimulação e emissão de luz em placas sensoras de PSPL.	14
<b>Figura 4.1:</b> Coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoelétrico para tecidos moles ( $Z = 7$ ), iodo ( $Z = 53$ ), e bário ( $Z = 56$ ) em função da energia. Um aumento abrupto no coeficiente de atenuação chamado “absorption edge” ocorre devido ao aumento da probabilidade de ocorrência de absorção fotoelétrica quando a energia do fóton excede levemente a energia de ligação das camadas mais internas de elétrons (e.g., K, L, M ...) desse modo aumentando o número de elétrons disponíveis para a interação (modificado de BUSHBERG, 2001).	19
<b>Figura 4.2:</b> Gráfico de coeficientes de atenuação total, Rayleigh, fotoelétrico, Compton, produção de pares em função da energia para tecidos moles ( $Z = 7$ ) (modificado de BUSHBERG, 2001).	21
<b>Figura 4.3:</b> O endurecimento do feixe é resultado da absorção preferencial dos fótons de baixa energia quando eles atravessam a matéria (modificado de BUSHBERG, 2001).	25
<b>Figura 4.4:</b> $CSR (= 0,693/\square)$ em função da energia do fóton (WOLBARST, 2000).	26
<b>Figura 4.5:</b> Sistema “caixa preta”.	32
<b>Figura 4.6:</b> Quando as imagens de dois objetos pequenos dentro do corpo do paciente deixam de ser distinguíveis, a separação dos objetos define a resolução do sistema de imagem (modificado de WOLBARST, 2000).	34

---

---

<b>Figura 4.7:</b> Função de espalhamento de ponto (PSF). A) Um feixe uniforme de raios X incide sobre uma folha de metal, resultando num feixe estreito na forma de “pincel” que emerge do <i>pinhole</i> e que atinge o detector. B) Gráfico da densidade óptica (ou nível de cinza) em função da distância é construído. A partir da curva sensitométrica do sistema se obtém o gráfico da exposição em função da distância, o qual representa a PSF (modificado de WOLBARST, 2000).	36
<b>Figura 4.8:</b> A) Estímulo pontual num sistema de imagem em função da distância. B) PSF isotrópica. C) PSF não-isotrópica (modificado de BUSHBERG, 2001).	36
<b>Figura 4.9:</b> A) Uma imagem estacionária é aquela em que a PSF é a mesma em todo o campo de visão. B) Um sistema não estacionário demonstra <i>PSFs</i> diferentes, dependendo da localização da imagem (BUSHBERG, 2001).	37
<b>Figura 4.10:</b> Geração da Função de Espalhamento de Linha ( <i>LSF</i> ) (modificado de WOLBARST, 2000).	38
<b>Figura 4.11:</b> Formação da Função de Espalhamento de Borda, uma outra medida de resolução (modificado de WOLBARST, 2000).	39
<b>Figura 4.12:</b> A função de espalhamento de ponto (PSF), a função de espalhamento de linha ( <i>LSF</i> ), a função de espalhamento de borda ( <i>ESF</i> ) são mostradas isometricamente (acima) e de perfil (abaixo). O eixo das abscissas representa distância (modificado de BUSHBERG, 2001).	40
<b>Figura 4.13:</b> Série de funções senoidais com diferentes freqüências espaciais. O contraste dos sinais de entrada é de 100%. Depois da detecção, os sinais de saída tiveram suas amplitudes reduzidas. A redução é mais drástica para maiores freqüências (BUSHBERG, 2001).	41
<b>Figura 4.14:</b> As amplitudes de saída mostradas na Figura 4.12 são traçadas neste gráfico no eixo y, e a freqüência espacial no eixo x. A função de transferência de modulação é o gráfico que demonstra a capacidade de resolução do sistema de imagem em função da freqüência espacial (modificada de BUSHBERG, 2001).	41
<b>Figura 4.15:</b> Padrões de teste utilizados para determinação da resolução (esquerda). A imagem (direita) ilustra o efeito do borramento introduzido pelo sistema.	42

---

---

<b>Figura 4.16:</b> Relação entre a <i>PSF</i> e a <i>MTF</i> .	43
<b>Figura 4.17:</b> Curvas característica e gama.	49
<b>Figura 4.18:</b> Curva sensitométrica de dois sistemas digitais.	50
<b>Figura 4.19:</b> Curva gama de dois sistemas digitais e um baseado em filme radiográfico.	51
<b>Figura 5.1:</b> Processo de avaliação de sistema de imagem utilizando o sistema integrado proposto.	53
<b>Figura 5.2:</b> Unidade de raios X GE 1000.	54
<b>Figura 5.3:</b> Curva dosimétrica da unidade GE 1000, operando em 68 kV <sub>p</sub> , 10 mA e FRD igual a 70 cm.	55
<b>Figura 5.4:</b> Curva de atenuação utilizando lâminas de alumínio (68 kV <sub>p</sub> , 10 mA e FRD de 50 cm).	57
<b>Figura 5.5:</b> (A) Frente e (B) verso da placa sensora do sistema Digora (ALBUQUERQUE, 2001).	58
<b>Figura 5.6:</b> (A) Frente e (B) verso da placa sensora do sistema Denoptix.	60
<b>Figura 5.7:</b> Imagem fotográfica do simulador de sensibilidade.	61
<b>Figura 5.8:</b> Esquema de montagem do simulador de sensibilidade.	62
<b>Figura 5.9:</b> Imagem radiográfica do simulador de sensibilidade: (a) Marcador de exposição: região de máxima exposição; (b) Área de interesse: Região com lâminas de cobre sobrepostas; (c) Marcador de absorção: Região radiopaca.	63
<b>Figura 5.10:</b> Curva de atenuação do simulador de sensibilidade.	63
<b>Figura 5.11:</b> Imagem fotográfica do simulador de uniformidade.	64
<b>Figura 5.12:</b> Imagem radiográfica do simulador de uniformidade.	65
<b>Figura 5.13:</b> Imagem fotográfica do simulador de resolução.	66
<b>Figura 5.14:</b> Imagem radiográfica do simulador de resolução.	66
<b>Figura 5.15:</b> Esquema do método da borda (modificada de SAMEI & FLYNN, 1998).	68

---

---

<b>Figura 5.16:</b> Efeito da inclinação da borda na amostragem da ESF.	68
<b>Figura 5.17:</b> Imagem binária do simulador de resolução e método para o cálculo do ângulo por meio da equação 43.	69
<b>Figura 5.18:</b> Esquema geral para a determinação da MTF.	70
<b>Figura 5.19:</b> Procedimento para a estimativa da MTF.	70
<b>Figura 5.20:</b> Relação entre intensidade relativa ( $S$ ) e espessura do degrau de absorção.	74
<b>Figura 5.21:</b> Curva sensitométrica.	75
<b>Figura 5.22:</b> Curva sensitométrica: $S \times \log_{10}(D)$ .	75
<b>Figura 5.23:</b> Curva gama.	76
<b>Figura 5.24:</b> Diagrama de blocos do pacote computacional.	79
<b>Figura 5.25:</b> Tela inicial.	80
<b>Figura 5.26:</b> Módulo de sensibilidade do SARD.	80
<b>Figura 5.27:</b> Curva sensitométrica (acima) e curva gama (abaixo).	81
<b>Figura 5.28:</b> Tela do módulo de uniformidade.	82
<b>Figura 5.29:</b> Tela que mostra o resultado da $NPS(f)$ em função da frequência espacial.	82
<b>Figura 5.30:</b> Selecionando a ROI na imagem do simulador de resolução.	83
<b>Figura 5.31:</b> Resultado da $MTF$ .	83
<b>Figura 5.32:</b> Resultado do $NEQ(f)$ .	84
<b>Figura 5.33:</b> Resultado do $DQE(f)$ .	84
<b>Figura 6.1:</b> Curva sensitométrica do sistema Denoptix.	87
<b>Figura 6.2:</b> Curva gama do sistema Denoptix.	88
<b>Figura 6.3:</b> Curva sensitométrica do sistema Digora.	88
<b>Figura 6.4:</b> Curva gama do sistema Digora.	89

---

---

<b>Figura 6.5:</b> Gráfico da $MTF(f)$ em função da dose para o sistema Denoptix.	90
<b>Figura 6.6:</b> Gráfico da $MTF(f)$ em função da dose para o sistema Digora.	91
<b>Figura 6.7:</b> MTF – Comparação entre os sistemas Denoptix (300 dpi) e Digora para a dose menor.	92
<b>Figura 6.8:</b> MTF – Comparação entre os sistemas Denoptix (300 dpi) e Digora para a dose maior.	93
<b>Figura 6.9:</b> Gráfico da $NPS(f)$ em função da dose para o sistema Digora.	95
<b>Figura 6.10:</b> Gráfico da NPS (f) em função da dose para o sistema Denoptix.	95
<b>Figura 6.11:</b> NPS – Comparação entre os sistemas Denoptix (300 dpi) e Digora para a menor dose.	96
<b>Figura 6.12:</b> NPS – Comparação entre os sistemas Denoptix (300 dpi) e Digora para a menor dose.	97
<b>Figura 6.13:</b> NEQ – Comparação entre os sistemas Digora e Denoptix.	98
<b>Figura 6.14:</b> DQE – Comparação entre os sistemas Digora e Denoptix.	99
<b>Figura 6.15:</b> DQE – Comparação entre doses.	100

---

---

## Lista de Abreviaturas

AGC	Controle automático de ganho – do inglês: <i>Automatic Gain Control</i>
Bits	Dígitos binários – do inglês: <i>Binary digits</i>
Byte	8 Bits
CCD	Dispositivo de carga acoplada – do inglês: <i>Charge Coupled Device</i> .
CDR	Sistema radiográfico <i>Computer Dental Radiography</i> .
CSR	Camada semi-redutora
DQE	Eficiência Quântica detectável – do inglês: <i>Detective Quantum Efficiency</i>
DPI	Número de <i>pixels</i> por polegada.
ESF	Função de espalhamento de borda – do inglês: <i>Edge Spread Function</i> .
FFT	Transformada rápida de Fourier – do inglês: <i>Fast Fourier Transformer</i> .
FWHM	Relação largura meia altura – do inglês: <i>Full width to half maximum</i> .
FRD	Distância foco-receptor – do inglês: <i>Focus to Receptor Distance</i> .
Gy	Gray.
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> (Órgão de regulamentação internacional)
K	<i>Kerma</i>
LSF	Função de espalhamento de linha – do inglês: <i>Line Spread Function</i> .
MTF	Função de transferência de modulação – do inglês: <i>Modulation Transfer Function</i> .
NEQ	Quanta equivalente de ruído – do inglês: <i>Noise Equivalent Quanta</i> .
NPS	Densidade espectral de ruído – do inglês: <i>Noise Power Spectrum</i> .
OD	Densidade óptica
PACS	Sistemas integrados de arquivamento e comunicação de imagens – do inglês: <i>Picture Archiving and Communication Systems</i> .
Pixel	Elemento de imagem – do inglês: <i>Picture Element</i> .
PMT	Tubo foto-multiplicador – do inglês: <i>Photo Multiplier Tube</i> .
PSF	Função de espalhamento de ponto – do inglês: <i>Point Spread Function</i> .
PSPL	Luminescência de material foto-estimulável – do inglês: <i>Photo Stimulable Phosphor Luminescence</i> .
RVG	Sistema radiográfico <i>RadioVisioGraph</i> .
SNR	Relação sinal/ruído – do inglês: <i>Signal to Noise Ratio</i> .
TIFF	Codificação de imagem <i>Tagged Image File Format</i> .

---

## Lista de Símbolos Matemáticos

$\infty$	Infinito
$\mathfrak{F}$	Transformada de Fourier direta
$\mathfrak{F}^{-1}$	Transformada de Fourier inversa
*	Convolução

## Lista de Letra Gregas

$\delta$	Função impulso unitário
$\varepsilon_0$	Energia eletiva do feixe
$\gamma$	Curva gama
$\mu$	Coefficiente de atenuação linear
$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)$	Coefficiente de absorção de energia
$\left(\frac{\mu_k}{\rho}\right)$	Coefficiente de transferência de energia
$\theta$	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

## Lista de Letras Latinas

D	Dose absorvida
E	Energia do fóton
$E_0$	Energia do fóton incidente
$E_{sc}$	Energia do fóton espalhado
$E_{e-}$	Energia cinética do elétron ejetado
$E_e$	Energia cinética do fotoelétron ejetado
$E_b$	Energia de ligação do orbital
$N_0$	Número de fótons incidentes
$\Delta Q$	Quantidade de carga elétrica
$\Delta m$	Unidade de massa do material
T	Transmitância
X	Exposição

---

---

## Capítulo 1 – INTRODUÇÃO

A utilização de equipamentos de raios X se mostra uma das ferramentas de diagnóstico mais importantes e utilizadas em diversas áreas da saúde. Dessa forma, uma alta qualidade das imagens radiográficas geradas torna-se imprescindível para a obtenção de um diagnóstico médico mais preciso. A existência e a correta utilização de métodos de controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico garantem a geração de imagens de boa qualidade, com menor exposição possível do paciente à radiação X.

A portaria nº 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde estabelece diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, baseando-se em testes de constância e concentrando-se na segurança de equipamentos de raios X (Ministério da Saúde, 1998). Contudo, os indicadores assumidos por esta regulamentação para radiologia convencional (*i.e.* exatidão e reprodutibilidade de tensão de tubo, tempo de exposição e dose, camada semi-redutora, alinhamento de feixe e coincidência de campos) não garantem uma boa qualidade da imagem produzida por estes sistemas, em termos de sensibilidade, resolução e produção de ruído.

Atualmente, métodos digitais de obtenção de imagens radiográficas estão amplamente difundidos e disponíveis para uso em radiologia geral. Entre as razões de tal disseminação 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).

Dessa forma, segundo Workman & Brettle (1997), 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 seu desempenho com o tempo.

Albuquerque (2001) realizou um trabalho inicial no Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP, que permitiu a

---

---

avaliação de diferentes sistemas de radiologia digital odontológica, criando um programa que necessitava de registro e senha e era específico para a plataforma Windows™. Entretanto, sua utilização ficou restrita, sugerindo assim o desenvolvimento de outro programa e descrição para construção de um conjunto de simuladores para disponibilização na Internet.

Dentro deste contexto, foi desenvolvido nesse trabalho um sistema integrado, com o objetivo também de permitir uma avaliação automática de sistemas de radiologia digital odontológica. Este sistema integrado é composto por um conjunto de simuladores específicos para radiologia digital odontológica intra-oral (cuja descrição facilita sua construção por outros usuários) e um pacote computacional (para as plataformas Linux™ e Windows™) que realiza uma análise automática dos parâmetros quantitativos de qualidade de imagem sugeridos na literatura e que estão disponibilizados na página do Centro de Engenharia Biomédica na Internet ([www.ceb.unicamp.br](http://www.ceb.unicamp.br)) (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999; HUDA *et al.*, 1997; BARRET & SWINDEL, 1981; DAINY & SHAW, 1976; SAMEI & FLYNN, 2002).

---

## Capítulo 2 - OBJETIVOS

- 1) Desenvolver simuladores radiográficos específicos relacionados aos parâmetros físicos sensibilidade, resolução e ruído.
- 2) Desenvolver um sistema integrado com programa de computador, independente de sistema operacional, para análise automática de parâmetros físicos quantitativos de qualidade de imagem radiográfica baseados nas imagens radiográficas dos simuladores radiográficos.
- 3) Analisar comparativamente sistemas comerciais de radiologia digital odontológica intra-oral direta, utilizando o programa desenvolvido e os simuladores construídos.

---

## Capítulo 3 - RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA

Essa seção apresenta um breve histórico da evolução da radiologia odontológica e aborda conceitos necessários para a compreensão tanto dos métodos aplicados nesse trabalho quanto dos resultados obtidos.

### 3.1 - Introdução

Desde sua descoberta por Wilhelm Conrad Röntgen em 1895, os raios X vêm sendo amplamente utilizados e aplicados em inúmeras áreas. A radiografia por projeção foi o primeiro procedimento radiológico realizado para formação de imagem. Este processo se refere à aquisição de uma imagem bi-dimensional da anatomia tri-dimensional de um paciente (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983).

A radiografia é um procedimento de formação de imagem por transmissão. O tubo de raios X emite uma distribuição relativamente uniforme de raios X na direção do paciente. Após a interação desta distribuição homogênea com a anatomia do paciente, os raios X são detectados do outro lado do corpo por um detector de raios X (HUDA & SLONE, 2003; WOLBARST, 2000).

Tanto na medicina quanto na odontologia, a descoberta de novas formas de diagnóstico por imagem e o aprimoramento da radiologia intervencionista têm tornado a utilização dessa tecnologia cada vez mais necessária. Na odontologia, a radiologia tem como objetivo descobrir, confirmar, localizar e classificar lesões, sendo, portanto, uma prática indispensável na clínica odontológica (BRETTLE *et al.*, 1996).

Através da exposição de uma emulsão fotográfica em uma placa de vidro no interior da sua própria boca, o dentista alemão F. Otto Walkhoff (*In: Radiology Centennial, 2000*), em 1896, realizou a primeira radiografia intraoral. A primeira unidade odontológica de raios X comercialmente produzida foi o “Record”, fabricado em 1905 pela indústria alemã Reiniger-Gebbert & Schall (Siemens Corp.).

O filme radiográfico intraoral convencional, o qual utiliza emulsões de cristais halogenados de prata, é amplamente utilizado desde então, tornando-se elemento básico para radiologia odontológica (WEBB, 1995).

---

Os sistemas que geram imagens convencionais a partir de filme radiográfico são denominados analógicos. Para este tipo de sistema o sinal de entrada é a distribuição espacial de raios X proveniente do objeto a partir do ponto focal do equipamento e que caracteriza certa propriedade do objeto, enquanto a saída é a representação de tal propriedade, ou seja, a imagem que se forma no filme radiográfico pela interação dos fótons com os elétrons da emulsão do filme (HUDA & SLONE, 2003; WORKMAN & BRETTLE, 1997). A imagem final é geralmente analisada com o auxílio de um negatoscópio.

O desenvolvimento tecnológico desencadeou o avanço tanto dos filmes radiográficos quanto dos equipamentos utilizados no processo de formação de imagem. Dessa forma, surgiram filmes mais sensíveis à radiação e com maior capacidade de resolução espacial, além de máquinas de processamento automático que reduziram o tempo de revelação, bem como aparelhos de emissão de radiação mais sofisticados.

A possibilidade de manipular as imagens radiográficas com o uso de computadores resultou numa substituição gradual dos filmes radiográficos por detectores de imagem digital. A radiologia digital utiliza os mesmos sistemas de exposição (tubos e geradores de raios X) que a radiografia convencional, ou seja, os sistemas radiográficos digitais possuem como sinal de entrada a mesma distribuição de raios X que os sistemas analógicos. Entretanto, o resultado final obtido na saída é diferente (BUSHBERG, 2001; HUDA & SLONE, 2003).

Os sistemas digitais, diretos ou indiretos, apresentam como saída imagens digitais que são mostradas em um monitor de vídeo e que podem ser armazenadas, processadas e transmitidas com o auxílio do computador (BUSHBERG, 2001).

O primeiro sistema de radiologia digital odontológica comercial foi o *RadioVisioGraphy* (RVG), lançado em 1987 (NELVIG *et al.*, 1992). Este sistema utilizava como transdutor de radiação uma matriz de CCD (*charge-coupled device*). Desde então muitos sistemas de geração de imagens digitais foram desenvolvidos por diversos fabricantes tais como: 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, França), MPDx (*Dental Medical Diagnostic System Inc.*, Milwaukee, WI), Sigma (*Instrumentarium Corp.*, Tuusula, Finlândia), NI-DX (*Dentsply New*

---

---

*Image*, Santa clara, CA) e FliOX (*Filmnet*, Helsinque, Finlândia), os quais são baseados em tecnologia CCD, além dos sistemas baseados em PSPL (*photo-stimulable phosphor luminescence*): Denoptix (*Gendex Dental System srl*, Milão, Itália), CD-Dent (*Orex Corp.*, Somerset, NJ), IntraScan (*Planmeca Group*, Helsinque, Finlândia) e Digora (*Soredex*, Finlândia) (ALBUQUERQUE, 2001).

### **3.2 – Radiologia Odontológica Analógica**

Um filme radiográfico é utilizado como um meio para apresentação e armazenamento de informação para fins de diagnóstico (WOLBARST, 2000; BUSHBERG, 2001; HUDA & SLONE, 2003; JOHNS, 1983). De acordo com estes autores, as imagens radiográficas analógicas baseadas em filmes são formadas pela interação dos raios X com os elétrons da emulsão do filme. Esta interação resulta na formação de uma imagem “latente” que, por meio de um processo químico de revelação, é então transformada na imagem final.

Segundo Bushberg (2001), a emulsão fotográfica possui de 5 a 10  $\mu\text{m}$  de espessura e tem na sua composição uma mistura de gelatina fotográfica com cristais halogenados de prata (AgBr e AgI). A gelatina fotográfica funciona como um veículo para manter o composto de prata na forma de micro cristais halogenados de prata e uniformemente distribuídos sobre uma folha flexível de poliéster. Além disso, uma gelatina fotográfica de qualidade possui certa permeabilidade, permitindo assim a penetração e atuação dos agentes químicos do processo de revelação.

As imagens analógicas são caracterizadas por níveis de cinza que variam de uma região para a outra, dentro de uma escala que vai do preto ao branco (JOHNS, 1983; BUSHBERG, 2001). A solução reveladora fornece elétrons que migram para os cristais halogenado de prata sensibilizados pelos raios X, promovendo ainda mais a formação de grãos de prata metálica de cor escura nestes cristais. A contribuição de milhões destes grãos de prata metálica é o que gera os níveis de cinza em uma imagem analógica. As áreas escuras neste tipo de imagem possuem uma concentração maior desses grãos. Por outro lado, os cristais halogenado de prata que não foram expostos à radiação são lavados e descartados no processo de revelação. Geralmente, o

---

filme radiográfico é revelado por uma processadora automática onde ocorrem os quatro estágios de processamento: revelação, fixação, lavagem e secagem (HUDA & SLONE, 2003).

Segundo Bushberg (2001), o filme sensível aos raios X é um gravador negativo, o que significa que o aumento da exposição à luz (ou exposição aos raios X) causa um escurecimento no filme revelado. O grau de escurecimento do filme é quantificado pela densidade óptica ( $OD$ ), que é medida com um densitômetro. O densitômetro é um simples aparelho que emite uma luz branca em um dos lados do filme revelado e mede eletronicamente a quantidade de luz que atinge o outro lado. O densitômetro tem uma pequena área sensitiva, mais ou menos 3 mm de diâmetro, e mede a  $OD$  correspondente àquela área específica do filme. Se a intensidade da luz medida na ausência de filme no densitômetro é dada por  $I_0$ , e a intensidade medida num local particular do filme dada por  $I$ , então a transmitância ( $T$ ) do filme naquele local e a  $OD$  são definidas como se segue:

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (1)$$

$$OD = -\log_{10}(T) = \log_{10}\left(\frac{1}{T}\right) = \log_{10}\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (2)$$

Se a transmissão através do filme for  $T = 0,1 = 10^{-1}$ , então  $OD = 1$ ; se a transmissão for  $T = 0,01 = 10^{-2}$ , então  $OD = 2$ .

A quantidade de exposição necessária para criar uma imagem permanente no filme depende da sensibilidade ou velocidade do filme. O aspecto geral e a qualidade da imagem radiográfica dependem não somente da avaliação subjetiva feita pelos radiologistas, mas também de uma combinação de fatores como: as características do filme usado (densidade, contraste, latitude, nitidez, grau de resolução), a maneira como ele foi exposto e as condições de seu processamento (HUDA & SLONE, 2003; BUSHBERG, 2001).

Além disso, o filme é um detector de radiação relativamente ineficiente que requer uma exposição relativamente alta de radiação, embora seja possível reduzir a exposição com o uso de colimação retangular, de telas intensificadoras (*écrans*) e de filme de alta velocidade (HUDA & SLONE, 2003; BUSHBERG, 2001). Uma vez capturada uma imagem no filme, não há como manipulá-la, sendo o resultado final uma imagem fixa. Além disso, deve-se enfatizar que os

---

---

agentes químicos usados no processo de revelação da imagem exercem um papel fundamental na qualidade da imagem e que, quando utilizados de forma inadequada, são freqüentemente fontes de erros.

Em virtude deste problema e frente às novas possibilidades trazidas pelas técnicas de radiologia digital, esta última vem sendo cada vez mais utilizada.

### **3.3 – Radiologia Odontológica Digital**

Na geração de imagens radiográficas digitais, os sistemas utilizados podem ser classificados como: direto e indireto.

No método indireto, a imagem digital é obtida a partir da digitalização, através de *scanner* ou câmera fotográfica digital, de uma imagem obtida originalmente em filme (BUSHBERG, 2001).

No método direto, a imagem é capturada diretamente por um sensor eletrônico de carga acoplada (CCD) ou por uma placa sensora de material foto-estimulável (PSPL) (BUSHBERG, 2001).

#### **3.3.1 – Radiologia Digital Indireta**

A formação de uma imagem digital indireta ocorre pela conversão de imagens analógicas em imagens de formato digital. Segundo Bushberg (2001), a qualidade da imagem digital obtida no processo indireto depende tanto das características do equipamento de digitalização quanto dos ajustes nele efetuados. Portanto, esse processo de conversão analógico-digital resulta em perda e alteração de informação. Os parâmetros mais importantes a serem verificados no *scanner* referem-se à curva característica de tonalidade (relação entre intensidade da imagem obtida e original) e à sua resolução espacial (dpi - *dot per inch* - número de *pixels* por polegada), bem como de contraste (quantidade de níveis de quantização).

Finalmente, constata-se na prática que o método indireto ainda é uma importante fonte de imagens digitais na odontologia, uma vez que o custo de um *scanner* de boa qualidade é

---

---

relativamente baixo e que permite a geração de imagens digitais de diferentes tamanhos e resoluções, bem como a seleção de escalas com variados tons de cinza.

### **3.3.2 – Radiologia Digital Direta**

Considerando radiologia digital direta como sendo aquela em que as imagens digitais são obtidas sem o uso de filmes radiográficos, conforme Albuquerque (2001), as tecnologias mais utilizadas são as CCD e PSPL, embora este último seja classificado como detector indireto por alguns autores como Parks *et al.*, (2002) e Bushberg (2001).

#### **3.3.2.1 – Sistemas Baseados em Dispositivos de Carga Acoplada (CCD)**

Os sistemas baseados em CCD, formam imagens digitais a partir de luz visível (BUSHBERG, 2001). A principal característica dos detectores CCD é que o próprio *chip* CCD é um circuito integrado feito de cristal de silício, similar à unidade de processamento central de um computador. Um *chip* CCD tem *pixels* discretos com circuitos eletrônicos gravados em sua superfície; por exemplo, um *chip* CCD com 2,5 x 2,5 cm pode ter 1024 x 1024 ou 2048 x 2048 *pixels* na sua superfície. Segundo Albuquerque (2001), as matrizes de CCD são arranjos bidimensionais de transistores MOS.

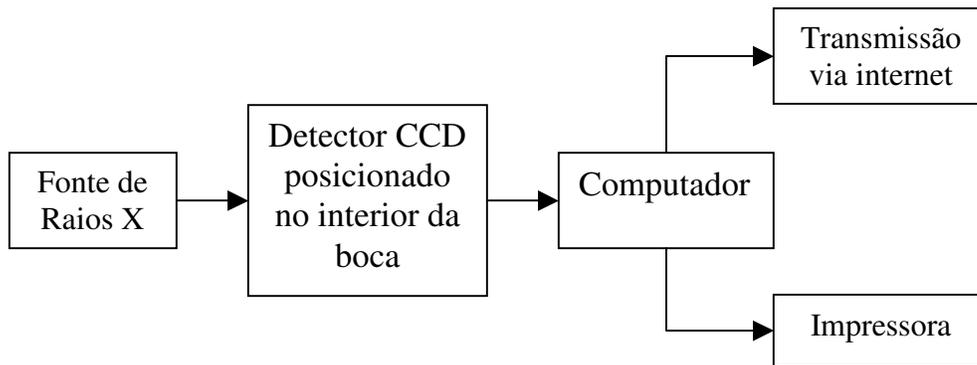
A superfície de silício de um *chip* CCD é fotossensível – quando luz visível incide sobre cada *pixel*, elétrons são liberados e se acumulam, produzindo um sinal elétrico analógico correspondente a cada *pixel*, que então é enviado a um computador por interface própria; este, por sua vez, gera um número binário correspondente ao sinal de cada *pixel* (processo de conversão analógico-digital). Uma quantidade maior de elétrons é produzida por aqueles *pixels* que recebem maior intensidade de luz (BUSHBERG, 2001).

O sensor CCD é inserido em um suporte no interior da boca do paciente. A exposição à radiação é realizada externamente por uma unidade de raios X convencional. Dessa forma é obtida uma imagem de transmissão das estruturas intra-orais (ALBUQUERQUE, 2001). 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

---

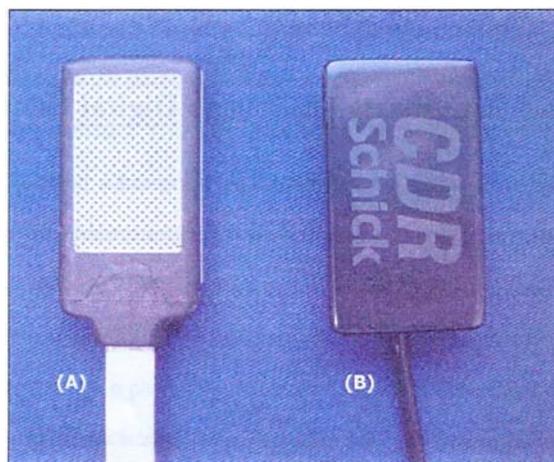
---

amplificação do sinal e isolamento elétrico. A aquisição e transferência da imagem são feitas quase que instantaneamente (MILES *et al.*, 1993). Este processo é ilustrado no diagrama de blocos a seguir:



**Figura 3.1:** Diagrama de blocos do processo de aquisição de imagens usando CCD.

A figura 3.2 apresenta dois sistemas radiográficos comerciais que utilizam a tecnologia CCD, o sistema SENS-A-RAY, lançado em 1991 pela Regam Medical System, Sudsvall, Suécia, e o CDR pela Schick Technologies Inc., Long Island City, NY. .



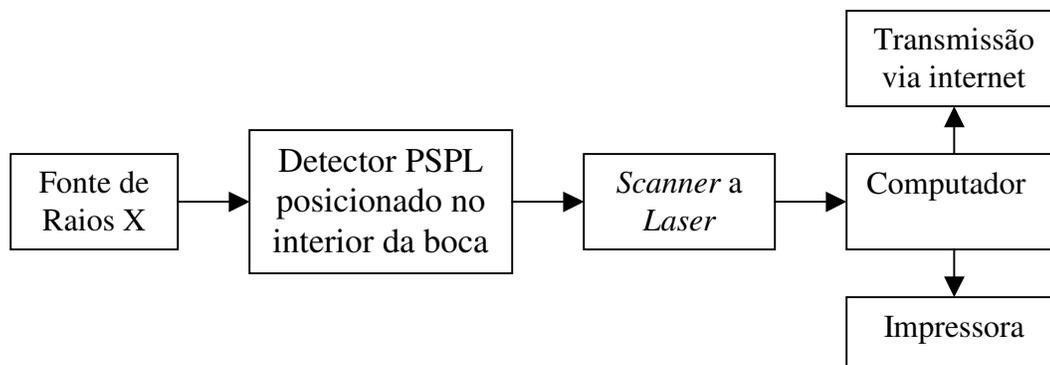
**Figura 3.2:** Sensores CCD dos sistemas radiográficos comerciais (A) Sens-A-Ray e (B) CDR (ALBUQUERQUE, 2001).

---

### 3.3.2.2 – Sistemas Baseados em Placas Sensoras de Material Foto-estimulável (PSPL)

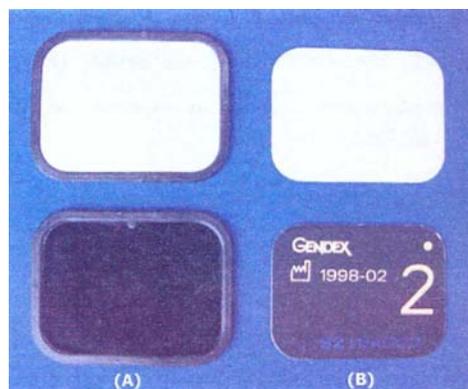
Nos sistemas baseados na tecnologia de placas sensoras de material foto-estimulável (PSPL), a imagem é capturada em placas sensoras de forma analógica e, posteriormente, convertida para o formato digital pelo pós-processamento da placa em um *scanner* apropriado. Os sistemas PSPL foram lançados comercialmente em 1981 pela Fuji Corporation, Tóquio, Japão (PARKS *et al.*, 2002).

As placas sensoras são montadas a partir da deposição de substrato de bário-fluorohalogenado dopado com európio sobre uma película plástica flexível (BRETTLE *et al.*, 1996; HILDEBOLT *et al.*, 2000; BORG *et al.*, 2000; STAMATAKIS *et al.*, 1999). As placas sensoras são colocadas dentro de um invólucro de plástico, de forma a evitar exposição à luz. Após a exposição aos raios X, as placas sensoras são retiradas manualmente do invólucro e posicionadas apropriadamente dentro da leitora a *laser*. Ao fim do processo é necessário tratar as placas sensoras para remover a energia residual antes de sua reutilização expondo-as à luz de um negatoscópio por um mínimo de dois minutos (ALBUQUERQUE, 2001; PARKS *et al.*, 2002). Este processo é referido por apagamento.



**Figura 3.3:** Diagrama de blocos do processo de aquisição de imagem usando PSPL.

A Figura 3.4 ilustra placas sensoras utilizadas em dois sistemas radiográficos comerciais, o DIGORA e o DENOPTIX (ALBUQUERQUE, 2001).



**Figura 3.4:** Frente e verso de placas sensoras (PSPL) utilizadas nos sistemas radiográficos comerciais (A) Digora e (B) Denoptix (ALBUQUERQUE, 2001).

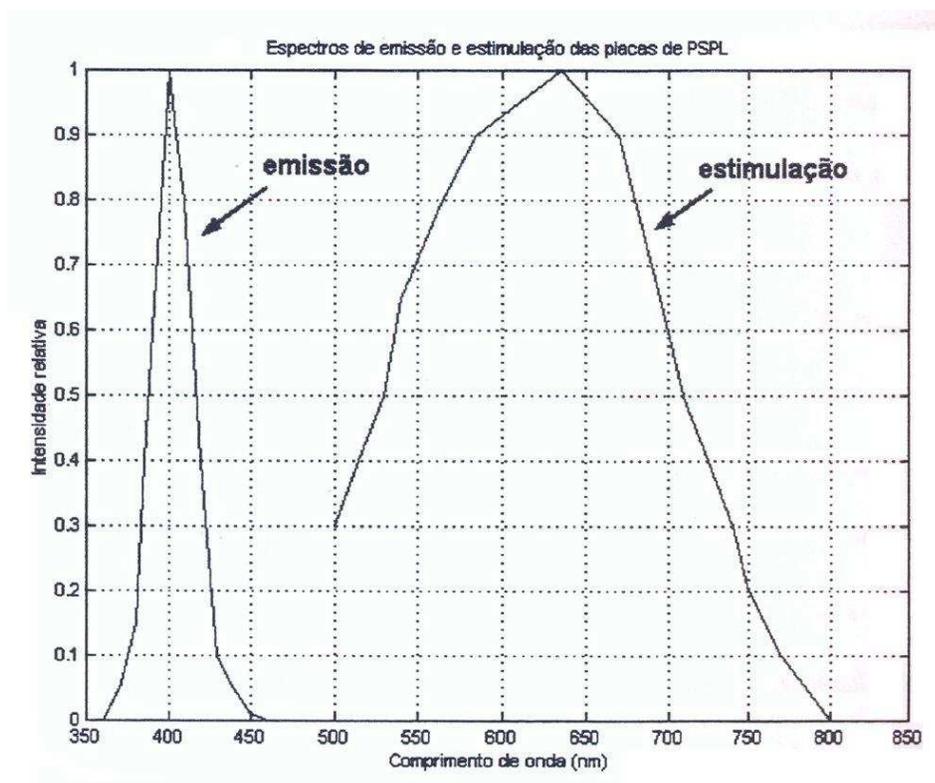
Durante a exposição aos raios X, ocorre transferência de energia dos fótons para os elétrons do material. Estes elétrons de alta energia, por sua vez, geram um número considerável de pares elétron-lacuna (HILLEN *et al.*, 1987). Diferentemente do que ocorre nas telas intensificadoras utilizadas em radiologia convencional, que produzem luminescência imediatamente após a exposição aos raios X, nas placas sensoras de material foto-estimulável alguns elétrons são armadilhados por um considerável período de tempo. Este número de elétrons é proporcional ao número de fótons de raios X absorvidos pelo material (BRETTLE *et al.*, 1996). É a distribuição de elétrons armadilhados no material da placa sensora que forma a imagem latente. A recuperação da imagem em formato digital é feita utilizando-se a recombinação estimulada dos pares elétron-lacuna. Essa estimulação é feita em um *scanner a laser* com comprimento de onda na faixa do vermelho (aproximadamente 700 nm), sendo o feixe do *laser* bem colimado em uma pequena região da placa sensora. A recombinação dos pares elétron-lacuna libera luz na faixa de 300 a 500 nm, que então é conduzida via fibra óptica a uma fotomultiplicadora. Por fim, a fotomultiplicadora gera uma tensão que é proporcional à exposição.

A Figura 3.5 ilustra o fato da luz liberada pela placa sensora possuir uma cor (comprimento de onda) diferente da cor do *laser* de estimulação. Para eliminar a detecção, pela fotomultiplicadora, da luz do *laser* espalhada na placa sensora, um filtro óptico que transmite luz na faixa do verde/azul (liberada pela placa) e que atenua a luz vermelha do *laser* é empregado em conjunto com a fotomultiplicadora (BUSHBERG, 2001).

---

---

A tecnologia PSPL é usada em diversas modalidades de radiografia e vários sistemas estão atualmente disponíveis. Muitos estudos têm avaliado sua utilidade para diagnóstico, tais como Svanaes (1996), Cederberg (1998) e Huda *et al.*, (1997). Segundo Parks *et al.*, (2002), muitos estudos reportam que as imagens obtidas por esta metodologia têm utilidade comparável às das imagens produzidas por filmes. Svanaes (1996) relata que não há diferenças na detecção de cárie proximal usando PSPL e filmes do tipo “Ektaspeed”. De acordo com Cederberg (1998), imagens obtidas com a tecnologia PSPL tiveram melhor desempenho do que as imagens convencionais em filme “Ektaspeed” para a determinação de medidas endodônticas. Segundo Parks *et al.*, (2002) e Albuquerque (2001), imagens PSPL aparentam ter limite de resolução da ordem de 6 pl/mm (pares de linha por milímetro). Esta resolução é significativamente menor do que aquela apresentada por um filme convencional (20 pl/mm), entretanto, não muito diferente daquela percebida pelo olho humano (8 a 10 pl/mm).



**Figura 3.5:** Espectro de estimulação e emissão de luz em placas sensoras de PSPL.

---

## Capítulo 4 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 4.1 – Interação de raios X com a matéria

Segundo Barret & Swindell (1981), os raios X são radiação eletromagnética (frequência de  $10^{17}$  a  $10^{21}$  Hz). Esta radiação é produzida pela conversão de energia cinética de elétrons em energia eletromagnética. Em um tubo de raios X, a rápida desaceleração dos elétrons gerados em um filamento (catodo), ao colidirem com o anodo metálico, produz um largo espectro de raios X chamado de radiação *Bremsstrahlung* (ATTIX, 1986; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003). Cada elétron em um átomo tem uma energia de ligação que depende da camada eletrônica em que ele reside. A camada mais interna (próxima ao núcleo) possui dois elétrons e tem a mais alta energia de ligação. Quando a energia de um elétron incidente excede a energia de ligação de um elétron em um átomo do alvo, é energeticamente possível que esta colisão ejele um elétron e ionize o átomo. A camada eletrônica não preenchida é energeticamente instável e um elétron de uma camada mais externa, com menor energia de ligação, ocupará esta vacância. Como este elétron transita para um estado de energia mais baixa, o excesso de energia pode ser liberado como um fóton de raio X característico com energia igual à diferença entre as energias de ligação das camadas eletrônicas (BUSHBERG, 2001).

Quando atravessando matéria, os fótons penetram, espalham ou são absorvidos. Existem quatro tipos principais de interação fótons de raios X e gama com matéria, sendo que os três primeiros possuem um importante papel na radiologia e na medicina nuclear: (a) espalhamento Rayleigh, (b) espalhamento Compton, (c) absorção fotoelétrica, e (d) produção de pares (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003).

#### 4.1.1 - Espalhamento Rayleigh

No espalhamento Rayleigh, o fóton incidente interage e excita todo o átomo, ao contrário do que acontece no espalhamento Compton e no efeito fotoelétrico, onde a interação ocorre somente com um elétron. Esta interação ocorre principalmente com raios X diagnósticos de baixa energia, como os usados em mamografia (15 a 30 keV). Durante o evento do espalhamento

---

---

Rayleigh, o campo elétrico da onda eletromagnética incidente perde energia fazendo com que todos os elétrons do átomo espalhador oscilem em fase. A nuvem de elétrons do átomo imediatamente irradia esta energia, emitindo um fóton com a mesma energia, mas em uma direção levemente diferente. Nesta interação, os elétrons não são ejetados, não ocorrendo, portanto, ionização (BUSHBERG, 2001).

Em geral, o ângulo de espalhamento aumenta quando a energia dos raios X diminui. Em formação de imagem médica, a detecção de raios X espalhados terá um efeito prejudicial na qualidade da imagem. Entretanto, segundo Bushberg (2001), este tipo de interação tem uma baixa probabilidade de ocorrência na faixa de energia para diagnóstico. Em tecidos moles, o espalhamento Rayleigh representa menos de 5% das interações de raios X acima de 70 keV e no máximo 12% em aproximadamente 30 keV.

#### 4.1.2 - Espalhamento Compton

O espalhamento Compton (também chamado de espalhamento inelástico ou não-clássico) é a interação de fótons de raios X e gama predominantemente na faixa de energia para diagnóstico em tecidos moles. De fato, o espalhamento Compton não somente predomina na faixa de energia acima de 26 keV em tecidos moles, mas continua predominando muito além desta faixa de energia para diagnóstico, até aproximadamente 30 MeV (BUSHBERG, 2001; WOLBARST, 2000).

Esta interação é mais provável de ocorrer com os elétrons da camada mais externa (valência) do átomo, ou seja, com os elétrons de baixa energia de ligação. O elétron é ejetado do átomo, e o fóton é espalhado com alguma redução na sua energia. Como em todos os tipos de interação, ambos o momento e a energia devem ser conservados. Desse modo, a energia do fóton incidente ( $E_0$ ) é igual à soma da energia do fóton espalhado ( $E_{sc}$ ) e da energia cinética do elétron ejetado ( $E_{e^-}$ ), como mostrado na equação a seguir (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003):

$$E_0 = E_{sc} + E_{e^-} \quad (3)$$

---

A energia de ligação do elétron que foi ejetado é comparativamente pequena e pode ser ignorada. O espalhamento Compton resulta na ionização do átomo e uma divisão da energia do fóton incidente entre o fóton espalhado e o elétron ejetado. O elétron ejetado perderá sua energia cinética via excitação e ionização dos átomos do material circundante. O fóton espalhado atravessa o meio sem interagir ou sofre interações subseqüentes tais como espalhamento Compton, absorção por efeito fotoelétrico ou espalhamento Rayleigh (BUSHBERG, 2001; WOLBARST, 2000).

A energia do fóton espalhado pode ser calculada a partir da energia do fóton incidente e do ângulo espalhado (com relação à trajetória do fóton incidente):

$$E_{sc} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511keV}(1 - \cos\theta)} \quad (4)$$

em que  $E_{sc}$  = a energia do fóton espalhado

$E_0$  = a energia do fóton incidente

$\theta$  = ângulo do fóton espalhado

Conforme a energia do fóton incidente aumenta, tanto o elétron ejetado quanto o fóton espalhado são espalhados mais próximos da direção do fóton incidente.

Quando espalhamento Compton ocorre com baixas energias de raios X usadas em diagnóstico (18 a 150 keV), a maioria da energia do fóton incidente é transferida ao fóton espalhado, a qual, se detectada pelo receptor de imagem, contribui para a degradação da imagem, reduzindo as diferenças na atenuação do fóton primário pelos tecidos.

#### 4.1.3 - Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, toda a energia do fóton incidente é transferida a um elétron, que é ejetado do átomo. A energia cinética do fotoelétron ejetado ( $E_e$ ) é igual à energia do fóton incidente ( $E_0$ ) menos a energia de ligação do orbital ( $E_b$ ).

---

---

$$E_e = E_0 - E_b \quad (5)$$

Para que a absorção fotoelétrica ocorra, a energia do fóton incidente deve ser maior ou igual à energia de ligação do elétron que é ejetado (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003).

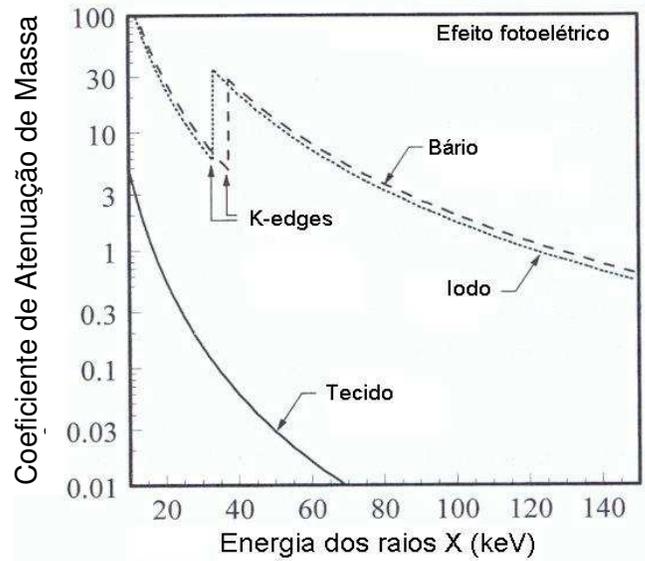
Segundo Huda & Slone (2003), o elétron mais provável de ser ejetado é aquele cuja energia de ligação é mais próxima, porém menor que, da energia do fóton incidente. Por exemplo, para um fóton cuja energia excede a energia de ligação da camada-K, interações fotoelétricas com os elétrons da camada-K são mais prováveis. Seguindo da interação fotoelétrica, o átomo é ionizado, com uma vacância na camada mais interna. Esta vacância será preenchida por um elétron de uma camada com energia de ligação menor. Isto cria uma outra vacância, que, por sua vez, é preenchida por um elétron de outra camada com energia de ligação ainda menor. Desse modo, uma cascata de elétrons da camada mais externa para a camada mais interna ocorre. A diferença entre as energias de ligações é liberada como raios X característicos ou elétrons auger (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003; WOLBARST, 2000).

Uma cascata de elétrons não resulta sempre em produção de raios X característicos. Um processo competitivo que predomina para elementos com baixo número atômico é a emissão de elétrons auger. Neste caso, a energia liberada é transferida a um orbital, tipicamente da mesma camada do elétron em cascata. O elétron auger ejetado possui energia cinética igual à diferença entre a energia de transição e a energia de ligação do elétron ejetado (BUSHBERG, 2001).

O benefício da absorção fotoelétrica na formação de imagem por transmissão de raios X é que não existem fótons não-primários adicionais para degradar a imagem. O fato da probabilidade de ocorrer interação fotoelétrica ser proporcional a  $1/E^3$  explica, em parte, porque o contraste da imagem diminui quando energias mais altas de raios X são usadas no processo de formação de imagem (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003; WOLBARST, 2000).

Embora a probabilidade do efeito fotoelétrico, em geral, diminua com o aumento da energia do fóton, existe uma exceção. Para cada elemento, um gráfico da probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico, em função da energia do fóton, exhibe uma descontinuidade acentuada chamada de “*absorption edge*” (Figura 4.1).

---



**Figura 4.1:** Coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoelétrico para tecidos moles ( $Z = 7$ ), iodo ( $Z = 53$ ), e bário ( $Z = 56$ ) em função da energia. Um aumento abrupto no coeficiente de atenuação chamado “absorption edge” ocorre devido ao aumento da probabilidade de ocorrência de absorção fotoelétrica quando a energia do fóton excede levemente a energia de ligação das camadas mais internas de elétrons (e.g., K, L, M ...) desse modo aumentando o número de elétrons disponíveis para a interação (modificado de BUSHBERG, 2001).

A probabilidade de interação para fótons de energia levemente acima do “*absorption edge*” é muito maior do que para fóton de energia levemente abaixo do *edge*. Desse modo, a energia do fóton correspondente ao *absorption edge* é a energia de ligação dos elétrons em uma camada eletrônica particular. Para fótons com energias abaixo de 50 keV, o efeito fotoelétrico apresenta um importante papel na formação de imagem de tecidos moles.

O processo de absorção fotoelétrica pode ser usado para amplificar as diferenças nas atenuações entre tecidos com números atômicos ligeiramente diferentes, portanto, melhorando o contraste da imagem (HUDA & SLONE, 2003). De fato, a absorção fotoelétrica é o modo de interação primário de raios X diagnósticos com telas de fósforos, materiais utilizados como contrastes radiográficos e ossos. Por outro lado, o espalhamento Compton predominará para a maioria dos fótons com energia na faixa de diagnóstico e em materiais de baixo número atômico tais como tecido e ar (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003; WOLBARST, 2000).

---

#### **4.1.4 - Produção de pares**

A produção de pares pode ocorrer somente quando as energias dos raios X e gama excederem 1,02 MeV. Na produção de pares, os raios X ou gama interagem com o campo elétrico do núcleo de um átomo. A energia do fóton é transformada em um par elétron-pósitron. A energia de repouso equivalente de cada elétron é 0,511 MeV, e isto é a razão do limiar de energia para que ocorra esta reação ser 1,02 MeV (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003). A energia do fóton em excesso é transmitida aos elétrons como energia cinética. Os elétrons e os pósitrons perdem suas energias cinéticas por meio de excitação e ionização. Quando o pósitron volta ao repouso, ele interage com um elétron, resultando na formação de dois fótons de 0,511 MeV que viajam em sentidos opostos.

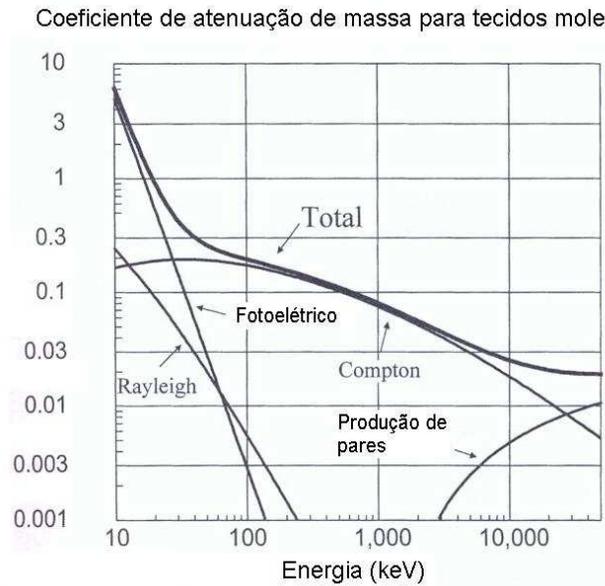
A produção de pares não produz consequência alguma na formação de imagem diagnóstica devido à energia extremamente alta requerida para a sua ocorrência. De fato, a produção de pares não é significativa a menos que as energias dos fótons excedam a energia limiar de 1,02 MeV (BUSHBERG, 2001; HUDA & SLONE, 2003).

#### **4.2 – Atenuação de raios X**

A atenuação é a remoção de fótons do feixe de raios X e gama conforme estes passam através da matéria. A atenuação é causada tanto pela absorção quanto pelo espalhamento dos fótons primários (BARRET & SWINDELL, 1981; BUSHBERG, 2001; HUDA & SLONE, 2003). Os mecanismos de interação discutidos anteriormente contribuem em vários graus para a atenuação. Para fótons de baixa energia (< 26 keV), o efeito fotoelétrico domina o processo de atenuação em tecidos moles. Entretanto, como discutido anteriormente, a absorção fotoelétrica é altamente dependente da energia do fóton e do número atômico do material absorvedor.

Quando fótons de alta energia interagem com materiais de baixo número atômico (e.g., tecidos moles) o espalhamento Compton domina (Figura 4.2). O espalhamento Rayleigh ocorre com baixa probabilidade em formação de imagens médicas, correspondendo a mais ou menos 10% das interações em mamografia e 5% em radiografia de tórax (BUSHBERG, 2001). Somente

para fótons com energias extremamente altas ( $> 1,02 \text{ MeV}$ ), muito além da faixa utilizada em radiologia diagnóstica e nuclear, a produção de pares contribuem para a atenuação (BARRET & SWINDELL, 1981; BUSHBERG, 2001; HUDA & SLONE, 2003; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983).



**Figura 4.2:** Gráfico de coeficientes de atenuação total, Rayleigh, fotoelétrico, Compton, produção de pares em função da energia para tecidos moles ( $Z = 7$ ) (modificado de BUSHBERG, 2001).

#### 4.2.1 - Coeficiente de atenuação linear

A fração de fótons removidos do feixe mono-energético de raios X ou gama por unidade de espessura do material é chamada de coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ), tipicamente expresso em unidades de inverso de centímetros ( $\text{cm}^{-1}$ ) (BUSHBERG, 2001; HUDA & SLONE, 2003; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983). Para um feixe mono-energético de fótons incidente sobre uma placa grossa ou fina de material, uma relação exponencial existe entre o número de fótons incidentes ( $N_0$ ) e aqueles que são transmitidos através da espessura  $x$  sem sofrerem interação:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \tag{6}$$

---

O coeficiente de atenuação linear é a soma dos coeficientes de atenuação linear de cada tipo de interação:

$$\mu = \mu_{\text{Rayleigh}} + \mu_{\text{efeito-fotoelétrico}} + \mu_{\text{espalhamento-Compton}} + \mu_{\text{produção-pares}} \quad (7)$$

Para energias na faixa utilizada em diagnósticos, o coeficiente de atenuação linear diminui com o aumento da energia, exceto para os “*absorption edges*” (e.g., K-edge) (BUSHBERG, 2001). O coeficiente de atenuação linear para tecidos moles varia de ~0,35 a ~0,16 cm<sup>-1</sup> para fótons com energias variando entre 30 e 100 keV.

Conforme Wolbarst (2000), para um dado material, a probabilidade de interação depende do número de átomos que os raios X ou gama têm que atravessar por unidade de distância. A densidade ( $\rho$ , em g/cm<sup>3</sup>) do material afeta este número. Desse modo, o coeficiente de atenuação linear é proporcional à densidade do material. Por exemplo:

$$\mu_{\text{água}} > \mu_{\text{gelo}} > \mu_{\text{vapor-água}} \quad (8)$$

#### 4.2.2 - Coeficiente de atenuação de massa

Para uma dada espessura, a probabilidade de interação é dependente do número de átomos por volume. O coeficiente de atenuação linear, normalizado por unidade de densidade, é chamado *coeficiente de atenuação de massa* (BUSHBERG, 2001; HUDA & SLONE, 2003; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983; WOLBARST, 2000):

$$\begin{aligned} \text{Coeficiente de atenuação de massa } (\mu)[\text{cm}^2/\text{g}] = \\ \frac{\text{Coeficiente de atenuação linear } (\mu)[\text{cm}^{-1}]}{\text{Densidade do material } (\rho)[\text{g}/\text{cm}^3]} \end{aligned} \quad (9)$$

O coeficiente de atenuação de massa é independente da densidade. Portanto, para um fóton com uma dada energia:

---


$$\mu_{\text{água}} / \rho_{\text{água}} = \mu_{\text{gelo}} / \rho_{\text{gelo}} = \mu_{\text{vapor-água}} / \rho_{\text{vapor-água}} \quad (10)$$

Entretanto, em radiologia geralmente não se comparam massas iguais. Ao invés disso, geralmente se comparam regiões de uma imagem que correspondem à irradiação de volumes de tecidos adjacentes. Portanto, a densidade exerce um papel importante (JOHNS, 1983). Desse modo, é possível visualizar radiograficamente um gelo em um copo de água devido à diferença de densidade entre o gelo e a água (BUSHBERG, 2001).

Para calcular o coeficiente de atenuação linear, a densidade de interesse  $\rho$  é multiplicada pelo coeficiente de atenuação de massa. Por exemplo, o coeficiente de atenuação de massa do ar, para fótons de 60 keV, é  $0,186 \text{ cm}^2/\text{g}$  (BUSHBERG, 2001). Em salas com condições normais de pressão e temperatura, a densidade do ar é  $0,001293 \text{ g/cm}^3$ . Portanto o coeficiente de atenuação linear é:

$$\mu = (\mu / \rho_0) \rho = (0,186 \text{ cm}^2/\text{g}) (0,001293 \text{ g/cm}^3) = 0,000241 \text{ cm}^{-1} \quad (11)$$

Para usar o coeficiente de atenuação de massa para calcular a atenuação, pode-se escrever:

$$N = N_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right) \rho \cdot x} \quad (12)$$

Devido ao fato do uso do coeficiente de atenuação de massa ser muito comum, os cientistas da área tendem a pensar na espessura não como uma distância linear, mas sim em termos de massa por unidade de área  $\rho \cdot x$  ( $\text{g/cm}^2$ ) (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983).

#### 4.2.3 - Camada Semi-Redutora - CSR

A camada semi-redutora (CSR) é definida como a espessura do material necessária para reduzir a intensidade do feixe de raios X ou gama à metade do valor inicial. A CSR de um feixe é uma medida indireta das energias dos fótons (qualidade) de um feixe, quando medida sob condições geométricas adequadas (BUSHBERG, 2001; HUDA & SLONE, 2003; ATTIX, 1986;

---

---

JOHNS, 1983; WOLBARST, 2000). A geometria de feixe estreito se refere a uma configuração experimental que é projetada para excluir os fótons espalhados da medição. Na geometria de feixe amplo, o feixe é suficientemente amplo para que uma fração substancial dos fótons espalhados permaneça no feixe. Estes fótons espalhados que chegam ao detector resultam em uma atenuação subestimada (i.e, uma *CSR* superestimada).

Para fótons mono-energéticos sob condições de feixe estreito, a probabilidade de atenuação permanece a mesma para cada espessura referente à *CSR* posicionada no feixe. A redução da intensidade do feixe pode ser expressa como  $(1/2)^n$ , onde  $n$  é o número de *CSRs* (ATTIX, 1986; WOLBARST, 2000). É importante entender a relação entre  $\mu$  e *CSR*. Para um feixe monocromático:

$$\begin{aligned} N_0/2 &= N_0 e^{-\mu(CSR)} \\ 1/2 &= e^{-\mu(CSR)} \\ \ln(1/2) &= \ln e^{-\mu(CSR)} \\ -0,693 &= -\mu(CSR) \\ \mathbf{CSR} &= \mathbf{0,693 / \mu} \end{aligned} \tag{13}$$

Para um feixe de fótons mono-energético, a *CSR* pode ser facilmente calculada a partir do coeficiente de atenuação linear, e vice-versa (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983). Portanto, a *CSR* e o  $\mu$  podem também ser calculados a partir da porcentagem de transmissão sob condições de feixe estreito.

Os feixes de raios X em radiologia são geralmente compostos por um espectro de energias, ou seja, são poli-energéticos. A determinação da *CSR* em radiologia diagnóstica é uma maneira de caracterizar a *dureza* do feixe de raios X, conforme ilustrado na Figura 4.3. A *CSR*, geralmente medida em milímetros de alumínio (mmAl), pode ser convertida em uma quantidade chamada *energia efetiva do feixe*. A energia efetiva de um feixe de raios X poli-energético é essencialmente uma estimativa do poder de penetrabilidade de um feixe, como se ele fosse um feixe mono-energético (BARRET & SWINDELL, 1981).

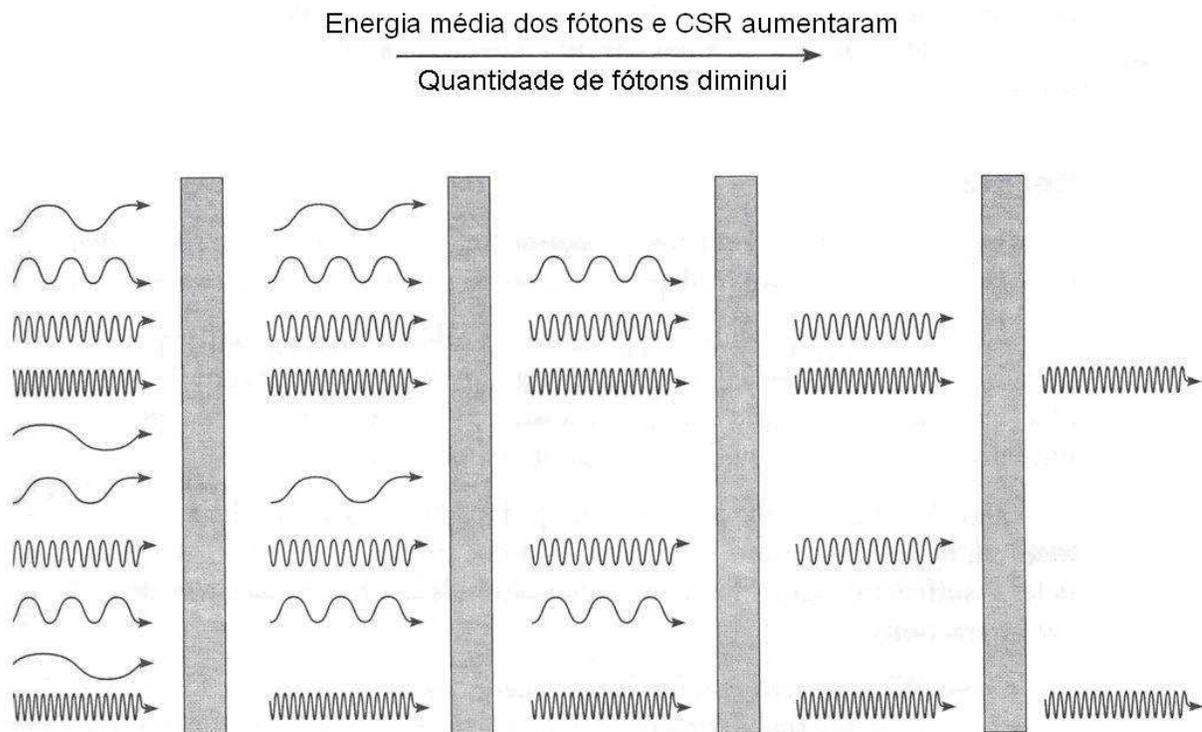
Os raios X de energias baixas não penetram muito nos tecidos do corpo; desse modo, sua remoção reduz a exposição do paciente sem afetar a qualidade do exame. Os aparelhos de raios X removem a maioria desta radiação “mole” com filtros, finas lâminas de alumínio, ou outros

---

---

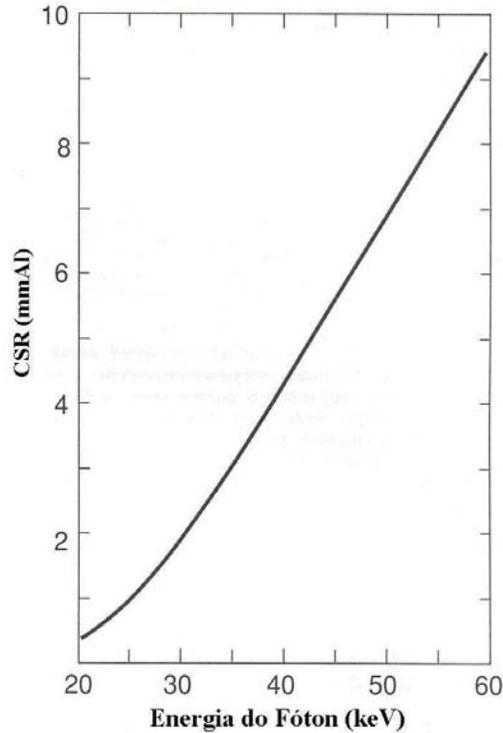
materiais posicionados na trajetória do feixe. Esta filtragem resulta em um feixe de raios X com uma energia efetiva mais alta e, portanto, uma *CSR* maior.

O *coeficiente de homogeneidade* é a razão entre a primeira e a segunda *CSR*, e descreve o caráter poli-energético do feixe. A primeira *CSR* é a espessura que reduz a intensidade para 50% e a segunda *CSR* reduz para 25% da intensidade original. Quando o coeficiente se aproxima de 1, o feixe é essencialmente mono-energético (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983)



**Figura 4.3:** O endurecimento do feixe é resultado da absorção preferencial dos fótons de baixa energia quando eles atravessam a matéria (modificado de BUSHBERG, 2001).

A tensão de excitação do tubo de raios X (kVp) juntamente com a *CSR*, para um material de referência padrão (geralmente o alumínio), fornecem uma caracterização do feixe de raios X produzido pelo tubo de raios X. Embora parcial, esta caracterização é adequada para a maioria dos casos (WOLBARST, 2000). Uma vez que a *CSR* em alumínio é conhecida ou medida, a energia efetiva do feixe pode ser determinada a partir da relação mostrada na Figura 4.4.



**Figura 4.4:** CSR ( $= 0,693/\mu$ ) em função da energia do fóton (WOLBARST, 2000).

### 4.3 – Absorção da energia dos raios X

#### 4.3.1 - Fluência, Fluxo e Fluência de Energia

O número de fótons (ou partículas) que passa através de uma seção transversal unitária de área é denominado *fluência* e é geralmente expresso em unidades de  $\text{cm}^{-2}$ . A fluência é dada pelo símbolo  $\Phi$  (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983):

$$\Phi = \frac{\text{Fótons}}{\text{Área}} \quad (14)$$

A taxa de fluência é chamada de *fluxo*. O fluxo, dado pelo símbolo  $\dot{\Phi}$ , é simplesmente a fluência por unidade de tempo:

---

$$\dot{\Phi} = \frac{\text{Fótons}}{\text{Área} \cdot \text{Tempo}} \quad (15)$$

O fluxo é útil em áreas onde o feixe de fótons fica ligado por muito tempo, tal como em fluoroscopia. O fluxo tem unidades de  $\text{cm}^{-2} \text{sec}^{-1}$ .

A quantidade de energia que passa através de uma seção transversal unitária de área é denominada *fluência de energia*. Para um feixe de fótons mono-energético, a fluência de energia ( $\psi$ ) é simplesmente o produto da fluência ( $\Phi$ ) com a energia de cada fóton (E).

$$\psi = \left( \frac{\text{Fótons}}{\text{Área}} \right) \times \left( \frac{\text{Energia}}{\text{Fótons}} \right) = \Phi E \quad (16)$$

A unidade de  $\psi$  é energia por unidade de área, keV por  $\text{cm}^2$ , ou Joule por  $\text{m}^2$ .

#### 4.3.2 – Kerma

Quando um feixe de radiação ionizante (e.g, raios gama ou raios X ou nêutrons) passa através de um meio, o processo de deposição de energia ocorre em dois estágios (BUSHBERG, 2001; ATTIX, 1986; JOHNS, 1983):

1. A energia carregada por fótons é transformada em energia cinética das partículas carregadas (elétrons). No caso dos raios X e gama, a energia é transferida por efeito fotoelétrico, efeito Compton, e para fótons de alta energia, produção de pares.
2. As partículas carregadas ionizantes depositam sua energia no meio através de excitação e ionização.

O *Kerma* (K) é definido como a energia cinética transferida pela radiação ionizante às partículas carregadas de um meio, por unidade de massa (BUSHBERG, 2001). O Kerma é expresso em unidades de J/kg ou Gray (Gy). Para raios X e gama, o Kerma pode ser calculado a

---

---

partir do coeficiente de transferência de energia (*Mass Energy Transfer Coefficient*), do material e da fluência de energia.

#### 4.3.3 - Coeficiente de transferência de energia (*Mass Energy Transfer Coefficient*)

O coeficiente de transferência de energia é dado pelo símbolo:

$$\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)$$

Segundo BUSHBERG (2001), o coeficiente de transferência de energia é o coeficiente de atenuação de massa multiplicado pela fração da energia dos fótons que é transferida às partículas carregadas como energia cinética. Por exemplo, a energia dos fótons espalhados que escapam da região de interação não é transferida às partículas carregadas no volume de interesse. Portanto, o coeficiente de transferência de energia será sempre menor do que o coeficiente de atenuação de massa.

#### 4.3.4 - Cálculo do Kerma

Conforme Swindel & Berret (1981), um feixe de fótons monocromático com uma fluência de energia  $\psi$  e energia E, o kerma  $K$  é dado por:

$$K = \psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)_E \quad (17)$$

onde

$$\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)_E$$

é o coeficiente de transferência de energia do absorvedor para a energia E (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983).

---

---

#### 4.3.5 - Dose absorvida

A quantidade de *dose absorvida* (D) é definida como a energia depositada ( $\Delta E$ ) pela radiação ionizante por unidade de massa do material ( $\Delta m$ ):

$$Dose = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (18)$$

A dose absorvida é definida para todos os tipos de radiação ionizante. A unidade de dose absorvida no SI é o *gray* (Gy). Um *gray* é igual a 1 J/kg. Se a energia entregue às partículas carregadas for depositada localmente e se as perdas por radiação *bremsstrahlung* forem insignificantes, a dose absorvida será igual ao kerma (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983).

#### 4.3.6 - Coeficiente de absorção de energia (*Mass Energy Absorption Coefficient*)

O coeficiente de absorção de energia é dado pelo símbolo:

$$\left( \frac{\mu_{en}}{\rho_0} \right)$$

O coeficiente de transferência de energia discutido acima descreve a fração do coeficiente de atenuação de massa correspondente à energia cinética inicial dos elétrons em um volume pequeno do absorvedor. Estes elétrons energéticos podem subsequentemente produzir radiação *bremsstrahlung* (raios X), que pode escapar do pequeno volume de interesse. Desse modo, o coeficiente de absorção de energia é levemente menor do que o coeficiente de transferência de energia. Para as energias utilizadas em radiologia diagnóstica e para absorvedores com baixo Z (água, ar, tecido), a quantidade de perdas por *bremsstrahlung* é muito pequena. Desse modo, para radiologia diagnóstica:

$$\left( \frac{\mu_{en}}{\rho_0} \right) \cong \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)$$

---

O coeficiente de absorção é muito útil quando se calcula a energia depositada pela radiação ionizante (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983).

#### 4.3.7 - Cálculo da dose

A distinção entre kerma e dose é mínima para a faixa de energia utilizada em radiologia diagnóstica, sendo esta relativamente baixa. A dose em qualquer material é dada por (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983):

$$D = \psi \left( \frac{\mu_{en}}{\rho_0} \right)_E \quad (19)$$

A diferença entre kerma e dose no ar é que o kerma é definido usando o coeficiente de transferência de energia, enquanto que a dose é definida usando o coeficiente de absorção de energia. Este último leva em conta as perdas devido à radiação *bremstrahlung* e, portanto:

$$\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)_E \geq \left( \frac{\mu_{en}}{\rho_0} \right)_E$$

#### 4.3.8 – Exposição

A quantidade de carga elétrica ( $\Delta Q$ ) produzida pela radiação eletromagnética ionizante por massa ( $\Delta m$ ) de ar é chamada de *exposição* (X) (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983):

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (20)$$

A exposição é dada em unidades de carga por massa, ou seja, C/kg. A unidade histórica de exposição é o roentgen (R), que é definida como:

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

---

A exposição pode ser considerada proporcional à dose para tecidos moles na faixa de energia de fótons geralmente utilizada em radiologia. Existe uma relação entre a quantidade de ionização no ar e a dose absorvida para uma dada energia do fóton e absorvedor. A razão entre a dose absorvida e a exposição é conhecida como *fator de conversão roentgen-rad* e é aproximadamente 1 para tecidos moles na faixa de energia usada em radiologia diagnóstica (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983).

A exposição pode ser calculada a partir da dose no ar. Seja:

$$W = \frac{D}{X} = \frac{\Delta E}{\Delta Q} \quad (21)$$

em que  $W$  é a energia média depositada por par de íons no ar e é aproximadamente constante em função da energia. O valor de  $W$  é 33,97 J/C (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983). Portanto:

$$D_{ar} = W \left( \frac{33,97 J}{C} \right) \times X \left( \frac{2,58 \times 10^{-4} C}{kg} \right) \quad (22)$$

$$D_{ar} (\mu Gy) = 8,76 \times X (mR) \quad (23)$$

#### 4.4 – Parâmetros físicos de qualidade de imagem

A avaliação de qualidade de imagem utilizada por Albuquerque (2001) foi baseada na estimativa automática da **eficiência quântica detectável (DQE)**. A ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) recomenda 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

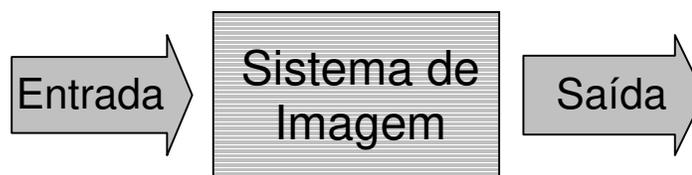
---

---

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. 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 (ALBUQUERQUE, 2001; WORKMAN & BRETTLE, 1997). 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 da *DQE* (YOSHIURA *et al.*, 1999; BRETTLE, *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; BARRET & SWINDELL, 1981; DAINT & SHAW, 1976).

A teoria das funções de transferência foi inicialmente aplicada na avaliação do comportamento de sistemas dinâmicos, principalmente nos sistemas de comunicações, para a análise das respostas em função das frequências. Posteriormente, esse mesmo princípio passou a ser utilizado também no estudo de sistemas de imagens, para análise em termos de sua resposta em função da frequência espacial. Na década de 1960, essa técnica foi adaptada ao campo da radiologia, a partir da qual uma série de pesquisas foi desenvolvida e utilizada no controle de qualidade em radiodiagnóstico (ROSSMANN, 1969; DOI, 1965).

Segundo Workman & Brettle (1997), pode-se determinar o desempenho de um sistema de imagens radiográficas verificando-se a relação entre o sinal de entrada (objeto) e o sinal de saída (imagem) que o sistema apresenta (Figura 4.5). Dessa forma, com o conhecimento da característica de transferência do sistema, pode-se prever o comportamento de sua saída para qualquer entrada conhecida. Portanto, pode-se prever a deterioração que a imagem final apresentará em relação ao objeto tratando o sistema como uma “caixa preta” (ROSSMANN, 1969).



**Figura 4.5:** Sistema “caixa preta”.

---

O sinal de entrada de um sistema de imagens radiográficas pode ser representado por um padrão de fótons de raios X ou distribuição espacial de raios X que, em cada ponto do receptor, representa a projeção da atenuação linear dos raios X ao longo da trajetória entre a fonte e o detector, passando através do objeto. Já o sinal de saída é a imagem que representa tal propriedade do objeto. Em muitos casos, o termo *intensidade* é utilizado para se referir tanto ao sinal de entrada quanto ao de saída.

Para que a teoria das funções de transferência possa ser aplicada aos sistemas radiográficos, duas propriedades devem ser observadas: *linearidade* e *invariância espacial* (EPSTEIN, 2003). Um sistema é considerado linear se, para várias entradas distintas, a saída correspondente é igual ao somatório das saídas referentes a cada entrada isolada e se, multiplicando o sinal de entrada por uma constante, a saída também é multiplicada pela mesma. Matematicamente, se dois objetos distintos  $f_1(x,y)$  e  $f_2(x,y)$  formam, respectivamente, as imagens  $g_1(x,y)$  e  $g_2(x,y)$ , o sistema será linear se a imagem formada pelos dois objetos combinados na forma  $[\alpha f_1(x,y) + \beta f_2(x,y)]$  resultar numa imagem que pode ser representada na forma  $[\alpha g_1(x,y) + \beta g_2(x,y)]$ . A propriedade de invariância espacial requer que a imagem de um objeto possua as mesmas características, independentemente da posição no plano do objeto em que ele é colocado (EPSTEIN, 2003).

Os processos físicos por trás da formação de imagens radiográficas são tais que o sistema de imagem não registrará perfeitamente todas as flutuações espaciais da intensidade do sinal de entrada. Tais degradações podem aparecer de inúmeras formas, como por exemplo, na forma de “borramento” espacial, adição ou aumento dos níveis de ruído, redução do contraste e introdução de distorções geométricas.

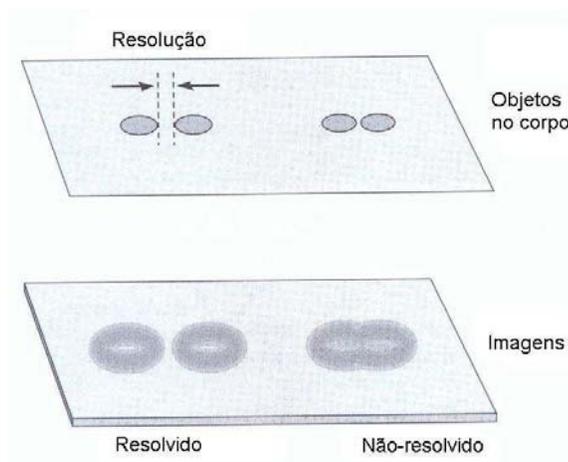
#### **4.4.1 - Resolução Espacial**

A resolução espacial é a propriedade que descreve a habilidade de um sistema de imagens de exibir com exatidão detalhes de dois objetos de alto contraste, pequenos e adjacentes, portanto, depende do “borramento” introduzido pelo sistema (HUDA & SLONE, 2003; WOLBARST, 2000; WORKMAN & BRETTLE, 1997). A resolução espacial é muitas vezes chamada simplesmente de resolução e pode ser interpretada como a separação mínima entre objetos

---

---

pequenos (no corpo), ou seja, quando suas imagens deixam de ser distinguíveis umas das outras, conforme ilustrado na Figura 4.6. Em algum ponto, os dois objetos ficam tão próximos um do outro que eles parecem ser apenas um objeto e, neste ponto, se perde a resolução espacial (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983). Em sistemas de imagens radiográficas, a resolução espacial depende das distorções introduzidas pelo sistema de imagem.



**Figura 4.6:** Quando as imagens de dois objetos pequenos dentro do corpo do paciente deixam de ser distinguíveis, a separação dos objetos define a resolução do sistema de imagem (modificado de WOLBARST, 2000).

Uma maneira útil de expressar a resolução de um sistema de imagem é fazendo uso do domínio da frequência espacial (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983; WORKMAN & BRETTLE, 1997). O conceito de frequência espacial está relacionado à quantidade de ciclos que a função senoidal (sinal de entrada) apresenta por unidade de distância. Os sinais que apresentam uma quantidade pequena de ciclos por unidade de distância possuem baixa frequência espacial, enquanto que os que apresentam uma quantidade alta possuem alta frequência espacial.

A utilidade deste conceito em análise de desempenho de sistemas de imagem se justifica no fato de todos os objetos poderem ser considerados como compostos de uma soma de faixas de frequências espaciais com amplitudes e fases diferentes. Portanto, um objeto pode ser representado em dois sistemas de coordenadas distintos, tanto no domínio espacial quanto no domínio das frequências espaciais (WORKMAN & BRETTLE, 1997). Uma simplificação conceitual muito comum, porém não estritamente correta, é pensar em uma função senoidal como uma função quadrada. A onda quadrada representa um padrão alternado de faixas com

---

---

densidades diferentes na imagem. Com uma onda quadrada, cada ciclo se torna um *par de linhas* – faixa clara e faixa escura. Desse modo, a unidade de frequência espacial é às vezes expressa como *pares de linha por milímetro* (pl/mm) (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983, WOLBARST, 2000). A relação entre o tamanho de meio ciclo,  $\Delta$ , e a frequência espacial é dada por:

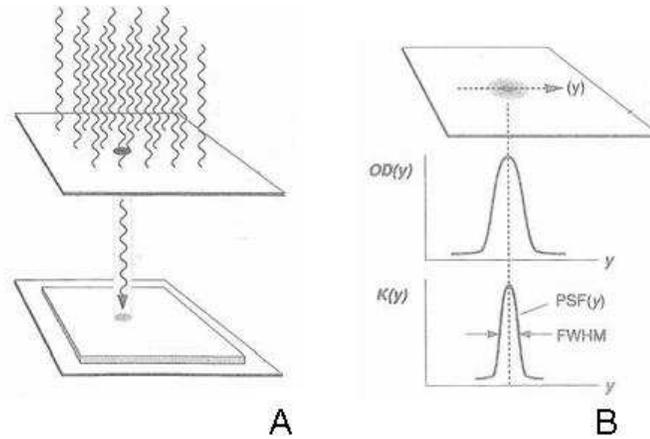
$$F = 1 / 2\Delta \quad (24)$$

Um objeto quadrado de largura  $\Delta$  pode ser pensado como em termos de frequência espacial de acordo com a equação acima, ou seja, a frequência espacial é apenas uma outra maneira de pensar sobre tamanhos de objetos. Baixos valores de frequência correspondem a objetos grandes, enquanto que altas frequências espaciais correspondem a objetos pequenos (BUSHBERG, 2001).

Uma outra maneira conceitual de entender (e medir) a resolução espacial de um detector (sistema de detecção) no domínio do espaço é estimulando o detector com um único sinal de entrada pontual, e então observar como o detector responde. A imagem produzida a partir de um único estímulo pontual de entrada em um detector é chamada de função de espalhamento de ponto (*PSF - point spread function*) (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983; WORKMANN & BRETTLE, 1997; WOLBARST, 2000; HUDA & SLONE, 2003).

#### **4.4.1.1 - Função de Espalhamento de Ponto (PSF)**

Segundo Workmann & Brettle (1997), a função de espalhamento de ponto (*PSF*) é definida como sendo a distribuição de intensidade de radiação dada pela imagem obtida a partir de uma fonte puntiforme de abertura infinitamente pequena (*pinhole*) e de intensidade unitária, conforme ilustrado na Figura 4.7. Dessa forma, a *PSF* descreve a resposta de um sistema de imagem a uma fonte puntiforme de radiação.

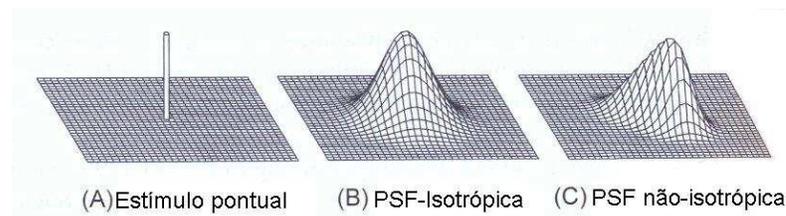


**Figura 4.7:** Função de espalhamento de ponto (PSF). A) Um feixe uniforme de raios X incide sobre uma folha de metal, resultando num feixe estreito na forma de “pinxel” que emerge do *pinhole* e que atinge o detector. B) Gráfico da densidade óptica (ou nível de cinza) em função da distância é construído. A partir da curva sensitométrica do sistema se obtém o gráfico da exposição em função da distância, o qual representa a PSF (modificado de WOLBARST, 2000).

A largura em meia altura da *PSF* (*FWHM* – *full width at half-maximum*) é uma medida simples do borrão introduzido no sistema. Neste critério, a resolução espacial é definida pelo inverso da largura em meia altura da *PSF* (HART & SMITH, 1992):

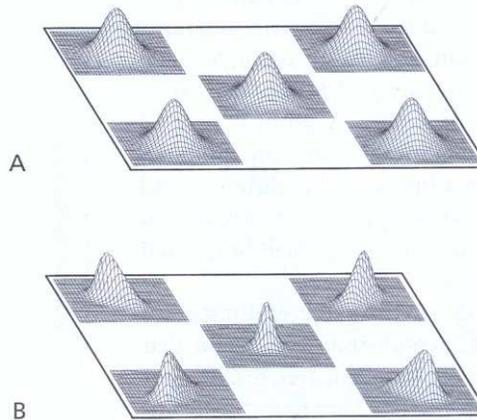
$$R = \frac{1}{FWHM} \quad (25)$$

A Figura 4.8 ilustra tanto o estímulo pontual quanto a *PSF* resultante, bem como a *PSF* isotrópica e não-isotrópica. Uma *PSF* isotrópica demonstra um sistema que borra o estímulo pontual igualmente na direção radial.



**Figura 4.8:** A) Estímulo pontual num sistema de imagem em função da distância. B) PSF isotrópica. C) PSF não-isotrópica (modificado de BUSHBERG, 2001).

Se a *PSF* for medida em diferentes locais e se mostrar independente do local, o sistema de imagem é chamado de estacionário (invariância espacial). Caso contrário, o sistema é chamado de não-estacionário. A Figura 4.9 ilustra esse conceito:



**Figura 4.9:** A) Uma imagem estacionária é aquela em que a *PSF* é a mesma em todo o campo de visão. B) Um sistema não estacionário demonstra *PSFs* diferentes, dependendo da localização da imagem (BUSHBERG, 2001).

A *PSF* descreve as propriedades de “borramento” de um sistema de imagem. Uma imagem é uma grande coleção de pontos individuais e, se um sistema de imagem é exposto a esta coleção de pontos, por exemplo, uma imagem médica, a *PSF* atua borrando cada um dos milhões de pontos de entrada que constituem a imagem. O processo de quebra da imagem de entrada em seus estímulos pontuais, que então são borrados individualmente utilizando a *PSF* do sistema de imagem, e por fim somados para se obter a imagem final é uma operação matemática chamada *convolução* (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983, METZ *et al.*, 1979):

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x - \xi, y - \eta) PSF(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (26)$$

em que  $f(x, y)$  é a distribuição de intensidade do objeto.

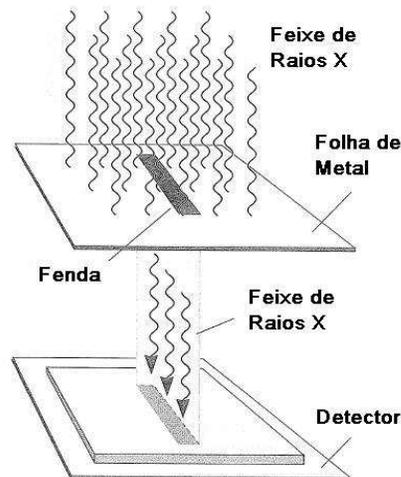
Na prática, a medição experimental da *PSF* é complicada. Isto se deve ao fato da abertura da câmera de orifício ser muito pequena em relação ao tamanho do ponto focal, produzindo assim uma quantidade de radiação muito baixa para a sensibilização do filme radiográfico ou detector

---

digital, e a dificuldade de alinhamento do orifício com o ponto focal. Estes problemas experimentais podem ser minimizados pela medição de outra característica de medição do sistema, a partir da qual se pode calcular a *PSF*, chamada de Função de Espalhamento de Linha (*LSF* – *line spread function*).

#### 4.4.1.2 - Função de Espalhamento de Linha (*LSF*)

A Função de Espalhamento de Linha (*LSF*), num sistema linear e isotrópico, representa a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma fenda infinitamente longa irradiada com intensidade unitária. Neste caso, a folha de metal contém uma fenda estreita ao invés de um *pinhole*, conforme ilustrado na Figura 4.10:



**Figura 4.10:** Geração da Função de Espalhamento de Linha (*LSF*) (modificado de WOLBARST, 2000).

A *LSF* pode ser pensada como uma coleção linear de um grande número de *PSFs* (BUSHBERG, 2001). Na prática, a *LSF* é obtida fazendo-se uma varredura na direção perpendicular ao comprimento da fenda. Como os sistemas de imagem radiográfica possuem características bidimensionais, para o cálculo da *PSF* a partir da *LSF*, torna-se necessária a medida das *LSFs* correspondentes a todas as orientações possíveis da fenda no plano-objeto, o que seria ainda mais complicado. No entanto, se o sistema de imagem for isotrópico, isto é, possuir uma *PSF* com simetria rotacional, o formato da *LSF* passa a ser independente de sua

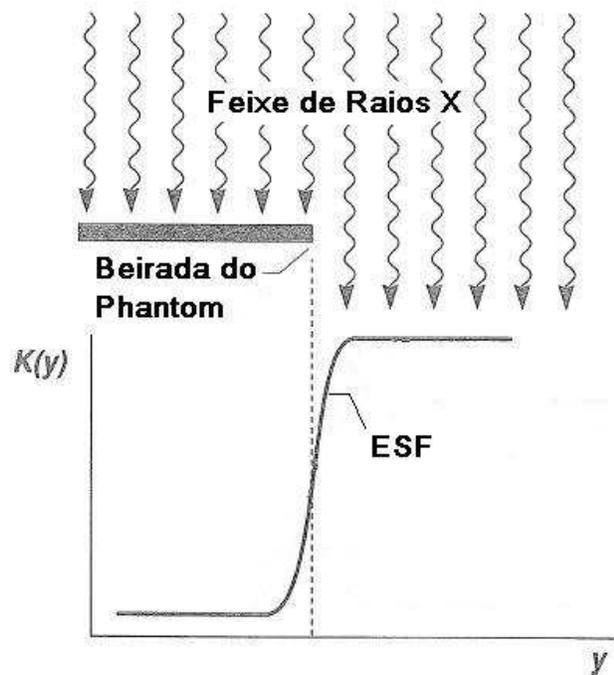
---

orientação no plano da imagem, sendo necessária apenas uma medida para que a *LSF* seja equivalente a *PSF* (WORKMANN & BRETTLE, 1997; WOLBARST, 2000).

A *LSF* é mais fácil de ser medida experimentalmente porque a fenda linear que é usada precisa ser alinhada com o ponto focal apenas em uma dimensão (enquanto que o pequeno buraco usado para medir a *PSF* precisa ser alinhado em duas dimensões) (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983).

#### 4.4.1.3 - Função de Espalhamento de Borda (*ESF* – *edge spread function*)

Colimar um feixe de radiação em uma linha fina o suficiente para a aproximação da *LSF* pode ser difícil experimentalmente (BARRET & SWINDELL, 1981). Alternativamente, tanto a *PSF* quanto a *LSF* podem ser estimadas a partir da resposta de um sistema de imagem a um degrau de absorção uniformemente irradiado, conforme ilustrado na Figura 4.11:

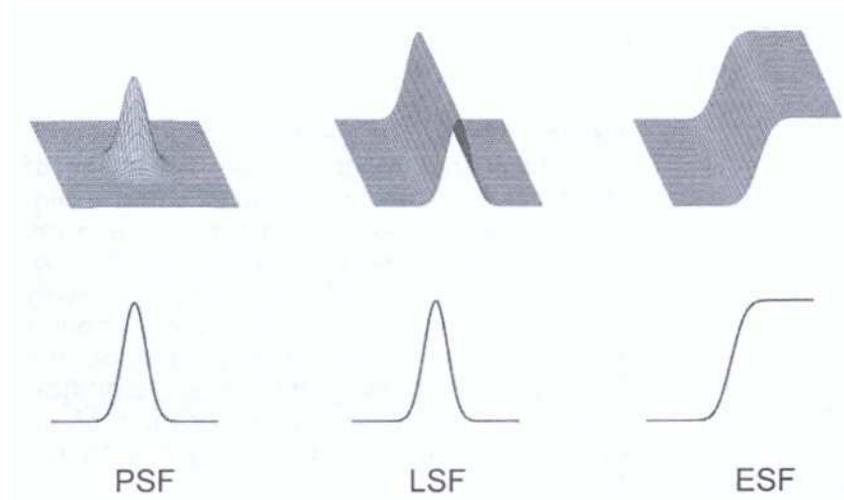


**Figura 4.11:** Formação da Função de Espalhamento de Borda, uma outra medida de resolução (modificado de WOLBARST, 2000).

Tanto a *PSF* quanto a *LSF* podem ser determinadas por meio da diferenciação da *ESF*.

Para resumir, uma representação das três funções de espalhamento é mostrada na Figura 4.12:

---

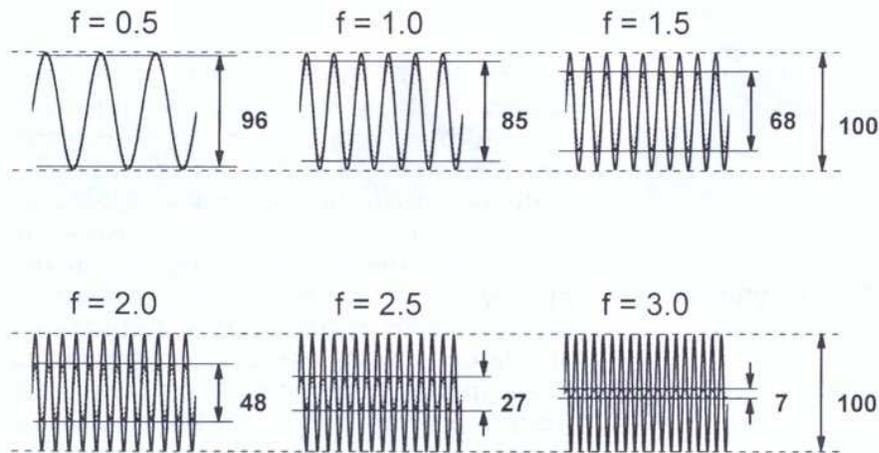


**Figura 4.12:** A função de espalhamento de ponto (PSF), a função de espalhamento de linha (LSF), a função de espalhamento de borda (ESF) são mostradas isometricamente (acima) e de perfil (abaixo). O eixo das abscissas representa distância (modificado de BUSHBERG, 2001).

#### 4.4.1.4 - Função de Transferência de Modulação (MTF – *modulation transfer function*)

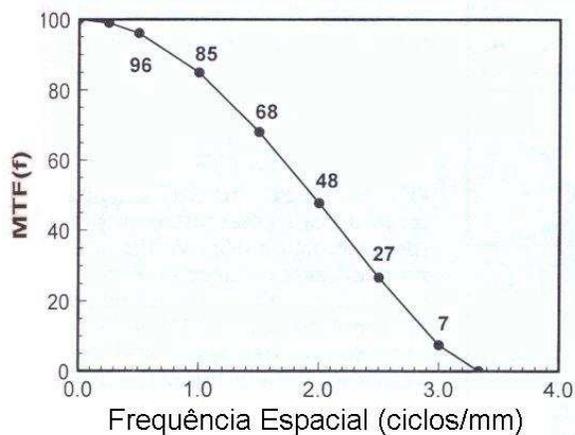
O desempenho de um sistema de imagem, em termos de sua habilidade de reproduzir sinais contendo uma ampla faixa de frequências espaciais, é descrito pela **Função de Transferência de Modulação** (*MTF – Modulation Transfer Function*), a qual também caracteriza a capacidade de resolução do sistema. A *MTF* é dada pela razão entre a amplitude (modulação) do sinal de saída em uma dada frequência e a amplitude (modulação) do sinal de entrada na mesma frequência espacial. Dessa forma, a *MTF* é uma função da frequência espacial, descrevendo assim a dependência da amplificação ou ganho do sistema com relação à frequência espacial (WORKMAN & BRETTLE, 1997).

Se todas as frequências espaciais do sinal forem passadas pelo sistema com o mesmo ganho (sistema perfeito), então a *MTF* do sistema será 1 para todas as frequências espaciais. Praticamente todos os sistemas de imagem reproduzem sinais de alta frequência espacial pior do que os de baixa frequência, e conseqüentemente suas *MTFs* diminuem com o aumento da frequência espacial, conforme mostrado na Figura 4.13.



**Figura 4.13:** Série de funções senoidais com diferentes frequências espaciais. O contraste dos sinais de entrada é de 100%. Depois da detecção, os sinais de saída tiveram suas amplitudes reduzidas. A redução é mais drástica para maiores frequências (BUSHBERG, 2001).

A Figura 4.13 mostra o conceito de resposta às frequências espaciais de um sistema de imagem não-ideal. Este sistema de imagem ilustra seis sinais de entrada com frequências espaciais diferentes. Os sinais de saída do sistema apresentam as mesmas frequências espaciais dos de entrada, no entanto, conforme a frequência espacial aumenta, a amplitude é reduzida. A *MTF* resultante do sistema está ilustrada na Figura 4.14.

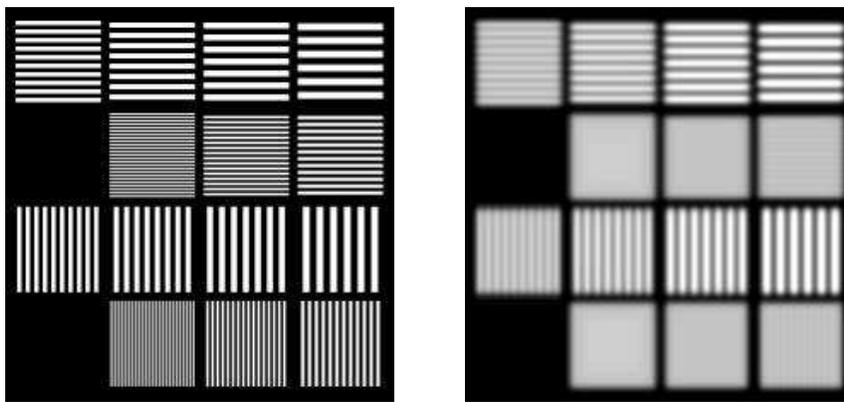


**Figura 4.14:** As amplitudes de saída mostradas na Figura 4.13 são traçadas neste gráfico no eixo y, e a frequência espacial no eixo x. A função de transferência de modulação é o gráfico que demonstra a capacidade de resolução do sistema de imagem em função da frequência espacial (modificada de BUSHBERG, 2001).

---

Um sistema de imagem que fornece uma boa reprodução das altas frequências espaciais produzirá imagens mais nítidas. Por outro lado, um sistema de imagem que possui uma *MTF* mais baixa para as altas frequências, produzirá uma imagem com mais distorções (WORKMAN & BRETTLE, 1997).

Na prática, a resolução é geralmente determinada pela utilização de padrões de teste que consistem em grupos formados por barras e espaços contendo a mesma largura, sendo que a largura de cada grupo diminui gradualmente, aumentando assim o número de pares de linha por unidade de distância (1 mm), conforme ilustrado na Figura 4.15.



**Figura 4.15:** Padrões de teste utilizados para determinação da resolução (esquerda). A imagem (direita) ilustra o efeito do borramento introduzido pelo sistema.

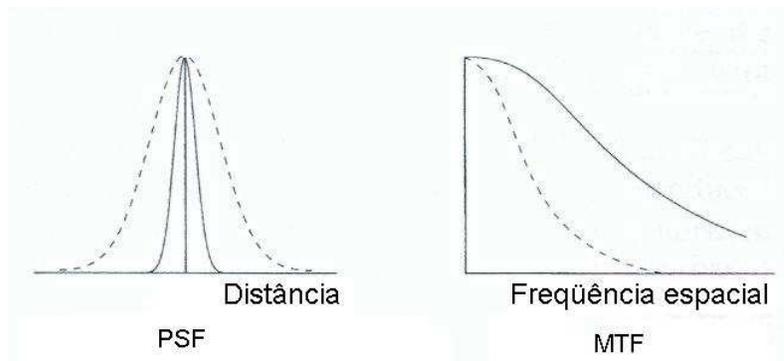
O “borramento” introduzido pelo sistema de imagem implica na diminuição da diferença entre a amplitude das barras e espaços conforme estes se tornam cada vez mais próximos, até que em um dado ponto não há mais diferença. Neste ponto os objetos deixam de ser “resolvíveis”. Dessa forma, a resolução pode ser representada também pela frequência espacial limite da *MTF* que tem sua magnitude abaixo de algum valor crítico específico (WORKMAN & BRETTLE, 1997).

Conforme mencionado na seção anterior, a função de transferência do sistema, nesse caso representada pela  $MTF(f)$ , pode ser determinada a partir da resposta de um sistema de imagem a um degrau de absorção uniformemente irradiado, conforme a equação 27:

$$MTF(f) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x) e^{-2\pi i f x} dx \right| \quad (27)$$

---

Tendo em vista esta relação, um sistema de imagem que possui uma *PSF* ampla ou larga, o que borra as frequências espaciais altas, apresenta uma *MTF* que diminui mais rapidamente com o aumento da frequência espacial, conforme ilustrado na Figura 4.16.



**Figura 4.16:** Relação entre a *PSF* e a *MTF*.

#### 4.4.2 – Ruído em sistemas de imagem radiográfica

O ruído pode ser definido como flutuações indesejadas no nível do sinal. Conforme Huda & Slone (2003), estas flutuações fazem com que a contagem de fótons em áreas adjacentes de um detector uniformemente irradiado seja aleatória, afetando assim a habilidade do sistema de imagem de reproduzir detalhes de todos os tamanhos e a habilidade do observador de detectar tais detalhes, contribuindo, portanto, para a degradação da qualidade da imagem (COWEN *et al.*, 1993; WORKMAN & BRETTLER, 1997).

Cabe considerar, contudo, que a qualidade da imagem radiográfica para fins de diagnóstico também depende da resolução de contraste dos sistemas de geração de imagem, a qual é determinada por um conjunto de fatores como: o ruído presente no sistema, a curva sensitométrica e, em sistemas digitais, a quantidade de níveis de cinza utilizados no processo de quantização dos valores dos pontos obtidos. A avaliação do ruído permite comparar a resolução de contraste de dois sistemas radiológicos de imagem de curvas sensitométricas similares e com igual quantidade de níveis de quantização.

Os principais fatores de geração de ruído em imagens radiográficas são apontados por Cowen *et al.* (1993) e Mackenzie & Honey (2007) como sendo:

- 
- **Ruído quântico primário:** dado pela variação aleatória de fótons incidentes em um detector de radiação. O ruído quântico é a fonte majoritária de ruído em imagens radiográficas e é unicamente dependente do número de fótons utilizados para gerar a imagem. Esta variação do número de fótons de raios X absorvidos por unidade de área do detector obedece à distribuição estatística de Poisson (BARRET & SWINDEL, 1981).
  - **Ruído quântico secundário:** os fótons de raios X são convertidos em fótons de luz visível através de cristais cintiladores nas matrizes de CCD. No entanto, a detecção destes fótons de luz visível ocorre aleatoriamente. De forma semelhante, nos sistemas de PSPL, a detecção da luz estimulada pelo *laser* também apresenta flutuações estatísticas.
  - **Ruído de origem eletrônica:** esta parcela do ruído engloba diversas fontes de ruído associadas às flutuações no sistema eletrônico 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 instabilidade do *laser*.
  - **Heterogeneidade da 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, representando um erro entre o nível do sinal verdadeiro e o nível do sinal quantizado.

A natureza quântica da detecção da radiação eletromagnética é devida ao fato do detector não absorver energia continuamente, mas sim em incrementos de energia  $h\nu$  (DAINT & SHAW, 1976). A distribuição dos fótons em cada elemento de área de detecção pode ser modelada pela teoria de processos aleatórios, conforme mostrado por Albuquerque (2001). Por conseguinte, conclui-se que a distribuição do número de fótons ( $N$ ) por área de detecção em função do tempo é dada pela distribuição de Poisson (BARRET & SWINDEL, 1981; WORKMAN & BRETTLER, 1997; COWEN *et al.*, 1993), que representa a distribuição binomial no limite em que  $N \rightarrow \infty$  e  $p \rightarrow 0$ , sendo  $p$  a probabilidade de detecção do pacote de raios X (EPSTEIN, 2003).

Quando se fala em formação de imagens médicas, *quanta* é um termo genérico para sinais que são transmitidos em pacotes discretos. Quando discutimos o número de quanta de raios X, é

---

---

comum utilizarmos a nomenclatura  $N$  para o número médio de fótons por unidade de área. Se o número médio de fótons de raios X detectados em cada *pixel* é  $N$ , então o ruído (por *pixel*) será (BUSHBERG, 2001; JOHNS, 1983; HUDA & SLONE, 2003):

$$\sigma = \sqrt{N} \quad (30)$$

Ou, de uma forma diferente:

$$\sigma^2 = N \quad (31)$$

em que  $\sigma$  é chamada de *desvio padrão* ou de *ruído*, e  $\sigma^2$  de *variância*.

O desvio padrão é a medida das flutuações em torno do nível médio e por isso é uma medida da dispersão do número de quanta de raios X absorvidos por unidade de área. Conforme Bushberg (2001), o ruído como percebido por um observador humano é chamado de *ruído relativo*, também chamado de *coeficiente de variação* (COV):

$$COV = \frac{\sigma}{N} \quad (32)$$

Conforme  $N$  aumenta,  $\sigma$  também aumenta, só que mais vagarosamente. Conseqüentemente, o ruído relativo diminui com o aumento de  $N$ . Portanto, o desvio padrão é uma medida conveniente do ruído já que quantifica a magnitude da variabilidade aleatória do nível do sinal (WORKMAN & BRETTE, 1997). A habilidade de detectar e discriminar estruturas de baixo contraste e detalhe fino em imagens radiográficas depende tanto da fidelidade com que o sinal é registrado pelo sistema de imagem, como do nível de ruído da imagem. Segundo Brettle *et al.* (1996), em casos simples a detectabilidade de detalhes em imagens radiográficas está relacionada com a razão sinal/ruído (*SNR – signal-to-noise ratio*) da imagem. O inverso do ruído relativo é a razão sinal/ruído (*SNR*). Note que:

$$SNR = \frac{N}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (33)$$

---

Esta equação indica que tanto a *SNR* quanto a qualidade da imagem melhoram com o aumento do número de quanta de raios X utilizado para a formação da imagem. Como podemos perceber comparando as equações 30 e 33, tanto o ruído quanto a *SNR* aumentam com o número de fótons. Entretanto, o sinal cresce mais rápido que o ruído e, portanto, a razão entre eles aumenta com o aumento do número de fótons, melhorando assim a detectabilidade de detalhes em imagens. Na radiologia convencional, o número de fótons utilizados para a criação de uma imagem é tipicamente da ordem 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>. Dessa forma, a relação sinal/ruído na imagem radiográfica é cerca de 300 vezes inferior à da fotografia convencional, sendo um parâmetro limitante na radiologia (HUDA & SLONE, 2003; ALBUQUERQUE, 2001).

Para descrever apropriadamente o ruído em sistemas de imagem, é necessário utilizar uma medida estatística de segunda ordem que não apenas descreve a intensidade do ruído, mas também como esta intensidade se comporta em função das frequências espaciais (BRETTLE, 1996). Estas propriedades podem ser descritas pela medida da **densidade espectral de ruído** (*NPS - noise power spectrum*) ou **espectro de Wiener** (COWEN *et al.*, 1993, YOSHIURA *et al.*, 1999; WORKMAN & BRETTLE, 1997; HART & SMITH, 1992; BARRET & SWINDEL, 1981; MACKENZIE & HONEY, 2007).

Sandrik & Wagner (1982) descreveram dois parâmetros relacionados ao ruído que são úteis na avaliação da propriedade de transferência da relação sinal/ruído de um sistema de imagens radiográficas. Estes parâmetros físicos são o **quanta equivalente de ruído** (*NEQ - noise equivalent quanta*) e a **eficiência quântica detectável** (*DQE - detective quantum efficiency*).

#### 4.4.2.1 - Quanta equivalente de ruído (*NEQ*) e eficiência quântica detectável (*DQE*)

Conforme Workman & Brettle (1997), a *SNR* de uma imagem pode ser especificada em termos de um número aparente de quanta que, em um sistema de imagem ideal, geraria a mesma *SNR* medida na imagem. Ou seja, este é o número de quanta que seria necessário para produzir o nível de ruído encontrado na imagem se este fosse produzido inteiramente pela variação da incidência dos fótons de raios X no detector. Esta medida é conhecida como **quanta equivalente**

---

---

**de ruído** (*NEQ – noise equivalent quanta*). Resumindo, o *NEQ* representa o número de quanta detectado, ou melhor, o número de quanta utilizado na formação da imagem, sendo este sempre menor que o número total de quanta a que o sistema de imagem é exposto, já que nem todos os quanta de raios X são absorvidos pelo sistema de imagem. (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997; YOSHIURA *et al.*, 1999; HUDA *et al.*, 1997; BARRET & SWINDEL, 1981; DAINY & SHAW, 1976).

Segundo esses autores, o *NEQ* pode ser expresso em função da frequência espacial (*f*) utilizando as propriedades da função de transferência do sinal (*MTF*) e da função gama ( $\gamma$ ), e a densidade espectral de ruído (*NPS*) do sistema de imagem:

$$NEQ(f) = \frac{(\log_{10} e \cdot \gamma)^2 \cdot MTF^2(f)}{NPS(f)} \quad (34)$$

Segundo Albuquerque (2001), se um sistema de imagem recebe *N* quanta de radiação em um *pixel* de dimensão  $a = \Delta x \cdot \Delta y$ , define-se a área de detecção como  $A = n \cdot a$ , em que *n* corresponde ao número de *pixels* da matriz de imagem. Dessa forma, o número de quanta sobre a área de detecção *A* é dado por  $Q_A = A \cdot N / a$ . Como o evento da chegada dos quanta na área de detecção obedece à distribuição aleatória de Poisson, conseqüentemente a relação sinal/ruído da imagem de transmissão é dada por:

$$SNR_{entrada} = \frac{\overline{Q_A}}{\sigma_{Q_A}} = \sqrt{Q_A} \quad (35)$$

No entanto, apenas uma fração dos quanta incidentes  $Q_A$  são efetivamente detectados pelo sistema de imagem, sendo esta fração representada por  $Q_A^{det}$  (BRETTLE *et al.*, 1996). Segundo Barret & Swindel (1981), pode-se assumir que todo o ruído apresentado na imagem final é unicamente proveniente do ruído quântico, pois esse tipo de interação é majoritário sobre as outras fontes de degradação em sistemas radiográficos. Assim:

$$SNR_{saída} = \sqrt{Q_A^{det}} \quad (36)$$


---

---

Por meio desta simplificação, juntamente com a definição apresentada do  $NEQ$ , pode-se verificar que (HILLEN *et al.*, 1987):

$$NEQ = Q_A^{\text{det}} = SNR_{\text{saída}}^2 \quad (37)$$

Com essas definições em mente, é possível derivar uma medida da eficiência com que um sistema de imagem utiliza os quanta de raios X aos quais foi exposto. Tal medida é conhecida como **eficiência quântica detectável** ( $DQE$  – *detective quantum efficiency*) que pode ser expressa comparando o  $NEQ$  com a fluência dos quanta incidentes (BRETTLE *et al.*, 1996; BARRET & SWINDEL, 1981; DAINY & SHAW, 1976):

$$DQE(f) = \frac{Q_A^{\text{det}}}{Q_A} = \frac{NEQ(f)}{Q_A} \quad (38)$$

A  $DQE$  pode também ser considerado como uma medida da eficiência da transferência do  $SNR$  de um sistema de imagem. Portanto, combinando as equações 35 e 37, tem-se:

$$DQE = \frac{SNR_{\text{saída}}^2}{SNR_{\text{entrada}}^2} \quad (39)$$

Brettle *et al.* (1996) apresentou as seguintes formulações para os parâmetros  $NEQ(u, v)$  e  $DQE(u, v)$  de uma imagem bidimensional:

$$NEQ(v, v) = \frac{(\gamma \cdot \log_{10} e)^2 \cdot MTF^2(v, v)}{NPS(v, v)} \quad (40)$$

$$DQE(v, v) = \frac{(\gamma \cdot \log_{10} e)^2 \cdot MTF^2(v, v)}{Q_A \cdot NPS(v, v)} \quad (41)$$

São estes os dois parâmetros que melhor fornecem uma descrição geral do desempenho do sistema de imagens radiográficas (BRETTLE *et al.*, 1996; WORKMAN & BRETTLE, 1997;

---

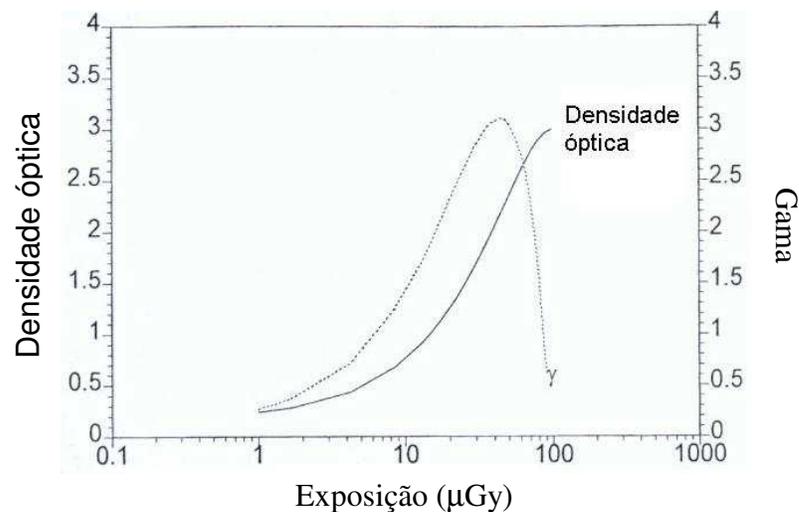
---

YOSHIURA *et al.*, 1999; HUDA *et al.*, 1997; BARRET & SWINDEL, 1981; DAINI & SHAW, 1976).

#### 4.4.3 – Sensibilidade em sistemas de imagem radiográfica

A unidade do sinal de entrada (intensidade de raios X) é transformada por um sistema em unidades do sinal de saída (densidade óptica, luminescência do monitor ou níveis de cinza). A relação entre os sinais de entrada e saída é descrita pela característica de transferência macroscópica do sistema, ou seja, pela curva sensitométrica ou curva H-D (WORKMAN & BRETTLE, 1997; BARRET & SWINDEL, 1981; DAINI & SHAW, 1976).

Para um sistema de imagem baseado em filmes radiográficos a curva característica mostra a relação entre densidade óptica e exposição, conforme ilustrado na Figura 4.17:



**Figura 4.17:** Curvas característica e gama.

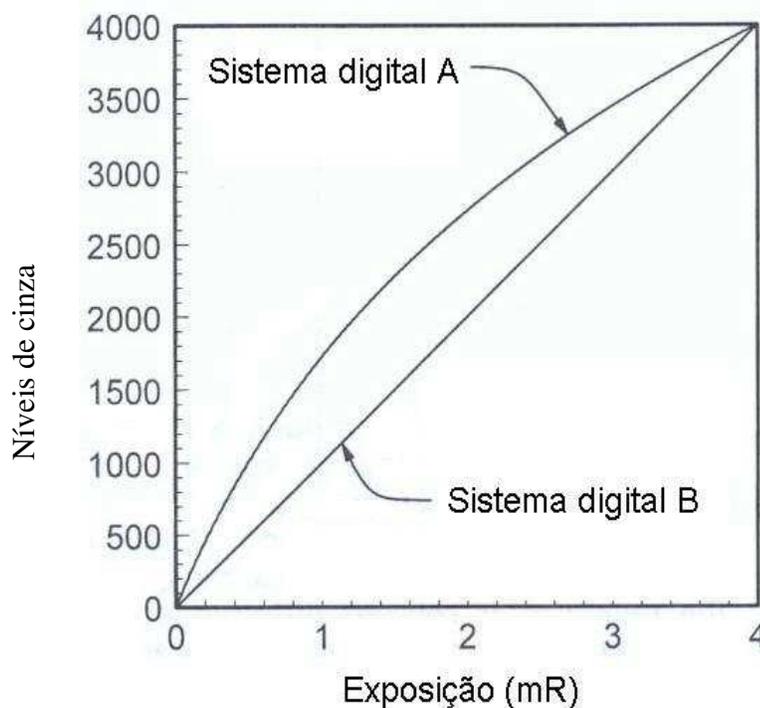
---

Em sistemas de imagem por raios X, estamos interessados em observar pequenas diferenças de intensidade de raios X (contraste) produzidas pelas estruturas no interior do corpo. Este contraste deve ser captado pelo sistema de imagem e mantido na imagem resultante. O contraste em imagens depende do ganho do sistema, o qual é definido como o gradiente da curva sensitométrica e conhecido como gama ( $\gamma$ ) do sistema, onde:

$$\gamma = \frac{dD}{d[\log_{10} E]} \quad (42)$$

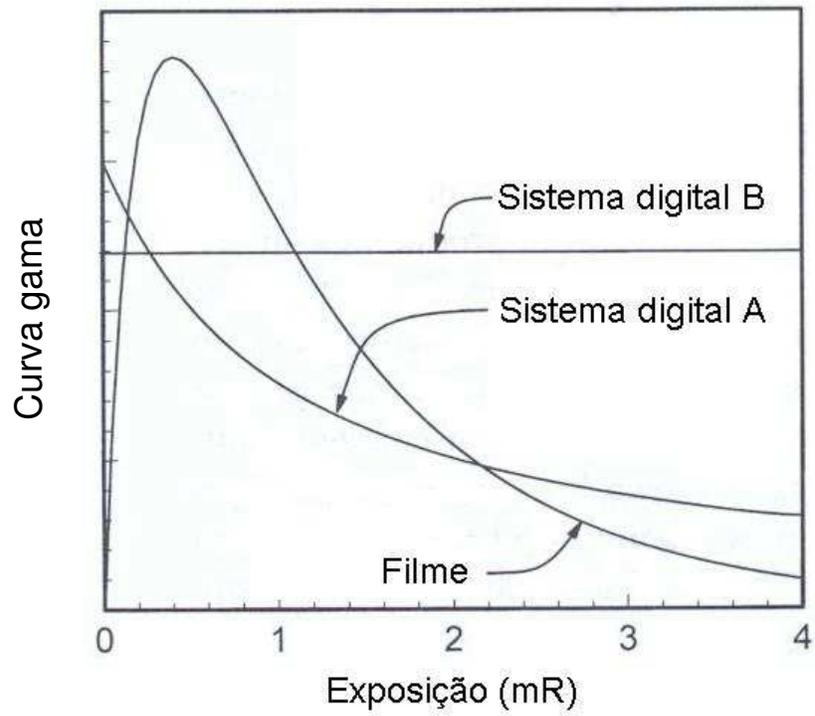
Esta equação nos fornece uma medida da amplificação de incrementos infinitesimais do sinal de entrada ( $dE$ ), produzindo assim uma diferença ( $dD$ ) no sinal de saída para uma dada exposição. Nos casos em que a curva sensitométrica apresenta um comportamento linear (aproximação válida na região de interesse), a curva gama se reduz a uma constante conhecida como fator gama ( $\gamma$ ) (BRETTELE *et al.*, 1996).

As Figuras 4.18 e 4.19 ilustram uma comparação entre as curvas sensitométricas e gamas de sistemas digitais e sistemas baseados em filmes radiográficos.



**Figura 4.18:** Curva sensitométrica de dois sistemas digitais.

---



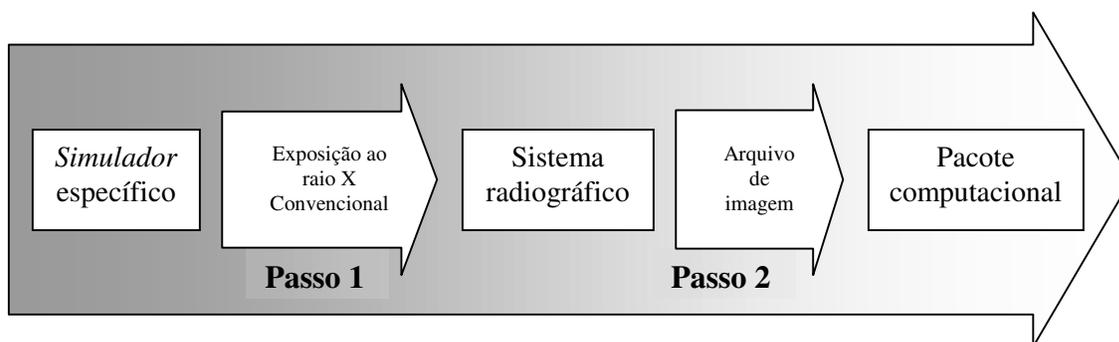
**Figura 4.19:** Curva gama de dois sistemas digitais e um baseado em filme radiográfico.

---

## Capítulo 5 – MATERIAIS E MÉTODOS

De acordo com os nossos objetivos esse trabalho enfocou o desenvolvimento de uma ferramenta independente de plataforma para análise automática de desempenho de sistemas de radiologia digital odontológica. A metodologia proposta consiste em avaliar sistemas comercialmente disponíveis através de arquivos de imagem adquiridos a partir de simuladores padronizados construídos especialmente para este fim. Dessa forma, a ferramenta proposta consiste de um sistema integrado composto por:

1. Conjunto de simuladores específicos.
2. Pacote computacional que pode ser obtido via Web e instalado em computador do usuário.



**Figura 5.1:** Processo de avaliação de sistema de imagem utilizando o sistema integrado proposto.

A Figura 5.1 acima ilustra simplificada o processo de avaliação do sistema integrado proposto. No passo 1, os simuladores são expostos a um feixe de raios X produzido por um equipamento de raios X convencional, sendo a imagem de transmissão resultante adquirida e digitalizada pelo sistema odontológico em análise. No passo 2, as imagens resultantes são exportadas em arquivos de imagem em formatos comerciais. Em seguida, estes arquivos são fornecidos como parâmetros a um pacote computacional (*software*) que realiza a análise de qualidade e desempenho, gerando os resultados para o *NEQ* e *DQE*.

### 5.1 – 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 5.2, operando com tensão de excitação do

---

---

tubo igual a 68 kV<sub>p</sub>, corrente de 10 mA e filtro inerente de 2,7 mmAl. A distância foco-receptor (FRD – *Focus to receptor distance*) foi igual a 70 cm para todas as exposições realizadas nesse trabalho.



**Figura 5.2:** Unidade de raios X GE 1000.

De forma a caracterizar a unidade GE 1000 e constatar se esta estava calibrada, foram avaliadas a reprodutibilidade e a exatidão tanto dos tempos de exposição quanto da tensão de excitação do tubo de raios X, bem como suas características dosimétricas, ou seja, a relação entre dose e tempo de exposição. Além disso, foi realizada a medida da camada semi-redutora do feixe produzido por essa unidade.

### **5.1.1 – Tensão de excitação do tubo de raios X e tempo de exposição**

Para a medição da tensão de excitação do tubo de raios X e tempo de exposição, utilizou-se o medidor  $KV_p$  Divider MOD 35080A (*Keithley, USA*). Este medidor foi posicionado na região correspondente ao centro do feixe, a uma distância de 30 cm do foco do equipamento. A tensão nominal de 60 kV<sub>p</sub> foi testada com uma corrente de 10 mA. No entanto, o valor de tensão medido foi de  $68 \pm 0,3$  kV (reprodutibilidade de 0,5%). Apesar do sistema não apresentar boa exatidão, ele possui boa reprodutibilidade (menor que 1%), sendo esta a característica mais importante para

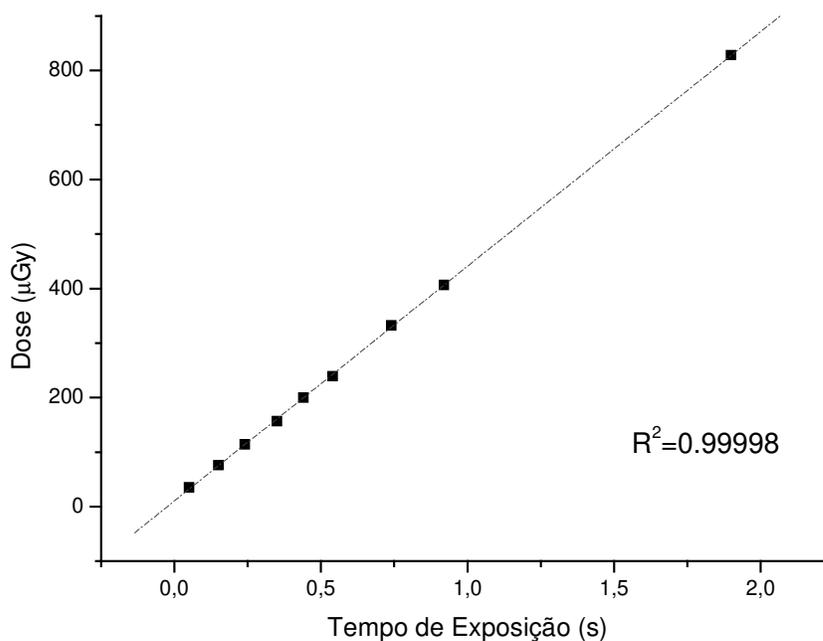
---

---

esse trabalho. A reprodutibilidade do tempo de exposição foi de 4,25% para o tempo nominal de 0,4 segundos e inferior a 1% para os tempos 0,8 e 2 segundos, permanecendo todos dentro dos limites estabelecidos pela ANVISA, ou seja, menores que 10%.

### 5.1.2 – Características dosimétricas

Para o levantamento da curva que ilustra o comportamento da dose de radiação em uma determinada região em função do tempo de exposição (Figura 5.3), posicionou-se a câmara de ionização *Rad-Check plus MOD 06-526 (Victoreen, USA)* na região correspondente ao centro do feixe, a uma distância de 70 cm do foco do equipamento. Os valores de exposição obtidos com a câmara de ionização foram apresentados em unidade de mR. No entanto, a transformação desta unidade para unidade de  $\mu\text{Gy}$  se deu através da equação (23). Além disso, foi levado em consideração o fator de correção de pressão e temperatura do ambiente.



**Figura 5.3:** Curva dosimétrica da unidade GE 1000, operando em 68 kVp, 10 mA e FRD igual a 70 cm.

Uma vez levantada esta curva, a dose de radiação desejada no detector quando as imagens dos simuladores específicos foram realizadas, foi controlada apenas pela seleção do tempo de

---

---

exposição dado que o equipamento demonstrou boa reprodutibilidade tanto do tempo de exposição quanto da tensão de excitação do tubo de raios X (ou seja, manteve-se em 68 KVp).

### 5.1.3 – Camada Semi-Redutora (CSR)

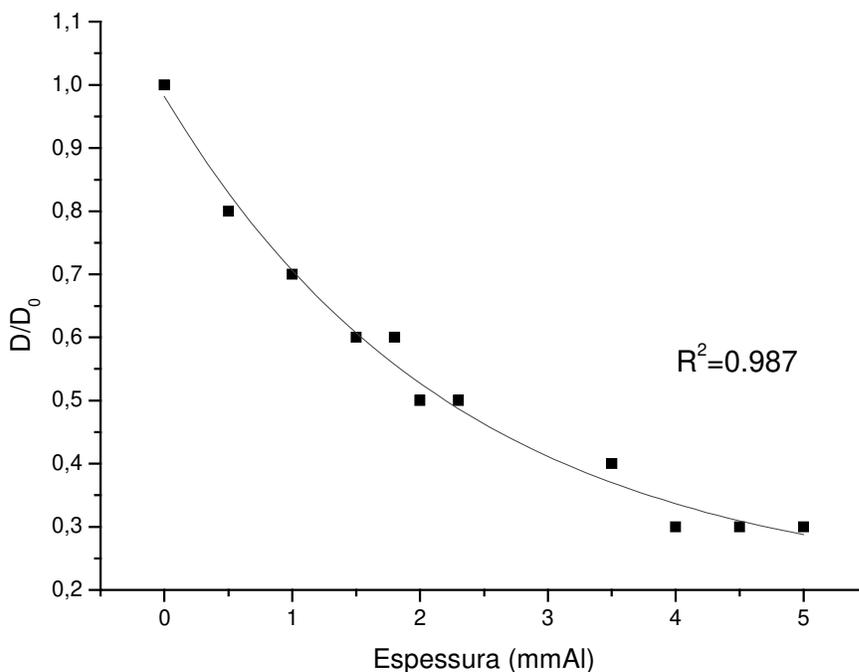
Como explicado na seção 4.2.3, a partir da medida da *CSR* de um feixe de raios X é possível obter o valor de sua energia efetiva, o qual serve como uma estimativa do seu grau de penetrabilidade. Além disso, o valor encontrado para a energia efetiva do feixe entra no cálculo da estimativa da fluência de fótons, que por sua vez faz parte das equações que fornecem os valores do *NEQ* e do *DQE*, lembrando que é a determinação destes parâmetros, para os sistemas comerciais disponíveis, o principal objetivo desse trabalho.

Outro aspecto que não pode ser esquecido é que a interação dos fótons de raios X com os átomos dos materiais que compõem os diferentes detectores estudados é extremamente dependente de suas energias. Portanto, para esse tipo de estudo, é importante que o feixe de raios X apresente um espectro tão estreito quanto possível, ou seja, que seja aproximadamente mono-energético. Logo, foi necessário calcular o coeficiente de homogeneidade do feixe produzido pelo equipamento, de forma que fosse feita uma avaliação da necessidade de filtração extra do feixe. Para a determinação do coeficiente de homogeneidade também foi necessário medir a segunda *CSR* (*CSR*<sub>2</sub>), conforme discutido na seção 4.2.3.

Tanto a *CSR*<sub>1</sub> quanto a *CSR*<sub>2</sub> foram obtidas a partir do levantamento da curva de atenuação de fótons de raios X em função da espessura de lâminas de alumínio. A atenuação é dada pela razão entre a dose referente ao feixe primário e a dose referente ao feixe secundário. As lâminas foram gradativamente posicionadas junto ao tubo e o detector de radiação foi mantido na região correspondente ao centro do feixe, a uma distância foco-receptor de 50 cm, de forma a desprezar a influência da radiação espalhada (ATTIX, 1986; BUSHBERG, 2001; JONHS, 1983). As camadas semi-redutoras foram calculadas diretamente por ajuste da curva de atenuação (ATTIX, 1986), ilustrada na Figura 5.4. Assim, o coeficiente de homogeneidade obtido foi igual a 0,55, conforme mostrado na Tabela 1.

**Tabela 1:** Resultados das CSRs e energia efetiva do feixe.

CSR1	CSR2	CH	$\epsilon_0$
2,2	4,0	0,55	35 keV



**Figura 5.4:** Curva de atenuação utilizando lâminas de alumínio (68 kV<sub>p</sub>, 10 mA e FRD de 50 cm).

Este resultado indica que o feixe produzido nas condições de filtragem descritas acima não produz um feixe aproximadamente mono-cromático, contudo, também não é um feixe extremamente poli-energético. Como os testes com filtração adicional não permitiram que as doses desejadas fossem alcançadas, caso contrário se exigiria muito do tubo e possíveis danos ao equipamento poderiam ser causados, principalmente por se tratar de um tubo de anodo fixo, decidiu-se utilizar o feixe sem filtragem extra e com características mostradas na tabela 1. Além disso, o valor estimado de 35 keV para a energia efetiva do feixe é 10 vezes maior do que aquele estimado por Albuquerque (2001).

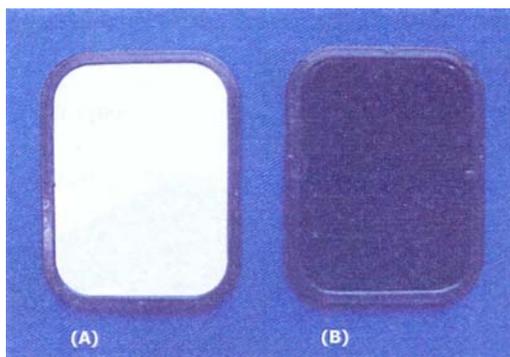
---

## 5.2 – Sistemas radiográficos

Embora haja uma grande variedade de sistemas de imagem atualmente disponíveis comercialmente para fins de radiologia digital odontológica (ver seção 3.3), todos são baseados em duas tecnologias de transdução distintas: matrizes de CCD ou placas sensoras de PSPL. Dentro deste universo, foram selecionados dois sistemas para avaliação, sendo que ambos representam a tecnologia PSPL. Esta seleção se deu devido à indisponibilidade dos sistemas CCD.

### 5.2.1 – Sistema DIGORA™

O sistema DIGORA foi lançado em 1994 pela Soredex, Helsinque, Finlândia. Os transdutores deste sistema, ilustrados na Figura 5.5, são placas sensoras de material fotoestimulável (PSPL) (SOREDEX, 1995). As placas sensoras do sistema DIGORA são montadas a partir do substrato de bário-fluorohalogenados dopado com európio (FUJI, 1999). Este substrato é depositado sobre uma placa de metal ferromagnético e revestido com um encapsulamento plástico rígido (COWEN *et al.*, 1993).



**Figura 5.5:** (A) Frente e (B) verso da placa sensora do sistema Digora (ALBUQUERQUE, 2001).

A placa sensora é exposta dentro de um invólucro de plástico negro lacrado, de forma a evitar contaminação e exposição à luz ambiente. Após a exposição aos raios X, a placa sensora é levada a uma pequena guilhotina, onde o invólucro é cortado. Em seguida, a placa é posicionada

---

---

manualmente dentro da leitora a *laser*, onde é atraída por um pequeno magneto. Assim, o invólucro é retirado dentro da leitora.

Para iniciar o processo de leitura da placa sensora, que no total dura cerca de 20 segundos, basta fechar a portinha da leitora. Ao fim do processo a placa sensora é automaticamente apagada por uma luz halogênica no interior do equipamento. O sistema tem capacidade de processar apenas uma placa sensora por vez. No sistema DIGORA fmx (2ª geração), o processo de retirada do invólucro e posicionamento da placa sensora é realizado automaticamente (SOREDEX, 2000).

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

A placa sensora utilizada tem dimensões de 45 x 35 x 1,7 mm e possui uma área ativa de detecção de 40 x 30 mm, o que a torna equivalente a um filme intraoral. Operando na resolução de 300 dpi, o tamanho equivalente do *pixel* é de 71 x 71  $\mu\text{m}$  (SOREDEX, 1995).

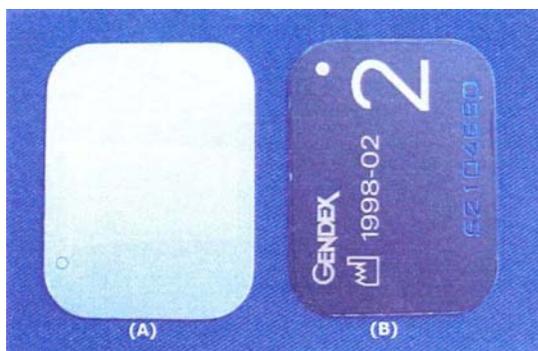
Segundo o fabricante, o sistema apresenta uma resolução de 6 pl/mm nesta condição. As imagens disponibilizadas por este sistema são matrizes de 540 x 416 *pixels* com 8 bits para quantização dos níveis de cinza. Cada imagem é exportada em formato TIFF (*Targa Interlaced File Format*) e ocupa 228 kB.

### **5.2.2 – Sistema DENOPTIX™**

O sistema DENOPTIX foi lançado em 1997 pela Gendex Dental System, Milão, Itália. Os transdutores deste sistema, ilustrados na Figura 5.6, são placas sensoras de material foto-estimulável (PSPL) (GENDEX DENTAL SYSTEM, 1997). As placas sensoras do sistema DENOPTIX também são montadas a partir do substrato de bário-fluorohalogenado dopado com európio (FUJI, 1999). Este substrato é depositado sobre uma película de plástico flexível.

A placa sensora é exposta dentro de um invólucro plástico, de forma a evitar exposição à luz ambiente. Após a exposição aos raios X, a placa sensora é retirada manualmente do invólucro e posicionada em um carrossel com capacidade para até 29 placas sensoras. Em seguida, o carrossel é inserido dentro da leitora a *laser*. Ao final do processo, é necessário apagar manualmente as placas sensoras através da sua exposição à luz de um negatoscópio por um mínimo de dois minutos.

---



**Figura 5.6:** (A) Frente e (B) verso da placa sensora do sistema Denoptix.

A placa utilizada tem dimensões de 41,1 x 31,2 x 1 mm e possui uma área ativa de detecção de 41 x 31 mm, o que a torna equivalente a um filme intraoral. Este sistema é capaz de operar com resoluções de 150, 300 e 600 dpi, sendo os tamanhos equivalentes dos *pixels* estimados, respectivamente, em 170 x 170  $\mu\text{m}$ , 85 x 85  $\mu\text{m}$  e 42 x 42  $\mu\text{m}$  (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 esse 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 dos níveis de cinza (GENDEX DENTAL SYSTEM, 1997). Cada imagem é exportada em formato TIFF (*Targa Interlaced File Format*) e ocupa 87 kB (150 dpi), 180 kb (300 dpi) e 348 kB (600 dpi).

### 5.3 – Simuladores radiográficos

Os simuladores ou corpos de prova servem de meio à obtenção de imagens padronizadas no sistema de imagem, das quais se podem extrair parâmetros.

Neste trabalho, quaisquer defeitos de construção, imperfeições geométricas ou não-homogeneidades dos simuladores serão considerados imperfeições do sistema de imagem. Os simuladores foram confeccionados a partir da simples sobreposição de lâminas 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 foi devida à sua característica de atenuação e fácil manipulação

---

---

mecânica. No entanto, outros materiais, tais como alumínio (Al) e ouro (Au) poderiam ser empregados.

Os simuladores foram posicionados diretamente sobre o detector de radiação do sistema de imagem, entre o tubo de raios X e o detector, de forma que o alinhamento com o centro do feixe e a distância foco-receptor de 70 cm fossem garantidas. Os simuladores são divididos em três grupos:

1. Simulador de sensibilidade,
2. Simulador de uniformidade,
3. Simulador de resolução.

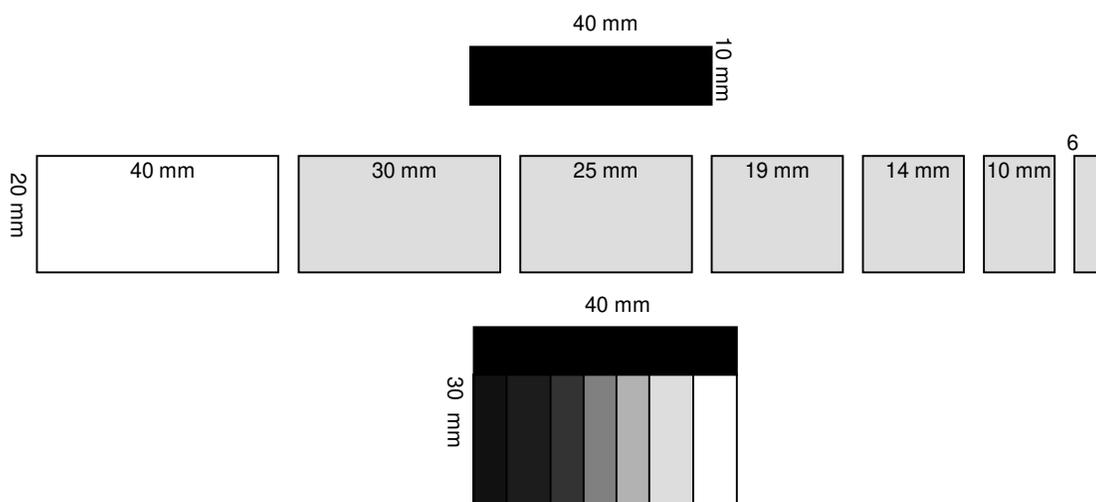
Cada simulador está associado a um parâmetro físico, sendo as imagens resultantes analisadas em módulos igualmente específicos.

### 5.3.1 – Simulador de Sensibilidade

O simulador de sensibilidade, ilustrado na figura 5.7, consiste em sobreposições de lâminas de cobre com 0,1 mm de espessura e comprimentos diferentes, de forma a compor 6 degraus de absorção, conforme ilustrado no esquema da Figura 5.8. Este simulador (dimensão de 40 x 32 x 1 mm) é posicionado diretamente sobre o detector de radiação e está diretamente relacionado à medida da curva sensitométrica (ver seção 4.4.3).

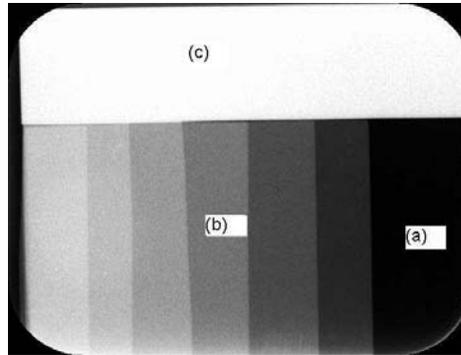


**Figura 5.7:** Imagem fotográfica do simulador de sensibilidade.



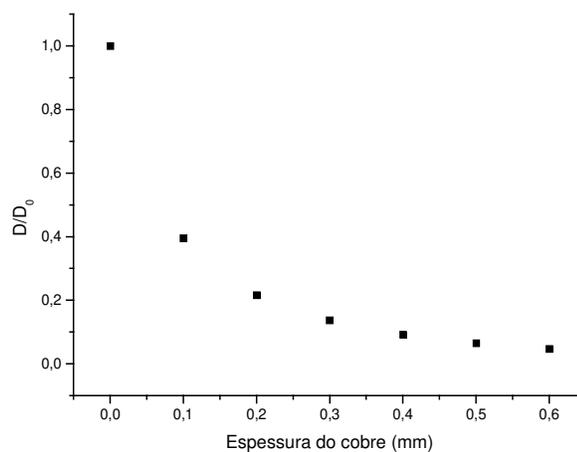
**Figura 5.8:** Esquema de montagem do simulador de sensibilidade.

Os sistemas radiográficos analisados nesse 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 nos sistemas CCD é feito por um controle automático de ganho (AGC – *Automatic Gain Control*). Este procedimento também conhecido por escalonamento de histograma (GONZALEZ, 1992), otimiza a quantização do sinal e maximiza o contraste na imagem resultante, o que resulta na perda da relação entre dose de radiação e intensidade ou níveis de cinza da imagem resultante (BRETTLE *et al.*, 1996). Portanto, não é possível levantar diretamente a curva sensitométrica (níveis de cinza em função da dose) simplesmente pela aquisição de imagens uniformes relativa a uma determinada dose, pois a faixa de variação de dose de radiação será ajustada à escala de cinza, ou seja, a imagem resultante será sempre uma distribuição em torno do valor médio dos níveis de cinza ( $G = 127 \rightarrow$  imagem de 8 bits), independentemente da dose (BRETTLE *et al.*, 1996; STAMATAKIS *et al.*, 1999). Para contornar este problema e gerar imagens para levantamento da curva sensitométrica, o simulador de sensibilidade conta com três regiões diferenciadas que podem ser vistas na imagem radiográfica do mesmo, na Figura 5.9.



**Figura 5.9:** Imagem radiográfica do simulador de sensibilidade: **(a)** Marcador de exposição: região de máxima exposição; **(b)** Área de interesse: Região com lâminas de cobre sobrepostas; **(c)** Marcador de absorção: Região radiopaca.

Os marcadores geram uma região **(a)** radiotransparente (sem atenuação do feixe) e uma região **(c)** radiopaca (feixe quase totalmente atenuado). Dessa forma, o ganho da leitura prévia é necessariamente ajustado para a faixa entre dose nula e máxima (STAMATAKIS *et al.*, 1999; ALBUQUERQUE, 2001). Na região **(b)**, a sobreposição de camadas de cobre com 0,1 mm de espessura no simulador gera uma série de níveis intermediários de absorção, onde cada graduação de cinza corresponde diretamente a uma dose pré-estabelecida. Isto se tornou possível porque junto à confecção do simulador de sensibilidade, foi levantada a sua curva de atenuação mostrada na Figura 5.10. Dessa forma a curva sensitométrica pode ser levantada diretamente pela relação entre o nível de cinza médio em cada degrau de absorção e a curva de atenuação do simulador de sensibilidade.



**Figura 5.10:** Curva de atenuação do simulador de sensibilidade.

---

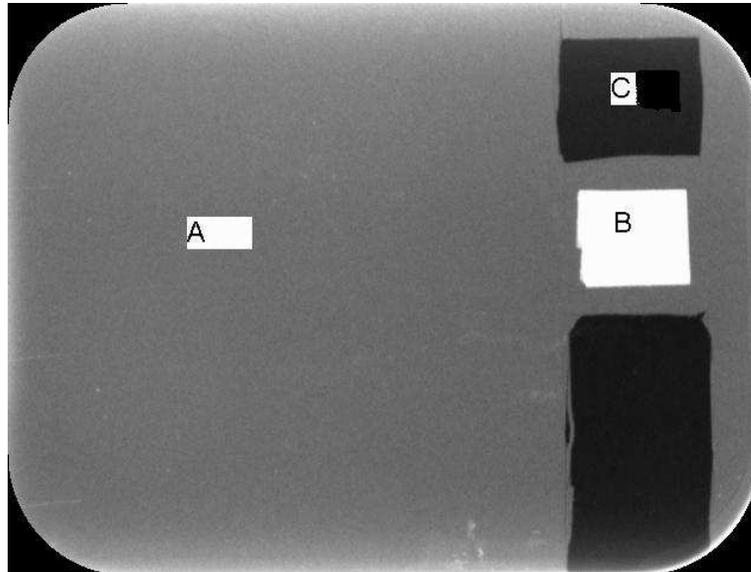
Imprecisões no corte ou na montagem do simulador não alteram a medida pois a determinação da média de nível de cinza de cada degrau de absorção consiste essencialmente de uma contagem de *pixels* da região interna de cada degrau. Além disso, para a correta determinação da curva sensitométrica, uma nova curva de atenuação do simulador de sensibilidade deve ser levantada sempre que a energia do feixe de raios X for diferente daquela referente ao feixe utilizado para o levantamento da curva de atenuação do simulador padrão neste trabalho (68 KeV → tensão do tubo igual a 68 kVp), pois o coeficiente de atenuação de massa dos materiais depende da energia do feixe. **Este ponto é essencial para garantir o funcionamento correto do sistema integrado (programa e simuladores).**

### 5.3.2 – Simulador de Uniformidade

O simulador de uniformidade é constituído basicamente por uma única lâmina de cobre com área de 50 x 40 mm e espessura de 0,1 mm, conforme ilustrado na Figura 5.11. Este simulador também é posicionado diretamente sobre o detector de radiação e está associado à medida do ruído, ou seja, à estimativa da densidade espectral de ruído (*NPS*). Como ilustrado na Figura 5.12, este simulador conta com uma região uniforme (região **A**) e dois marcadores (regiões **B** e **C**), cujas funções serão discutidas em seguida.



**Figura 5.11:** Imagem fotográfica do simulador de uniformidade.



**Figura 5.12:** Imagem radiográfica do simulador de uniformidade.

A atenuação proporcionada pela camada de 0,1 mm de cobre na região uniforme (A) exerce a função de espalhar (uniformizar) a radiação que chega no detector de imagem. No caso de posicionamento de filtros próximos ao detector, tem-se a presença de radiação espalhada (JONHS, 1983). Esta condição se aproxima da situação clínica, pois o objeto clínico em estudo consiste de um espalhador (ALBUQUERQUE, 2001).

Como discutido na seção anterior (5.2.1), é necessário compensar a pré-calibração de ganho fornecida pelos equipamentos em estudo, caso contrário, a variação de níveis de cinza na imagem deste simulador não guardará sua relação com a dose de radiação. Dessa forma, como visto na Figura 5.12, o simulador de uniformidade conta com dois marcadores:

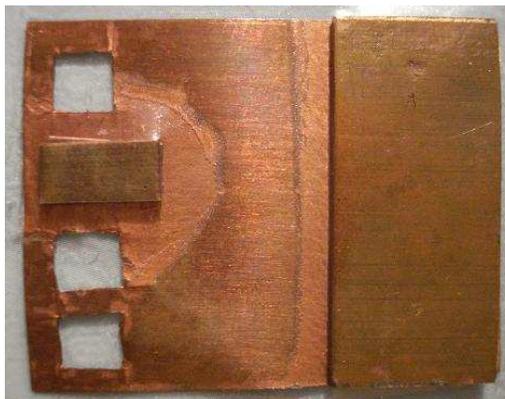
- 1. Marcador de absorção:** Constituído de 5 x 4 x 1 mm de cobre (**região B**).
- 2. Marcador de exposição:** Constituído de furos retangulares (**região C**).

Estes marcadores geram, respectivamente, uma região (B) radiopaca (feixe quase totalmente atenuado) e uma região (C) radiotransparente (sem atenuação). Dessa forma, as medidas de ruído (variações dos níveis de cinza em torno da média na região uniforme A) são devidamente relacionadas aos seus valores de fator gama correspondentes (dado pela curva sensitométrica), o que torna possível a estimativa da *DQE*.

---

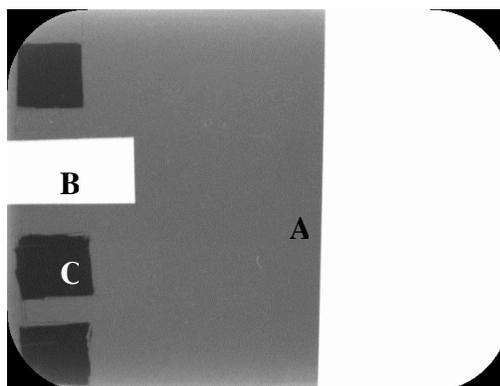
### 5.3.3 – Simulador de Resolução

O simulador de resolução é constituído por uma lâmina de cobre com espessura de 1 mm sobreposta em uma lâmina de cobre com espessura de 0,1 mm, de forma a gerar um degrau de absorção de 1,1 mm de cobre que promove uma borda, conforme ilustrado na Figura 5.13.



**Figura 5.13:** Imagem fotográfica do simulador de resolução.

Este simulador (dimensão de 42 x 32 x 1,1 mm) cuja exposição pode ser vista na Figura 5.14, também é posicionado diretamente sobre o detector de radiação e está associado à medida da *MTF* (resolução). Este simulador possui uma região de interesse (região **A**), onde se encontra a borda, um marcador de absorção (região **B**) de cobre com lados iguais a 10 e 5 mm e 1mm de espessura sobreposto à lâmina de 0,1 mm, utilizado também para a estimativa do tamanho do *pixel* e um marcador de exposição (Região **C**) constituído pelo corte de um quadrado de lado igual a 4 mm, na mesma lâmina de 0,1 mm.



**Figura 5.14:** Imagem radiográfica do simulador de resolução.

---

---

## 5.4 – Métodos de estimativa de parâmetros

De acordo com as considerações levantadas na seção 5.3, todos os recursos de pós-processamento do *software* do sistema de imagem tais como filtros de imagem, ajustes de contraste e de característica de transferência (fator gama) foram desabilitados ou ajustados para uma característica linear.

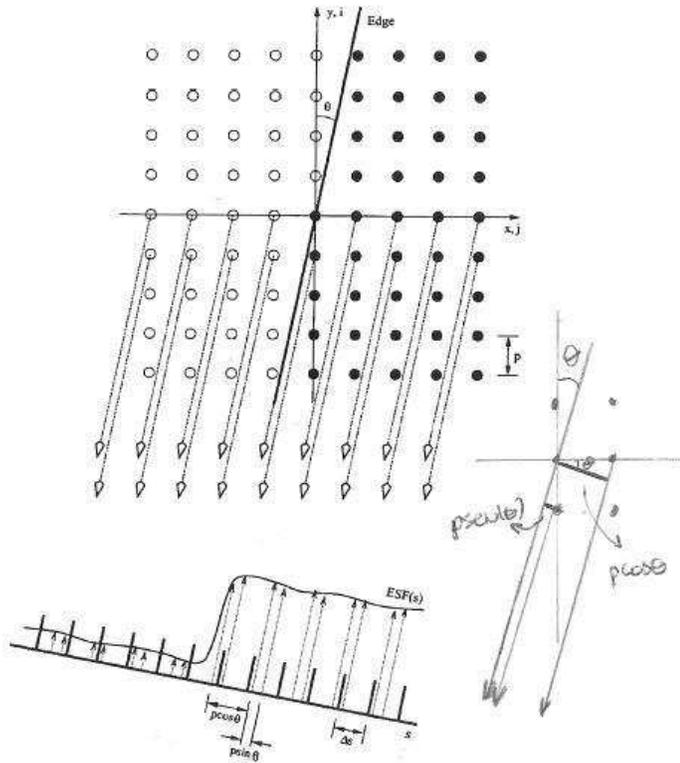
Segundo Albuquerque (2001), este procedimento implica em avaliar diretamente a detecção de dados, representando a qualidade do processo de obtenção de informação e eficiência na representação do objeto em estudo pelo instrumento. Dessa forma, desconsidera-se tanto o processamento quanto a exibição de dados, pois as amplas possibilidades de ajustes nestas etapas 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.

### 5.4.1 – Método de estimativa da MTF (Resolução)

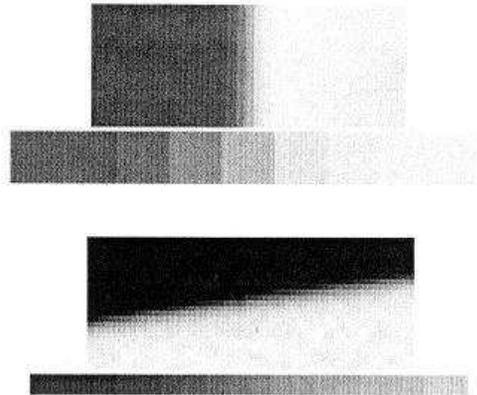
A metodologia empregada para a medida da função de transferência de modulação (*MTF*) foi a análise de resposta ao degrau de absorção, ou seja, o método da borda, um vez que os resultados encontrados por SAMEI & FLYNN (1998) se mostraram equivalentes aos resultados obtidos com o método da fenda.

Esse método consiste em obter a função de espalhamento de borda (*ESF*) do sistema a partir da imagem radiográfica de um objeto opaco que apresente uma borda bem definida (XINHUA *et al.*, 2000; SAMEI & FLYNN, 1998; BUHR *et al.*, 2003; PADGETT & KOTRE, 2006; SAMEI & FLYNN, 2002), conforme o esquema ilustrado na Figura 5.15. Neste trabalho, o objeto opaco utilizado foi o simulador de resolução descrito na seção 5.3.3.

Segundo Padgett & Kotre (2006), uma borda vertical poderia ser utilizada para a estimativa da *MTF(f)* até a frequência de Nyquist. Entretanto, se a *MTF* possuir componentes de frequências maiores que este limite, estas causarão alteração na parte relativa às frequências mais altas da curva da *MTF* (*aliasing*). Por isso utiliza-se uma borda inclinada, a qual tem o efeito de aumentar a amostragem na determinação da *ESF* (projetada), que por sua vez melhora a exatidão da estimativa da *MTF*, conforme ilustrado na Figura 5.16.



**Figura 5.15:** Esquema do método da borda (modificada de SAMEI & FLYNN, 1998).



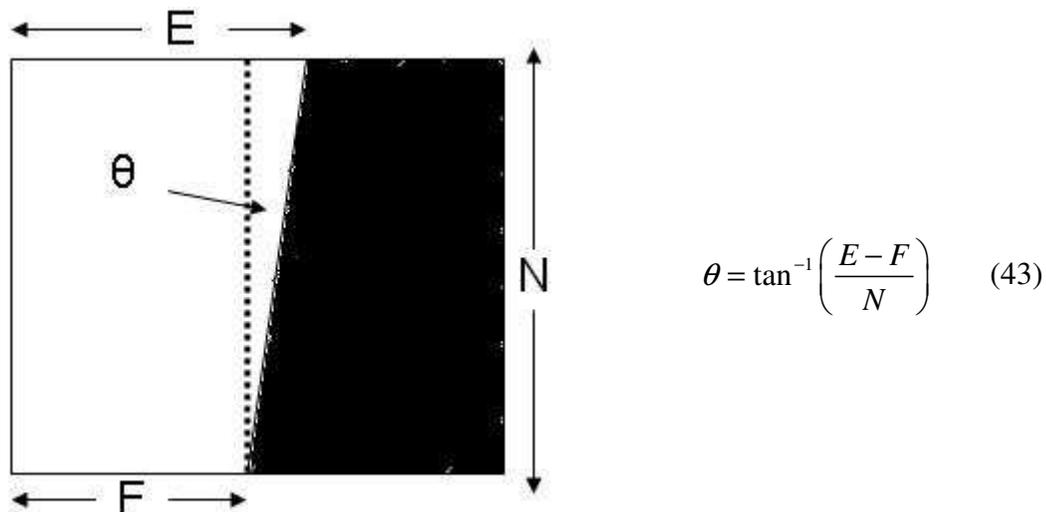
**Figura 5.16:** Efeito da inclinação da borda na amostragem da ESF.

Portanto, a super-amostragem depende fortemente do ângulo de inclinação da borda porque quanto menor for o ângulo, maior será a amostragem e, portanto, melhor será a determinação da *ESF*. Por fim, conforme discutido na seção 4.4.1.4 e expresso pela equação 27, a

*MTF* é obtida pela transformada de Fourier da *PSF*. Conforme Samei & Flynn (1998), a taxa de amostragem ideal da *ESF* projetada deve ser aproximadamente igual a 10% do tamanho do *pixel*, pois assim se garante um número razoável de *pixels* projetados em cada *bin* e ao mesmo tempo promove uma boa resposta em frequência. Além disso, o mesmo autor afirma que esta relação é suficiente para evitar erros associados à diferenciação de elementos finitos. Essa relação de 10% é alcançada fazendo o ângulo da borda ficar entre 2° e 10°.

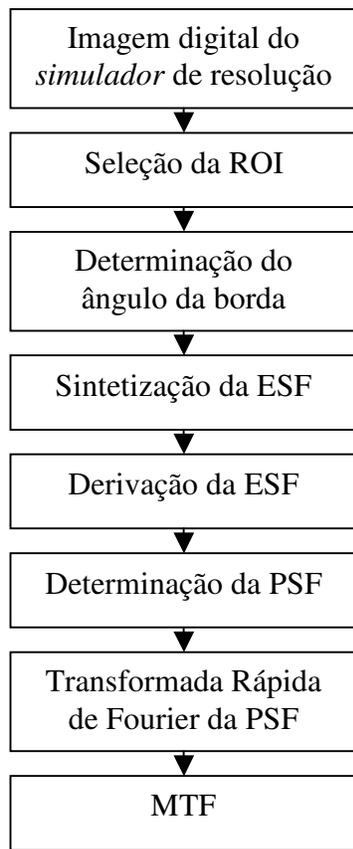
Samei & Flynn (1998) utilizaram a técnica da transformada de Hough para a determinação do ângulo da borda. Nesse trabalho, dada a imagem digital do simulador de resolução, o ângulo da borda é determinado precisamente através do esquema apresentado na Figura 5.17 e pela equação 43 não sendo necessária a aplicação da transformada de Hough (GONZALEZ, 1992; XINHUA *et al.*, 2000). Somente pontos numa região pequena ao redor da borda são considerados. Assim, não ocorre influência dos marcadores.

Em seguida, a *ESF* é reconstituída a partir da região de interesse selecionada. Este método recebe o nome de reconstrução por projeção da borda, pois rescontitui a *ESF* combinando as projeções da borda bidimensional e realizando a média entre as regiões de sobreposição, conforme explicado por Samei & Flynn (1998) e Xinhua *et al.*, (2000).

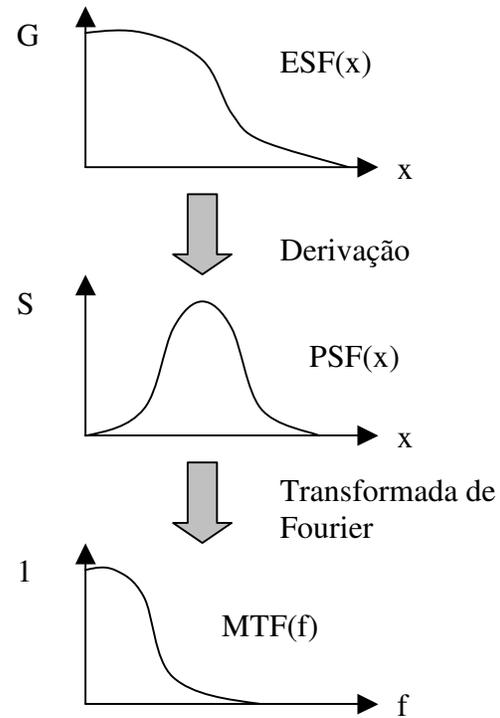


**Figura 5.17:** Imagem binária do *simulador* de resolução e método para o cálculo do ângulo por meio da equação 43.

O procedimento completo para a determinação da *MTF* está ilustrado nas Figuras 5.18 e 5.19.



**Figura 5.18:** Esquema geral para a determinação da *MTF*



**Figura 5.19:** Procedimento para a estimativa da *MTF*

A função de espalhamento de linha (*LSF*) é obtida pela derivação numérica da *ESF* discreta. O processo de diferenciação é realizado pela convolução discreta da *ESF* com a máscara de convolução ilustrada a seguir (XINHUA *et al.*, 2000):

$$M_d(r) = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 & 0 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (44)$$

$$LSF(r) = \frac{dESF(r)}{dr} = ESF(r) * M_d(r) \quad (45)$$

---

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

$$MTF(f) = \frac{|\mathfrak{F}\{LSF(r)\}|}{\int_{-\infty}^{\infty} LSF(r) dr} \quad (46)$$

#### 5.4.2 – Método da estimativa da densidade espectral de ruído ( $NPS$ ) ou espectro de Wiener (Ruído)

A densidade espectral de ruído é considerada 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 & SWINDEL, 1981; DAINY & SHAW, 1976). A estimativa da  $NPS$  foi calculada pela média da densidade espectral de ruído de amostras de figura de ruído ( $n_i$ ), colhidas sobre um conjunto de imagens do simulador de uniformidade, conforme a equação 47:

$$NPS(u, v) = \frac{a^2}{N^2} \frac{n}{n-1} \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} |\mathfrak{F}(n_i(x, y))|^2 \quad (47)$$

em que  $n_i(x, y)$  é a figura de ruído da amostra  $i$ ;

$n$  é o número de amostras;

$a$  é a dimensão do *pixel*;

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

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

De acordo com Dobbins III *et al.* (1995), o ajuste de unidade da  $NPS$  ( $\text{mm}^2$ ) é realizado multiplicando a curva resultante pelo quadrado das dimensões do *pixel* em  $\text{mm}$  ( $a$ ) e dividido pelo quadrado da dimensão da janela de amostragem em *pixels* ( $N$ ). Além disso, o termo  $n/(n-1)$  é simplesmente uma correção estatística para o ruído reduzido causado pela subtração da imagem

---

---

média de cada amostra de imagem e também devido ao número finito de amostras (AUFRICHTIG *et al.*, 2001).

Uma vez selecionadas as amostras de figura de ruído, deve-se estimar a densidade espectral de ruído. 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, conforme descrito na equação 47. Esta estimativa é denominada periodograma. No entanto, a variância de um periodograma é muito grande, sendo da ordem de grandeza da densidade espectral de ruído ao quadrado para uma única amostra. Na medida em que o número de amostras cresce, o periodograma aproxima-se da densidade espectral de ruído verdadeira.

As amostras foram tomadas internamente a uma única região de interesse (ROI) de tamanho  $256 \times 256$  pixels em cada imagem do simulador de uniformidade. A posição desta ROI é definida pelo usuário no *software* desenvolvido. Em seguida cada região é dividida automaticamente em 4 sub-regiões de tamanho  $128 \times 128$  pixels, quadruplicando o número total de amostras. Neste trabalho foram colhidas 22 imagens para a estimativa da *NPS*, o que gera um total de 88 amostras para uma dada dose. A escolha do tamanho das sub-regiões se baseia no estudo realizado por Dobbins III *et al.* (1995), no qual se conclui que  $128 \times 128$  é o menor tamanho que uma ROI pode ter sem que ocorra grandes mudanças na forma da *NPS*. Existe um equilíbrio entre o tamanho da ROI e o número de ROIs. Quanto maior for o tamanho das sub-regiões, mais fina será a resolução de frequência na medida da *NPS* resultante. Entretanto, quanto maior for o tamanho das sub-regiões, menor será o número de sub-regiões disponíveis que contribuem para a diminuição da variância considerável existente na estimativa da *NPS* utilizando apenas uma sub-região.

Portanto, o método utilizado nesse trabalho consiste em dividir cada imagem em várias amostras de tamanho menor de forma a aumentar o número de amostras e assim reduzir a variância. Este método é conhecido como método da subtração e consiste da subtração de cada amostra de intensidade (S) por uma outra imagem que resulta da média de todo o conjunto de amostras. Quando sistemas isotrópicos são pressupostos, a representação unidimensional da *NPS* é dada pela equação 48, sendo que este procedimento pode reduzir a variância da *NPS* por um fator de até 200 vezes, dependendo da frequência.

---

$$NPS(f) = \frac{1}{2\pi} \int_{\theta=0}^{2\pi} NPS(f, \theta) d\theta \quad (48)$$

#### 5.4.3 – Método para o levantamento da curva sensitométrica e estimativa da curva gama $\gamma$ (Sensibilidade).

Conforme discutido na seção 4.4.3, a curva sensitométrica define a característica de resposta de um sistema de imagem. Em sistemas baseados em filmes, esta característica é estimada diretamente pela relação entre a densidade óptica e a dose absorvida para exposições uniformes.

Contudo, deve-se lembrar que os sistemas de radiologia digital odontológica utilizados nesse estudo não permitem que a curva sensitométrica seja levantada a partir de exposições uniformes, conforme explicado na seção 5.3.1. Tais sistemas ajustam automaticamente as relações entre os sinais de entrada e de saída, de forma a expandir ao máximo a faixa permitida de níveis de cinza para representação da imagem.

No entanto, este problema foi solucionado com a construção conveniente do simulador de sensibilidade. Assim, a curva sensitométrica é dada diretamente pela relação entre o nível de cinza médio na imagem desse simulador, referente a cada degrau de absorção, e a curva de atenuação do simulador, levantada juntamente com a confecção do mesmo (Figura 5.10).

Uma vez obtida a imagem do simulador de sensibilidade (Figura 5.9), esta é segmentada e uma média dos níveis de cinza de cada degrau de absorção é calculada. Este procedimento é realizado automaticamente no módulo de sensibilidade do pacote computacional desenvolvido.

Segundo Stamatakis *et al.*, (1999), a relação entre a intensidade relativa de luz ( $S$ ) incidente na fotomultiplicadora do *scanner a laser* e o nível de cinza gerado é dado por:

$$S = \frac{(255 - G)cd}{g} \quad (49)$$

em que  $g$  é o ganho,  $d$  é uma constante e  $c$  um fator que depende das condições de calibração.

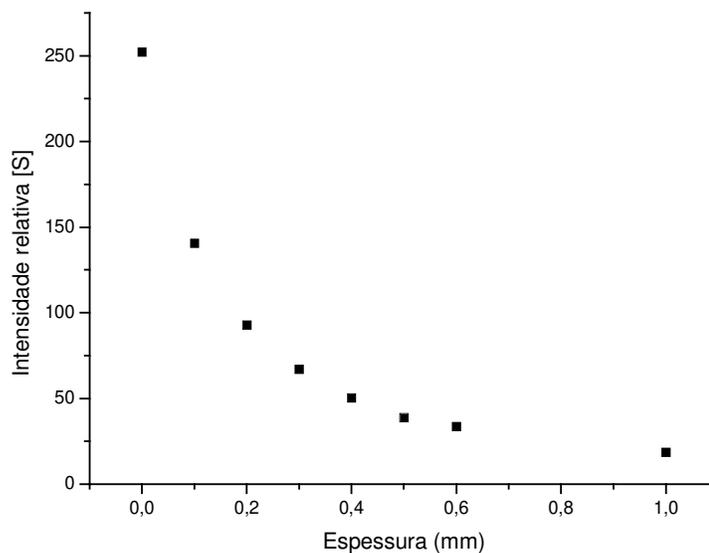
---

---

Como o simulador de sensibilidade foi desenvolvido de forma a anular o efeito do controle de ganho do sistema, a equação que expressa S em função de G pode ser escrita simplesmente como :

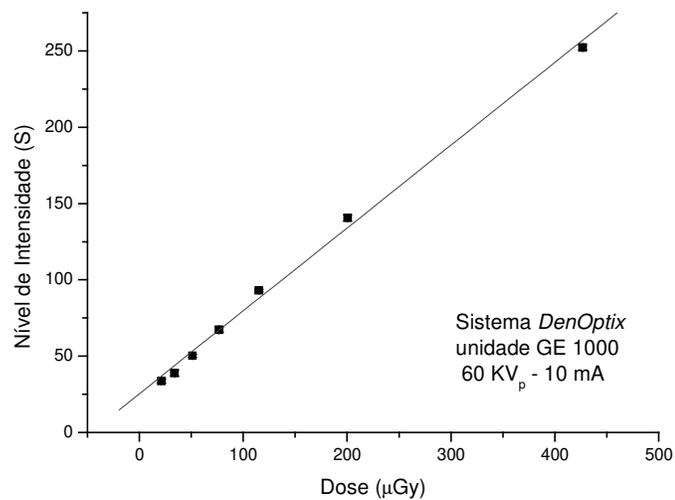
$$S = 255 - G \quad (50)$$

A partir da equação 50 e da identificação dos níveis de cinza médios dos degraus de absorção, é possível levantar uma curva que relaciona a intensidade relativa de luz (S) com a espessura de cada degrau de absorção do simulador de sensibilidade, conforme ilustrada na Figura 5.20.



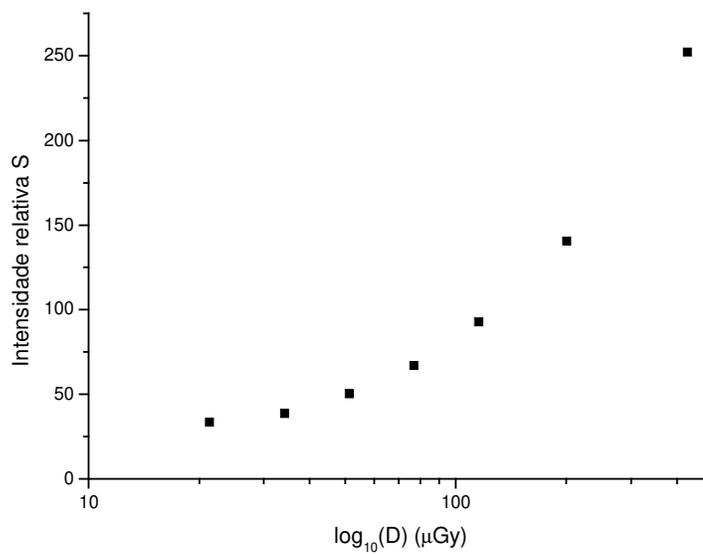
**Figura 5.20:** Relação entre intensidade relativa (S) e espessura do degrau de absorção.

Deve-se notar, na Figura 5.10, que a curva de atenuação também apresenta um comportamento exponencial e que a dose que atinge o detector diminui conforme a espessura dos degraus de absorção aumenta. Portanto, quando relacionamos a intensidade relativa (S) com a dose em cada degrau de absorção, tem-se a curva sensitométrica, a qual apresenta um comportamento aproximadamente linear, conforme ilustrada na Figura 5.21:



**Figura 5.21:** Curva sensitométrica.

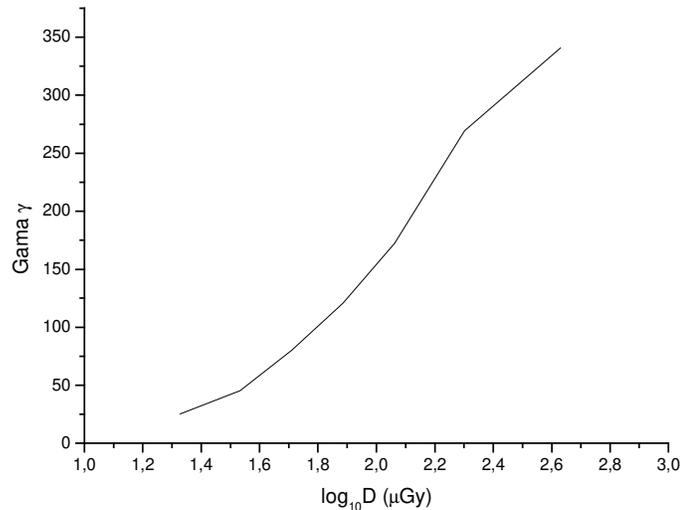
Normalmente, a curva sensitométrica é apresentada em um gráfico que relaciona (S) e  $\log_{10}(D)$ , conforme ilustrado na Figura 5.22.



**Figura 5.22:** Curva sensitométrica: S x  $\log_{10}(D)$

---

Conforme discutido na seção 4.4.3 e sendo consistente com a definição da curva gama (equação 42), esta foi determinada pela derivação da curva sensitométrica e está ilustrada na Figura 5.23:



**Figura 5.23:** Curva gama

Dessa forma, é possível obter o valor de gama que, posteriormente, entrará no cálculo do *NEQ* e da *DQE*. Deve-se estar atento ao fato de que o valor de gama que entra no cálculo destes parâmetros é aquele referente à dose que atravessa o primeiro degrau de absorção, pois este tem a mesma espessura que o simulador de uniformidade.

#### 5.4.4 – Método para a determinação do quanta equivalente de ruído (*NEQ*)

Conforme descrito na seção 4.4.2.1, o *NEQ(f)* é definido pela relação entre o gama, a função de transferência de modulação e a densidade espectral de ruído (equação 34). Portanto, a obtenção do *NEQ(f)* consiste em operar pontualmente as funções discretas *MTF(f)*, *NPS(f)* e  $\gamma$ . Isso significa que a resolução de frequência do *NEQ* será igual à resolução de frequência da *MTF* ou da *NPS*, dependendo de qual apresentar menor resolução de frequência.

---

#### 5.4.5 – Método para a determinação da eficiência quântica detectável (DQE)

Conforme discutido na seção 4.4.2.1, o  $DQE(f)$  é definido pela equação 38. Logo, foi necessário estimar a fluência dos fótons. Esta estimativa, para um feixe mono-energético, vem das definições de fluência de energia (equação 16) e dose absorvida (equação 19). Assim, de acordo com Johns (1983), a fluência dos fótons pode ser determinada pela razão entre a fluência de energia e a energia média dos fótons do feixe (energia efetiva do feixe):

$$\phi = \frac{\psi}{\varepsilon_0} = \left( \frac{1}{\varepsilon_0 \left( \frac{\mu_{en}}{\rho_0} \right)_{\varepsilon_0}^{AR}} \right) \cdot Dose \quad (51)$$

Lembra-se que  $\varepsilon_0$  foi encontrado através da medição da *CSR* do feixe e que o coeficiente de absorção de energia pode ser encontrado tabelado em Johns (1983). Neste caso, deve-se sempre estar atento às unidades, sendo a energia transformada para Joule, o coeficiente de absorção de energia para  $m^2/kg$  e a dose para  $J/kg$ . Assim, a unidade final será fótons/ $m^2$ , a qual deverá ainda ser transformada para fótons/ $mm^2$ .

Este é o único parâmetro de todo o projeto que não é calculado automaticamente pelo pacote computacional desenvolvido, pois a metodologia para sua determinação é bastante complexa e depende de variáveis de fácil manipulação tais como distância, tempo de exposição, temperatura e pressão do ambiente, entre outras. O valor da fluência de fótons deve ser inserido como parâmetro no módulo do pacote computacional que gera o gráfico da *DQE*.

#### 5.4.6 – Considerações sobre a metodologia

De acordo com Dainty & Shaw (1976), o gama ( $\gamma$ ) que aparece na equação 34 está estritamente relacionado com as flutuações (ruído) da imagem do simulador de uniformidade. Isto ocorre porque a formulação do  $DQE(f)$  envolve a razão entre a flutuação associada à exposição (flutuação de entrada) e a flutuação da intensidade relativa de luz emitida pelo detector

---

---

durante a recombinação estimulada referenciada à flutuação equivalente de exposição. É razoável esperar que esta última seja maior do que a que corresponde ao sinal de entrada, ou seja:

$$\eta = \frac{\sigma_q^2}{\left(\frac{\sigma_s^2}{g^2}\right)} = \frac{\sigma_q^2}{\sigma_s^2 \left(\frac{dq}{dS}\right)^2} = \frac{q}{\sigma_s^2 \left(\frac{q}{\gamma \log_{10} e}\right)^2} = \frac{\lambda^2 (\log_{10} e)^2}{q \cdot \sigma_s^2} \quad (52)$$

em que  $g$  é o ganho do detector e  $q$  o número médio de fótons por unidade de área. Dessa forma, alguns termos da equação 34 começam a aparecer. Portanto, o valor do gama ( $\gamma$ ) que deve ser substituído nesta equação corresponde a aquele relacionado ao nível de cinza do primeiro degrau de absorção do simulador de sensibilidade, uma vez que este foi confeccionado com o mesmo material e a mesma espessura do simulador de uniformidade. Além disso, a dose, ou melhor, o número de fótons que chega no detector quando adquirida uma imagem do simulador de uniformidade, não é aquela correspondente à dose máxima do simulador de sensibilidade, mas sim àquela transmitida pelo primeiro degrau de absorção.

## 5.5 – Pacote computacional

Conforme especificado nos objetivos desse trabalho, um pacote computacional (*software*) que realiza a análise automática dos parâmetros físicos de qualidade de imagem mencionados acima foi desenvolvido.

O pacote computacional foi denominado SARD – Sistema de Avaliação de Radiologia Digital. Este foi desenvolvido na linguagem C++ e no ambiente LINUX, utilizando as seguintes bibliotecas *Open Source*:

- QT - utilizado para criar a interface gráfica ([www.trolltech.com](http://www.trolltech.com));
- ITK - utilizado para os algoritmos de processamento de imagens ([www.itk.org](http://www.itk.org));
- FFTW - utilizado para o cálculo da FFT 1D ([www.fftw.org](http://www.fftw.org));

O *software* criado é multiplataforma, podendo ser compilado para os Sistemas Operacionais MAC OS e Microsoft Windows, além do Sistema Operacional Linux.

---

---

As imagens radiográficas dos simuladores foram exportadas dos programas de aquisição dos equipamentos de imagem em arquivo TIFF (*Targa Interlaced File Format*) de 8 Bits (256 níveis de cinza). Estes arquivos são fornecidos como parâmetros a esse pacote computacional que realiza a análise do parâmetro relacionado a cada tipo de simulador (ver seção 5.3).

Conforme discutido nas seções anteriores, a avaliação completa da qualidade se subdivide em três tarefas básicas: **a)** levantamento da curva sensitométrica (sensibilidade), **b)** caracterização da propriedade de resolução (MTF) e **c)** caracterização do ruído (NPS). A partir dos resultados gerados por estes três módulos básicos dois outros módulos são responsáveis pelo cálculo e pelo levantamento das curvas  $NEQ(f)$  e  $DQE(f)$ . O diagrama de blocos do pacote computacional está ilustrado na Figura 5.24:



**Figura 5.24:** Diagrama de blocos do pacote computacional.

- **Interface principal:** Serve como provedor de janelas para os outros módulos. Como ilustrado na Figura 5.25, existem ícones para a abertura das imagens apropriadas, para especificação do tamanho do *pixel*, para a escolha dos três módulos básicos (canto direito inferior), dentre outros.
- **Módulo de sensibilidade:** Relacionado à caracterização da sensibilidade. Recebe como parâmetro imagens do simulador de sensibilidade (Figura 5.26) e realiza a análise da curva sensitométrica e curva gama (Figura 5.27).

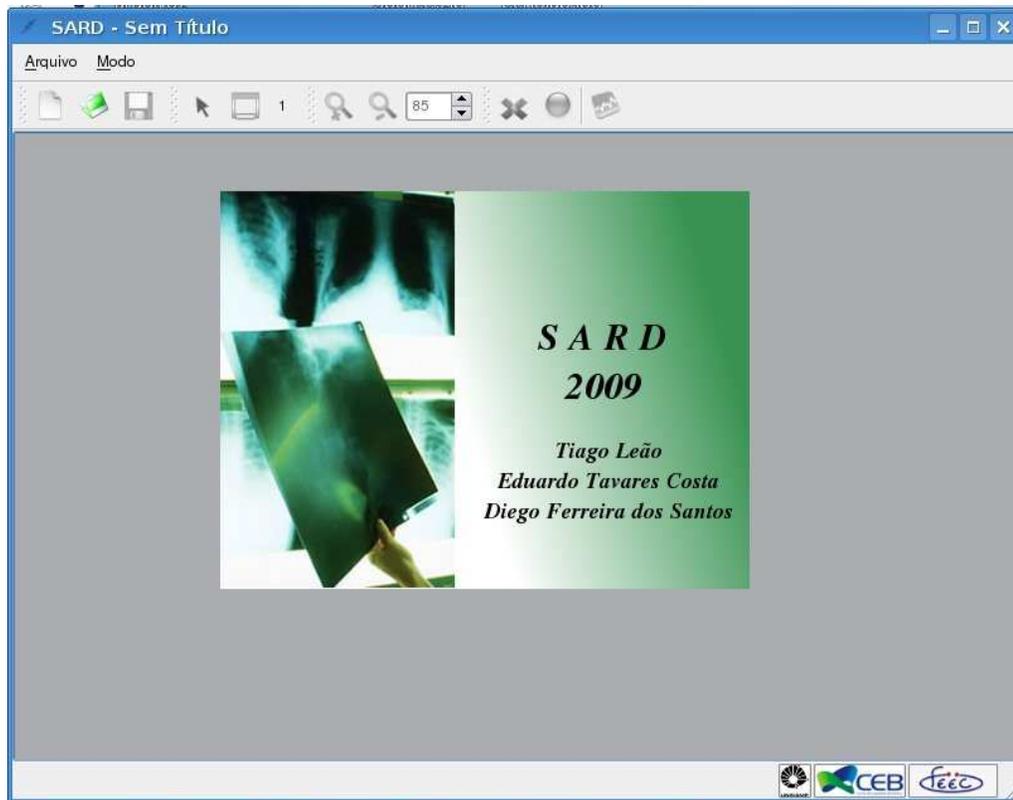


Figura 5.25: Tela inicial.

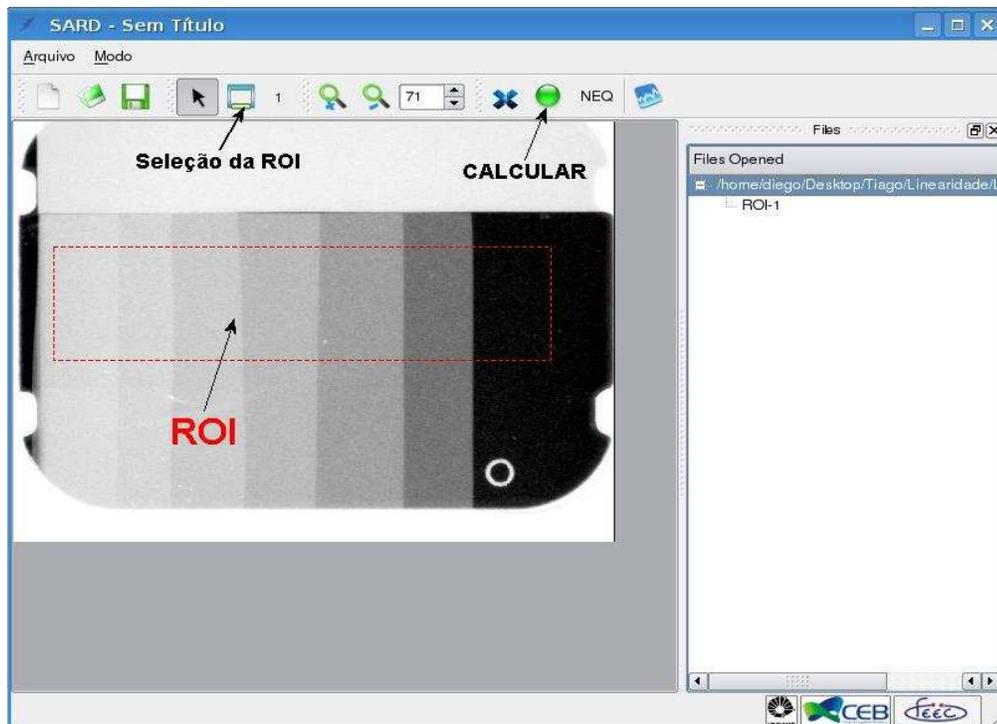
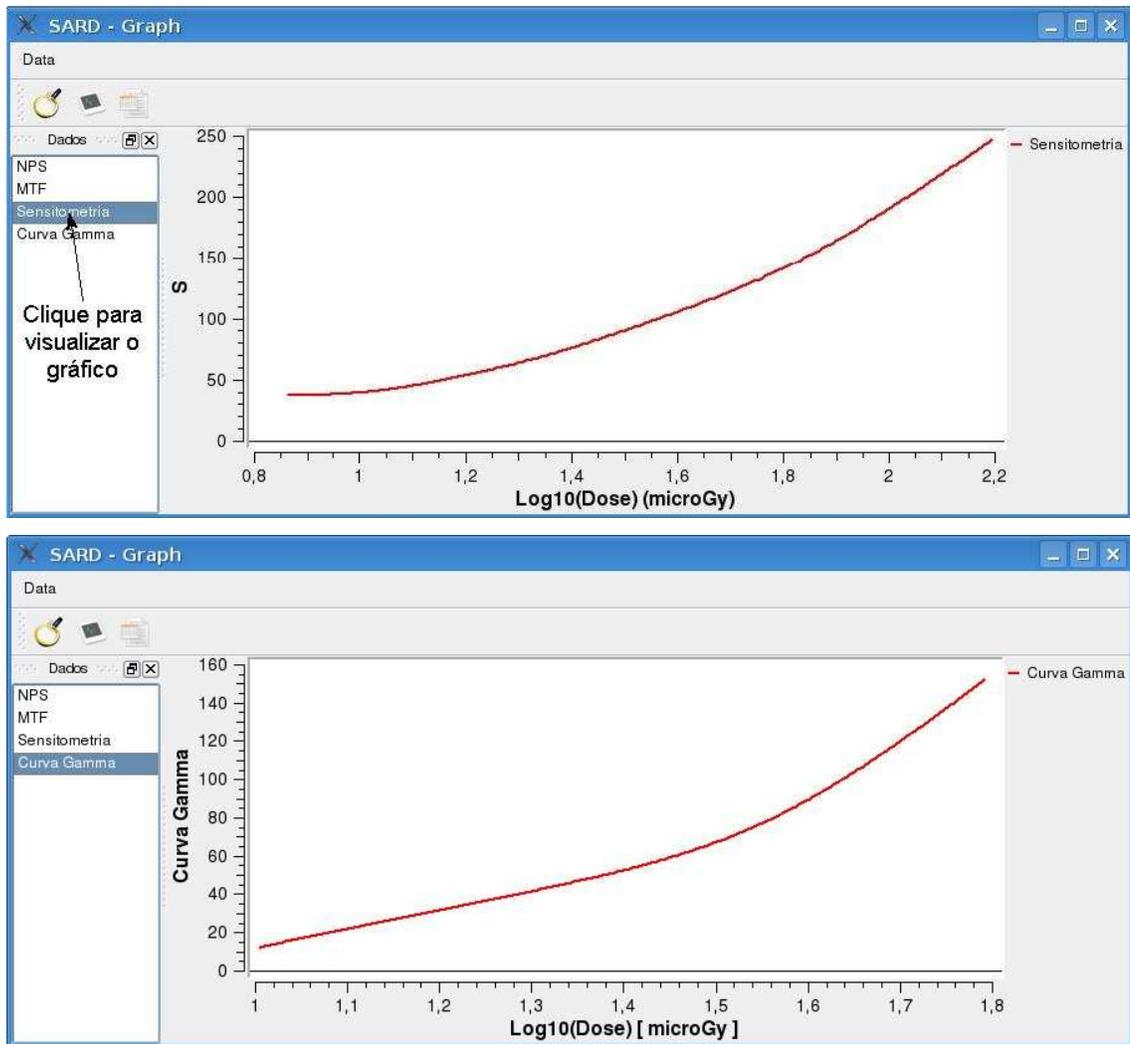
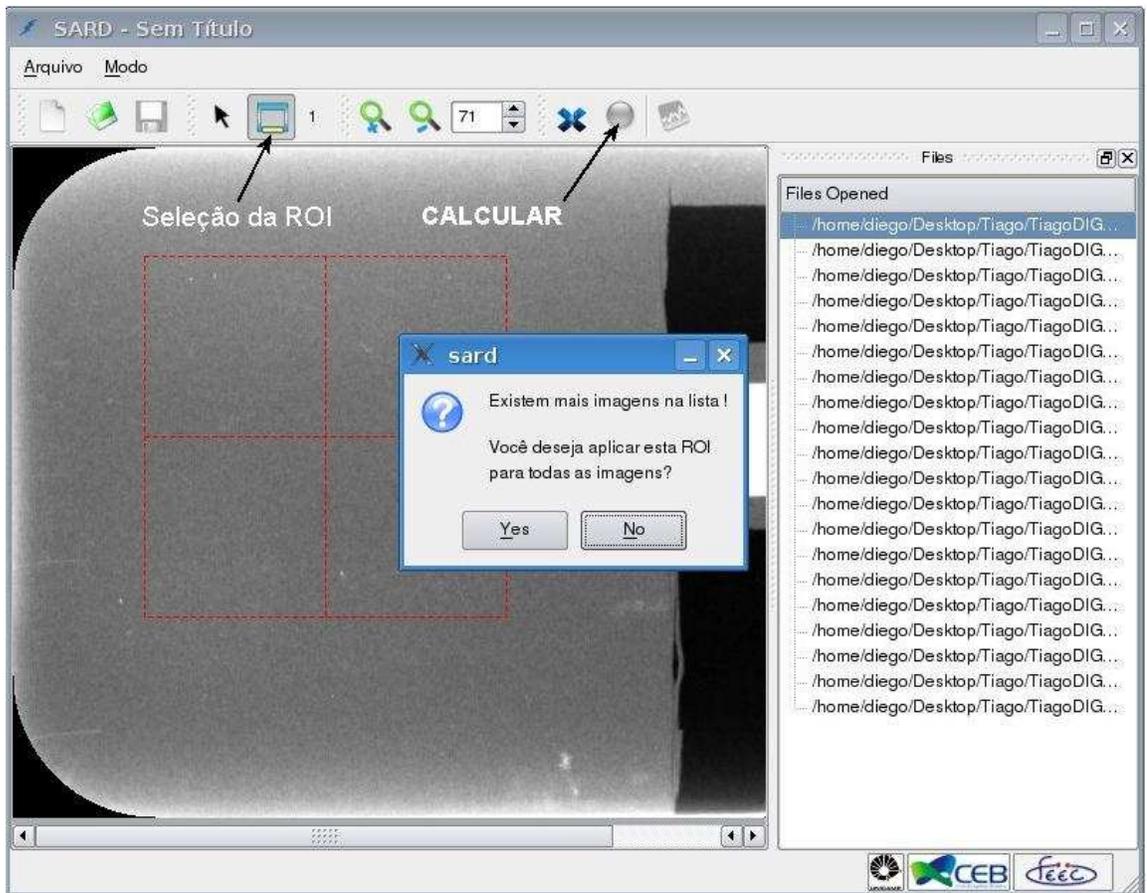


Figura 5.26: Módulo de sensibilidade do SARD.

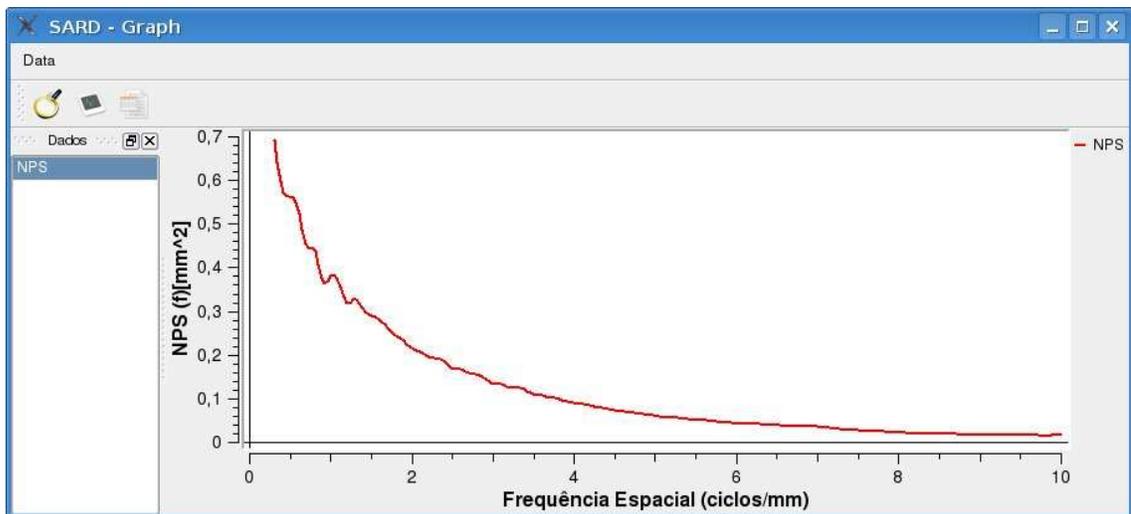


**Figura 5.27:** Curva sensitométrica (acima) e curva gama (abaixo).

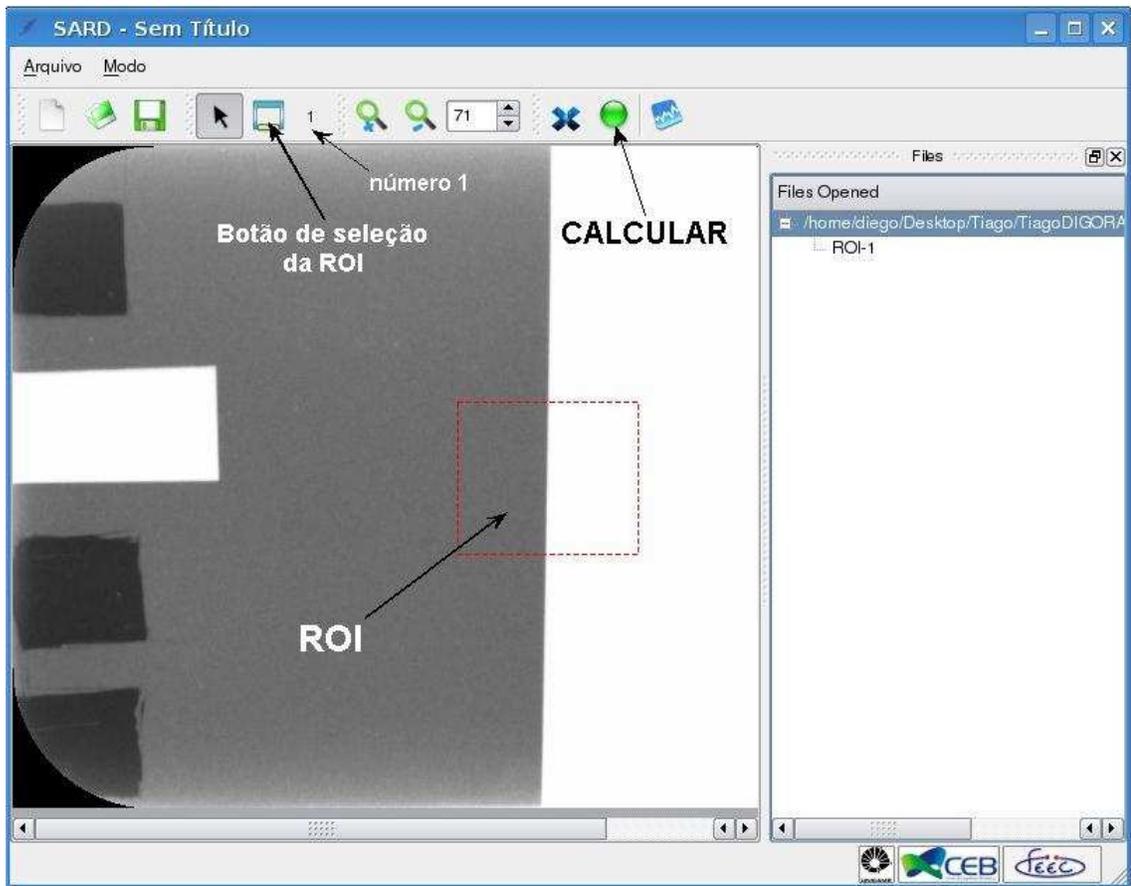
- **Módulo de uniformidade:** Relacionado à caracterização do ruído. Recebe como parâmetro imagens do simulador de uniformidade (Figura 5.28) e realiza a análise da densidade espectral de ruído (NPS), conforme ilustrado na Figura 5.29.
- **Módulo de resolução:** Relacionado à caracterização da resolução. Recebe como parâmetro imagens do simulador de resolução (Figura 5.30) e realiza a análise da função de transferência de modulação (MTF), conforme ilustrado na Figura 5.31.



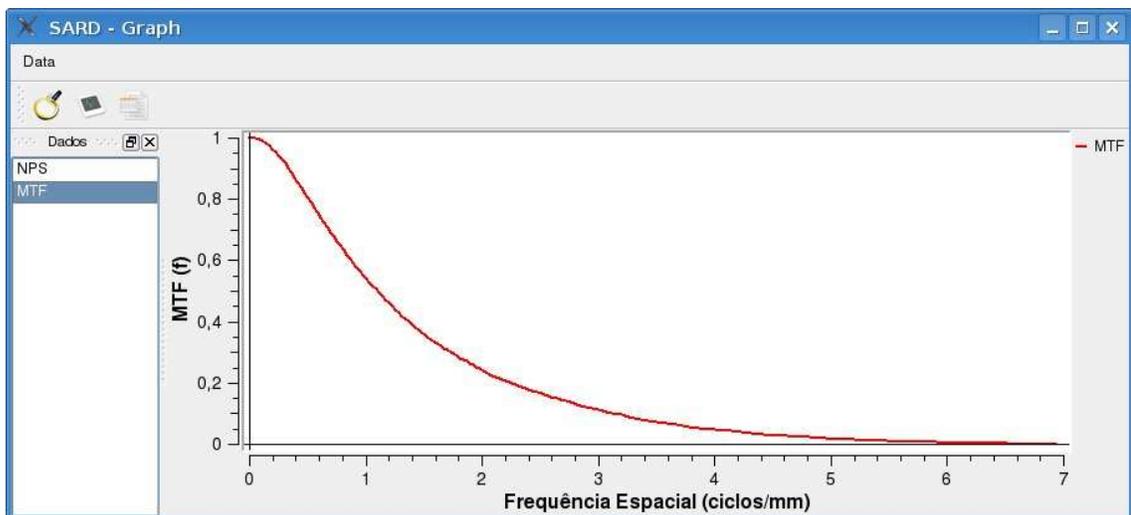
**Figura 5.28:** Tela do módulo de uniformidade.



**Figura 5.29:** Tela que mostra o resultado da  $NPS(f)$  em função da frequência espacial.

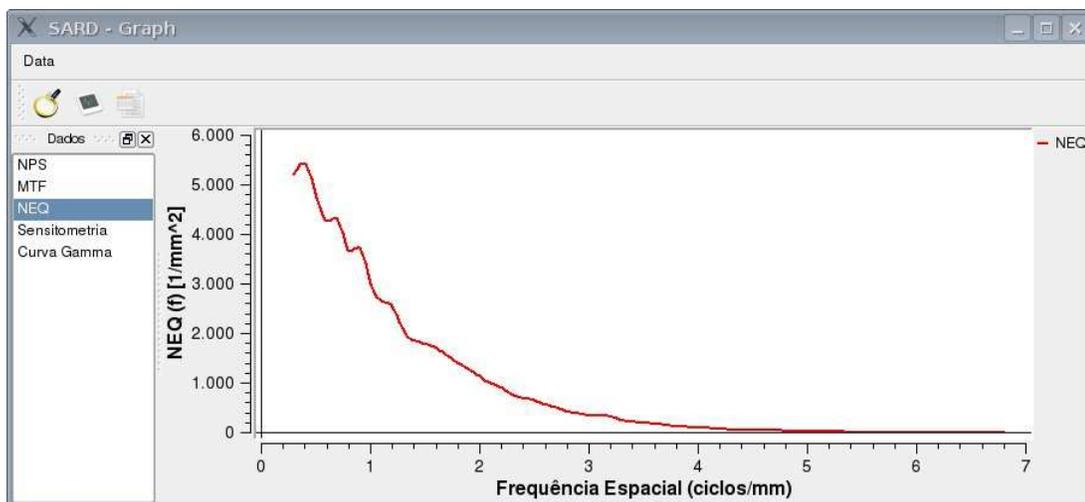


**Figura 5.30:** Selecionando a ROI na imagem do simulador de resolução.

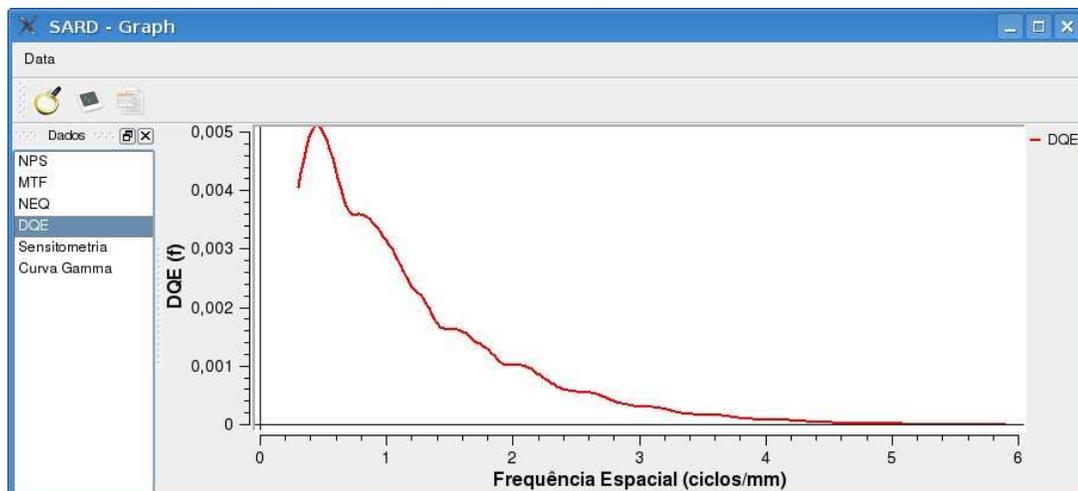


**Figura 5.31:** Resultado da *MTF*.

- **Módulo do NEQ:** Após a finalização das análises dos módulos de sensibilidade, resolução e uniformidade, esse módulo combina os parâmetros extraídos de forma a obter a curva que representa o  $NEQ(f)$ , conforme ilustrado na Figura 5.32.
- **Módulo da DQE:** Após a finalização da análise do  $NEQ$ , a opção do módulo da DQE passa a ser disponibilizada, o qual recebe que a fluência de fótons estimada como parâmetro e gera a curva que representa a  $DQE(f)$  em função da frequência espacial, conforme ilustrado na Figura 5.33.



**Figura 5.32:** Resultado do  $NEQ(f)$ .



**Figura 5.33:** Resultado do  $DQE(f)$ .

---

## 5.6 – Análise estatística

Foi utilizado o *software* SPSS® (*Statistical Package for Social Sciences*) (SPSS 1999), para a realização das análises estatísticas dos resultados obtidos (seção seguinte). Inicialmente foi realizado o teste de aderência dos dados à distribuição normal ou de Gauss, denominado Shapiro-Wilk (usado para amostras menores ou iguais a 50 casos por grupo). Em seguida, para as variáveis que se mostraram paramétricas (normais), foi realizada a análise de variância (ANOVA) bivariada entre as médias para verificar a existência de diferença estatística entre os grupos. Para os resultados significativos aplicou-se o teste t que, por sua vez, localiza a diferença entre os grupos. Por outro lado, para as variáveis não-paramétricas (não-normais) utilizou-se o teste Kruskal-Wallis para verificar se havia diferença estatística entre os grupos e, em seguida, o teste de Mann-Whitney U, em caso de resultado significativo (MALHOTRA, 2006). O último teste localiza a diferença entre os grupos. As diferenças entre as médias dos grupos foram consideradas significativas quando  $p \leq 0,05$ .

---

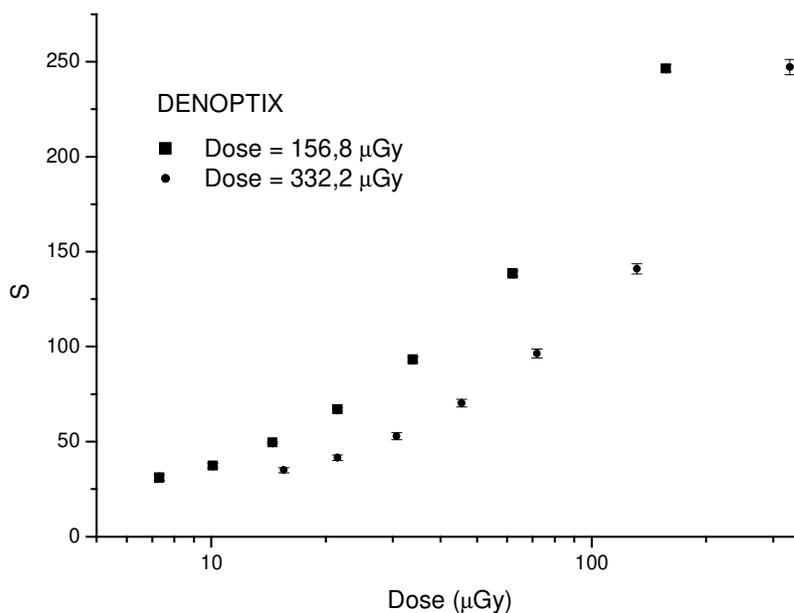
## Capítulo 6 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 6.1 – Sensibilidade

De forma a manter a consistência dos dados e de unidades, a curva sensitométrica e a curva gama foram estimadas com os mesmos valores de dose utilizados na estimativa da densidade espectral de ruído (doses: 156,8 e 332,2  $\mu\text{Gy}$ ).

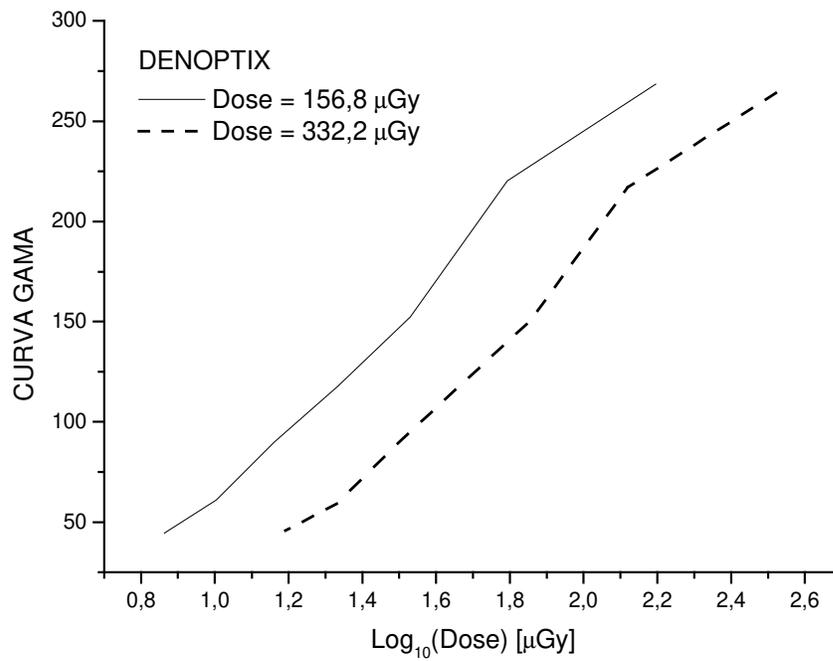
A Figura 6.1 mostra a curva sensitométrica estimada para sistema Denoptix. A Figura 6.2 mostra a curva gama estimada para o sistema Denoptix. A Figura 6.3 mostra a curva sensitométrica estimada para o sistema Digora. A Figura 6.4 mostra a curva gama estimada para o sistema Digora.

A curva sensitométrica do sistema Denoptix mostra que a relação entre o sinal de entrada e o de saída deste sistema é linear ( $S \times \text{Dose}$ ), pois após a escala de dose ter sido transformada para escala logarítmica observa-se um comportamento exponencial. Este resultado era esperado uma vez que o sistema foi ajustado para ter característica linear anteriormente a aquisição das imagens.

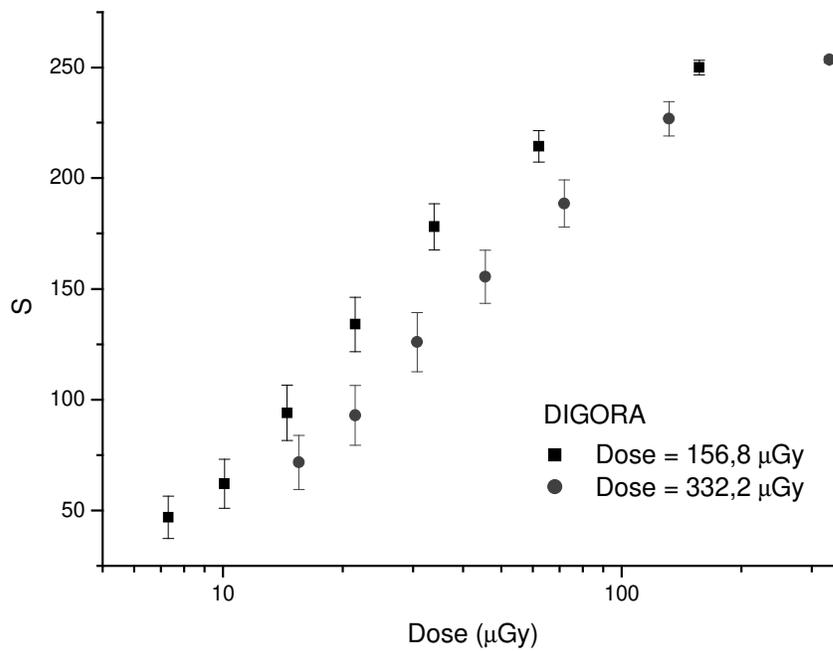


**Figura 6.1:** Curva sensitométrica do sistema Denoptix.

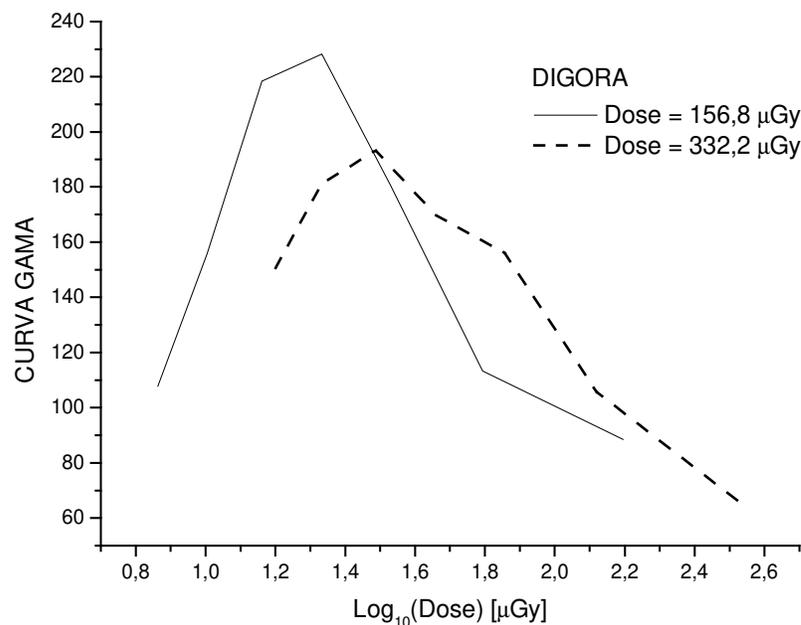
---



**Figura 6.2:** Curva gama do sistema Denoptix.



**Figura 6.3:** Curva sensitométrica do sistema Digora.



**Figura 6.4:** Curva gama do sistema Digora.

A curva sensitométrica do sistema Digora, Figura 6.3, mostra que a relação entre o sinal de entrada e o de saída não é linear, pois após a escala da dose ter sido transformada para escala logarítmica observa-se, para termos práticos, uma reta. Isto indica que a relação em questão é exponencial. Este resultado também era esperado uma vez que o sistema Digora já vem ajustado para fornecer imagens com intensidades de níveis de cinza em escala logarítmica.

Os valores de gama, referentes à dose que passa pelo primeiro degrau de absorção do simulador de sensibilidade, foram determinados procurando pontualmente seu valor no gráfico da curva gama, lembrando que são estes os valores corretos que entram nos cálculos do *NEQ* e da *DQE*. Os valores médios de gama resultantes da análise de um conjunto de 10 imagens do simulador de sensibilidade para cada dose e para cada sistema são mostrados na Tabela 2:

**Tabela 2:** Valores de gama para os sistemas Denoptix e Digora.

Dose (μGy)	GAMA – Sistemas de radiologia digital odontológica	
	DENOPTIX	DIGORA
156,8	152,4 ± 2,1	175,2 ± 3,7
332,2	150,5 ± 2,6	161,4 ± 3,6

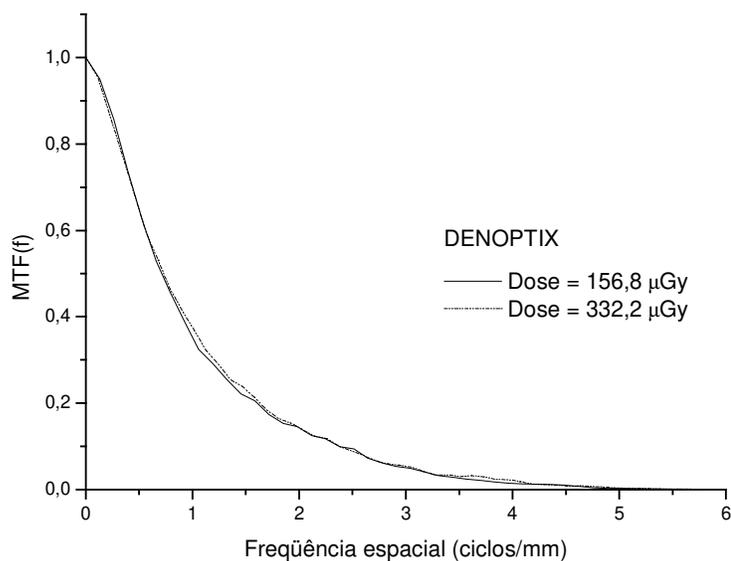
---

## 6.2 – Resolução

As funções de transferência de modulação dos sistemas em estudo foram estimadas pelo método da borda (ver seção 5.4.1), utilizando imagens do simulador de resolução com inclinação da borda entre 2° e 10°.

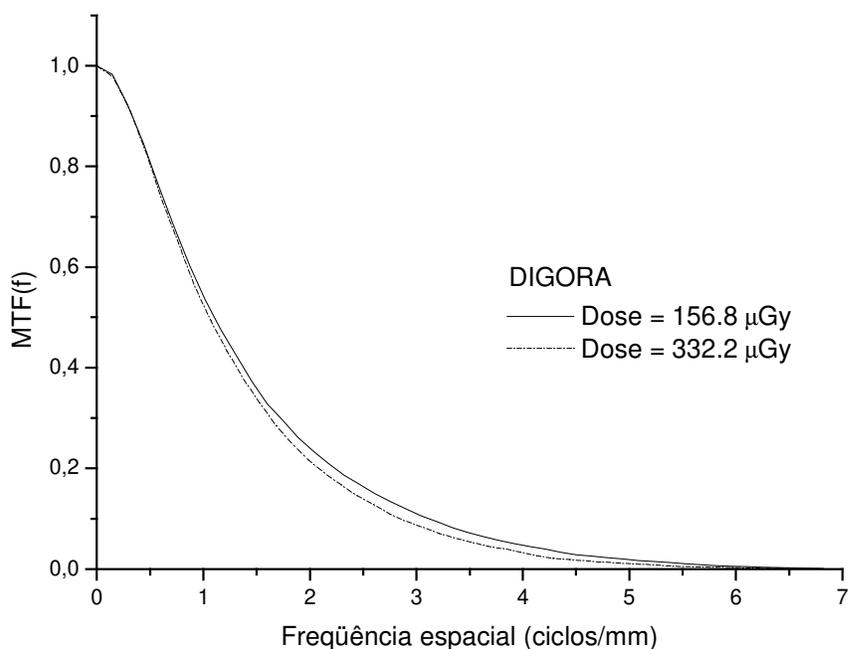
Uma hipótese importante feita ao longo de todo esse trabalho é a consideração dos sistemas como isotrópicos. Brettle *et al.* (1996) concluem que as *MTFs* do sistema Digora são praticamente idênticas na direção paralela e perpendicular à direção do comprimento da placa sensora de material foto-estimável. Os mesmos autores afirmam que a resolução, em sistemas baseados nesta tecnologia, é determinada fortemente pelo espalhamento do *laser* de estimulação no interior da placa. Segundo as análises conduzidas por Albuquerque (2001), o mesmo se pode dizer sobre o sistema Denoptix (300 dpi).

As Figuras 6.5 e 6.6 mostram o efeito de diferentes doses de radiação na estimativa da *MTF*. Como se pode verificar e era esperado, a dose não influencia a estimativa da *MTF* pois a probabilidade de ocorrer um dado tipo de interação dos fótons de raios X com a borda e o material do simulador de resolução é determinada pela energia do feixe e não pelo número de fótons que atingem este simulador.



**Figura 6.5:** Gráfico da *MTF(f)* em função da dose para o sistema Denoptix.

---



**Figura 6.6:** Gráfico da  $MTF(f)$  em função da dose para o sistema Digora.

No entanto, Samei & Flynn (2002) mostraram que no geral a  $MTF$  não sofre alteração devida ao kVp (energia) ou apresenta uma variação muito pequena. Em um outro trabalho, estes autores afirmam que a diferença entre as  $MTFs$  estimadas com 70 e 150 kVp é de 7% e atribuem este resultado ao fato dos raios X mais energéticos depositarem suas energias em camadas mais profundas da placa de fósforo (SAMEI & FLYNN, 1999).

Apesar de se observar uma pequena diferença nas  $MTFs$  do sistema Digora (Figura 6.6), a conclusão de que a  $MTF$  não é alterada pela dose foi confirmada pelo teste estatístico aplicado em 7 amostras relacionadas às frequências espaciais 2 e 3, conforme ilustrado na Tabela 3:

**Tabela 3:** Valores da  $MTF$  para as frequências espaciais 2 e 3 do sistema Digora.

Dose ( $\mu\text{Gy}$ )	DIGORA	
	MTF(2)	MTF(3)
156,8	$0,52 \pm 0,05^a$	$0,35 \pm 0,04^a$
332,2	$0,522 \pm 0,006^a$	$0,335 \pm 0,007^a$

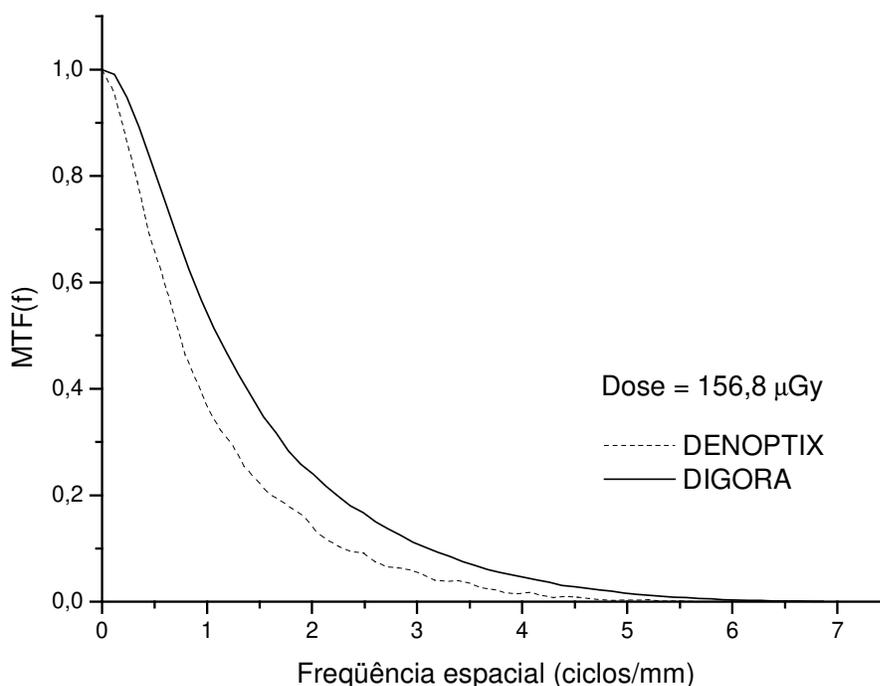
Valores: média  $\pm$  desvio padrão. Letras diferentes na vertical representam diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

---

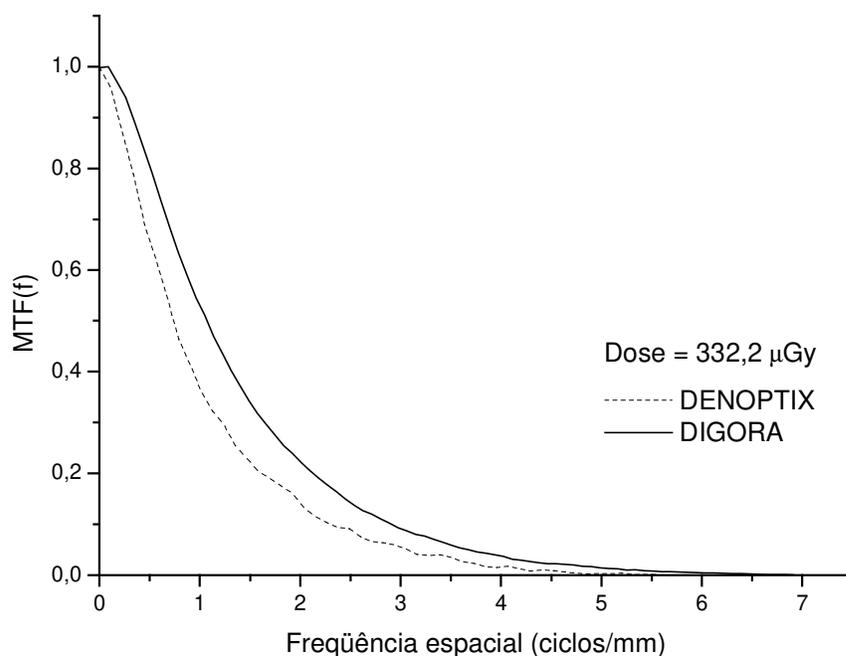
Tanto para a frequência 2 quanto para a frequência 3 não houve diferença significativa entre os valores das *MTFs*, sendo os respectivos valores de “p” iguais a 0,117 e 0,12. No caso do sistema Denoptix, fica evidente através da Figura 6.5 que a dose não influencia a forma da *MTF*.

Nas frequências espaciais mais altas, a *MTF* é influenciada principalmente pelo projeto da camada de material foto-estimável no que se refere às variáveis espessura e absorção óptica. Já nas frequências mais baixas, a *MTF* é influenciada pelo projeto óptico da leitora a *laser* no que se refere às variáveis tamanho do foco do *laser*, componentes ópticos da varredura e características de espalhamento na superfície da placa (SAMEI & FLYNN, 2002).

Os resultados da comparação entre os dois sistemas em questão são apresentado nas Figura 6.7 e 6.8.



**Figura 6.7:** MTF – Comparação entre os sistemas Denoptix (300 dpi) e Digora para a dose menor.



**Figura 6.8:** MTF – Comparação entre os sistemas Denoptix (300 dpi) e Digora para a dose maior.

Em todo o espaço de frequência, o sistema Digora apresentou resposta de modulação (resolução) superior à do sistema Denoptix (300 dpi). Especificamente para as frequências espaciais 2, 3 e 4 ciclos/mm as diferenças entre as *MTFs* foram respectivamente 41%, 51% e 65%. Além disso, 1% do nível da modulação é alcançado em 4,4 ciclos/mm para o sistema Denoptix, enquanto que para o sistema Digora em 5,2 ciclos/mm, ou seja, próximo de suas respectivas frequências de Nyquist 5,8 e 7,04 pl/mm. Este resultado concorda bastante com aqueles encontrados por Albuquerque (2001).

De acordo com Illers *et al.* (2005), a norma IEC 62220-1 (IEC – *International Electrotechnical Commission*) requer que o simulador de resolução seja constituído de material opaco aos raios X, portanto relativamente pesado e espesso. Isto garantiria uma transição de preto para branco na imagem deste simulador. No entanto, muitos grupos de pesquisa ainda adotam folhas leves de metais devido à sua fácil manipulação, pois são leves, de fácil ajuste e não necessitam de suporte pesado, gerando dessa forma uma transição de cinza para branco. Entretanto, segundo Illers *et al.* (2005) e Neitzel *et al.* (2004), o material semi-transparente não

---

somente absorve a radiação X, mas também gera radiação espalhada que promoverá uma detecção adicional. Uma vez que o método da borda assume um perfil de intensidades na forma de degrau ideal na superfície do detector, a *MTF* obtida com um perfil não-ideal será sistematicamente superestimada. Segundo o mesmo autor, a estimativa da *MTF* gerada com um material semi-transparente é da ordem de 8% maior do que a gerada, por exemplo, com tungstênio. Logo, sugere-se para trabalhos futuros que os simuladores radiográficos sejam construídos com materiais que sejam opacos aos raios X.

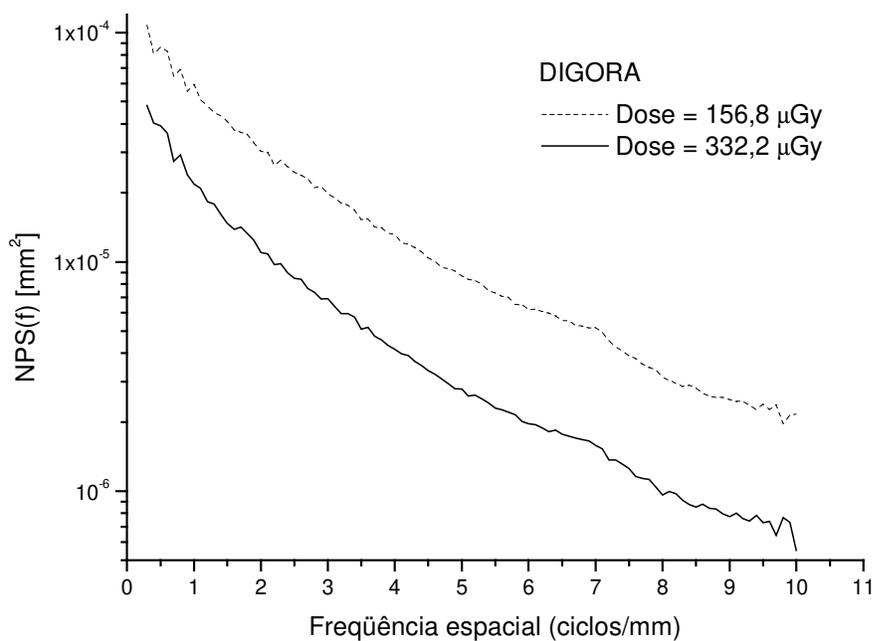
### 6.3 – Ruído

As flutuações no nível de sinal de uma imagem são descritas como ruído e afetam a visibilidade de objetos de baixo contraste na imagem. Em imagens radiográficas digitais o ruído é proveniente de várias fontes, conforme descrito na seção 4.4.2, sendo a principal delas conhecida como ruído quântico primário (WORKMAN & BRETTLE, 1997).

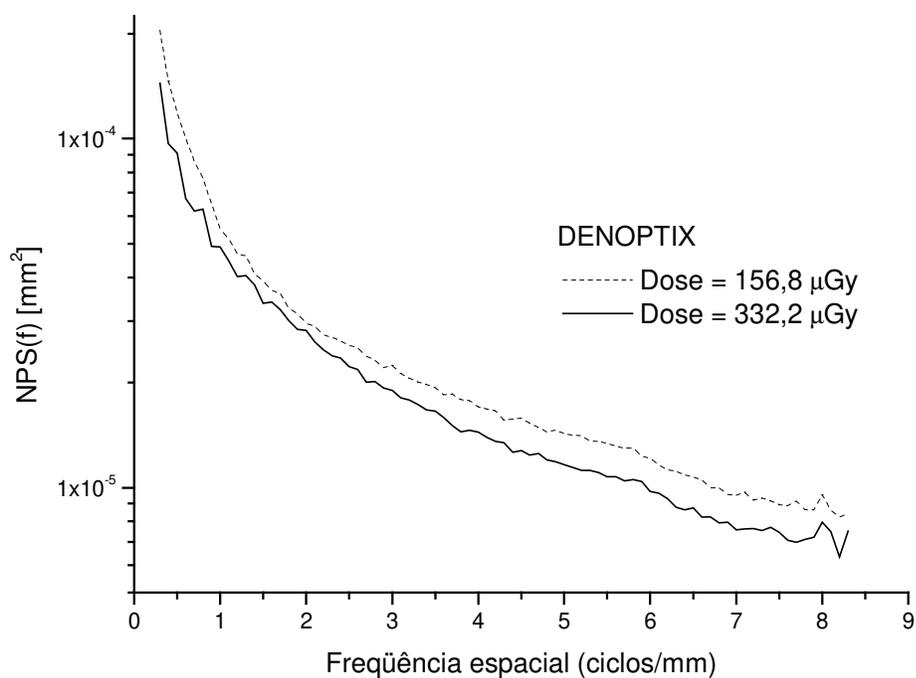
A densidade espectral de ruído (*NPS*) representa a variância absoluta do ruído em cada frequência espacial. Todas as medidas da *NPS* bidimensional apresentadas nessa seção foram estimadas pelo método da subtração, utilizando janelas de 128 x 128 *pixels* e um conjunto de 22 imagens, das quais foi possível extrair um total de 88 amostras. A transformação da *NPS* bidimensional para sua representação unidimensional foi obtida através do método da média radial apresentado por Aufrichtig *et al.* (2001), conforme descrito na seção 5.4.2. A precisão da análise depende do tamanho da janela de amostragem e do número de amostras. De acordo com os resultados encontrados por Albuquerque (2001), a análise do astigmatismo da *NPS* bidimensional revelou que ambos os sistemas em estudo são isotrópicos, sendo esta condição necessária para a estimativa da *NPS* unidimensional pelo método da média radial.

Segundo Mackenzie & Honey (2007) e Dobbins III *et al.* (1995), a *NPS* normalizada é um parâmetro mais adequado para comparar diferentes sistemas, sendo este obtido pela razão entre a *NPS* estimada e o quadrado do fator  $[\gamma_x \log_{10}(e)]$ .

As Figuras 6.9 e 6.10 mostram o efeito de diferentes doses de radiação na estimativa da *NPS* normalizada.



**Figura 6.9:** Gráfico da  $NPS(f)$  em função da dose para o sistema Digora.



**Figura 6.10:** Gráfico da  $NPS(f)$  em função da dose para o sistema Denoptix.

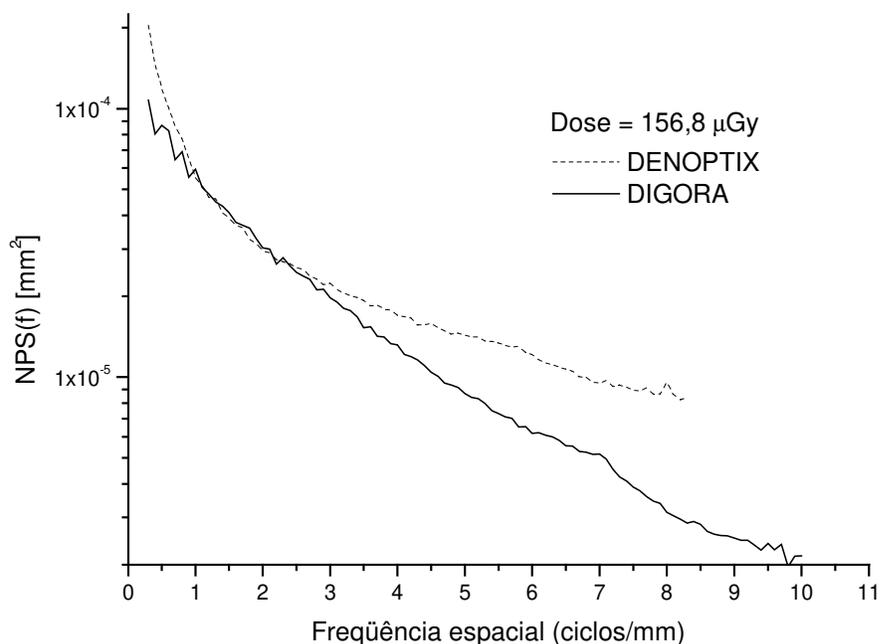
---

---

Observa-se que a *NPS* diminui tanto com o aumento da dose quanto com o aumento da frequência espacial, independentemente do sistema de imagem. Brettle *et al.* (1996) obtiveram exatamente o mesmo resultado analisando o sistema Digora. Segundo o mesmo autor, este resultado indica que o ruído medido, nessa faixa de dose, está fortemente relacionado ao ruído quântico primário, o qual depende exclusivamente do número de fótons. Além disso, os sistemas de imagem reais degradam as flutuações do sinal (ruído quântico primário) da mesma forma que degradam o sinal e, portanto, a *NPS* geralmente diminui com o aumento da frequência, ou seja, este efeito é atribuído à influência da *MTF* na estimativa da *NPS* (BRETTLE *et al.* 1996).

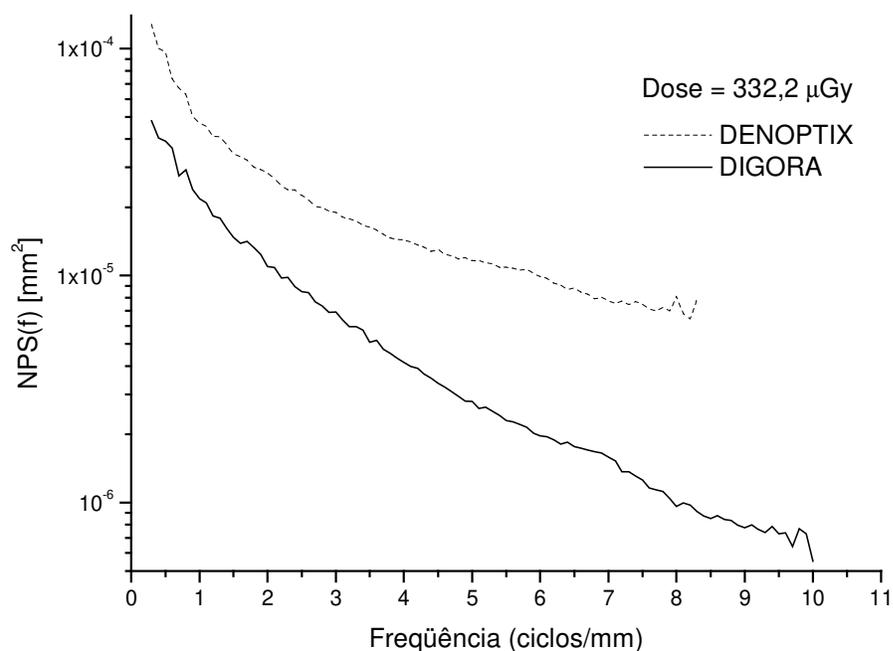
Do mesmo modo que no caso da *MTF*, segundo Samei & Flynn (2002), a qualidade do feixe de raios X (energia) tem pouco efeito na forma da *NPS*. Entretanto, em seu estudo, a *NPS* estimada com 115 kVp se mostra um pouco mais elevada quando comparada àquela estimada com 70 kVp. Este resultado é atribuído ao fato de fótons com energias mais elevadas serem absorvidos com menos eficiência pela placa de fósforo.

Os resultados da comparação entre os dois sistemas em questão são apresentados nas Figuras 6.11 e 6.12.



**Figura 6.11:** NPS – Comparação entre os sistemas Denoptix (300 dpi) e Digora para a menor dose.

---



**Figura 6.12:** NPS – Comparação entre os sistemas Denoptix (300 dpi) e Digora para a menor dose.

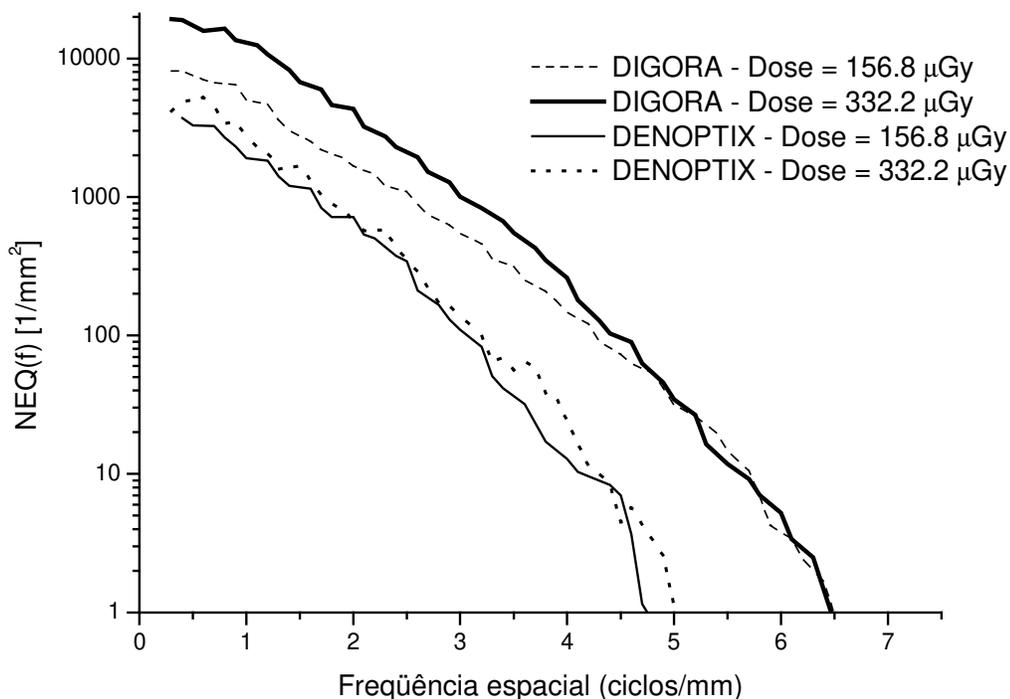
Observa-se claramente as diferenças no nível de ruído contidos nas imagens. O sistema Digora se mostrou superior, pois apresentou menor nível de ruído em toda faixa de frequência para a dose maior e a partir da frequência 2,5 para a dose menor. Segundo Mackenzie & Honey (2007), a medida da *NPS* normalizada é uma indicação útil do nível de ruído na imagem, contudo, de difícil interpretação quando sozinha. No entanto, quando combinada com a *MTF* e a fluência de fótons, permite a determinação da *DQE*, a qual de fato mostra as diferenças entre os sistemas.

Por fim, estes resultados concordam com os encontrados por Albuquerque (2001), porém são aproximadamente 10 vezes maiores para as frequências mais baixas, ou seja, o ruído encontrado nas imagens analisadas nesse trabalho é cerca de 10 vezes maior que aquele encontrado nas imagens produzidas por Albuquerque (2001). Isto pode ser explicado claramente pela quantidade de arranhões que havia nas placas sensoras utilizadas no atual estudo, sendo estes arranhões interpretados pelo *software* como mais uma fonte de ruído.

---

## 6.4 – Quanta equivalente de ruído (NEQ)

O  $NEQ$  é determinado diretamente através da equação 34. Para isto é necessário a prévia estimativa dos parâmetros  $\gamma$ ,  $NPS(f)$  e  $MTF(f)$ . A Figura 6.13 apresenta o número aparente de fótons capturado, o  $NEQ$ , para os sistemas avaliados, em função da dose.



**Figura 6.13:** NEQ – Comparação entre os sistemas Digora e Denoptix.

Segundo Yoshiura *et al.*, (1999), quanto maior for o valor do  $NEQ(f)$ , melhor será a capacidade do sensor de captar os detalhes de objetos caracterizados pela frequência espacial em questão. Logo, a partir dos resultados ilustrados na Figura 6.13, podemos concluir que o sistema Digora possui maior habilidade de discriminar estruturas de baixo contraste, para ambas as doses de radiação estudadas. Além disso, os valores baixos dos  $NEQs$  de ambos os sistemas para frequências altas resultam na perda de visibilidade de pequenos detalhes e estruturas finas nas imagens resultantes (BRETTLER *et al.*, 1996). A diminuição do  $NEQ$  com o aumento da frequência espacial está atribuída ao efeito da  $MTF$ , atingindo valores que tendem a zero conforme se aproxima da frequência de Nyquist.

---

---

Observa-se também que para ambos os sistemas os *NEQs* aumentaram com o aumento da dose, refletindo numa redução da geração de ruído, conforme constatado na seção anterior.

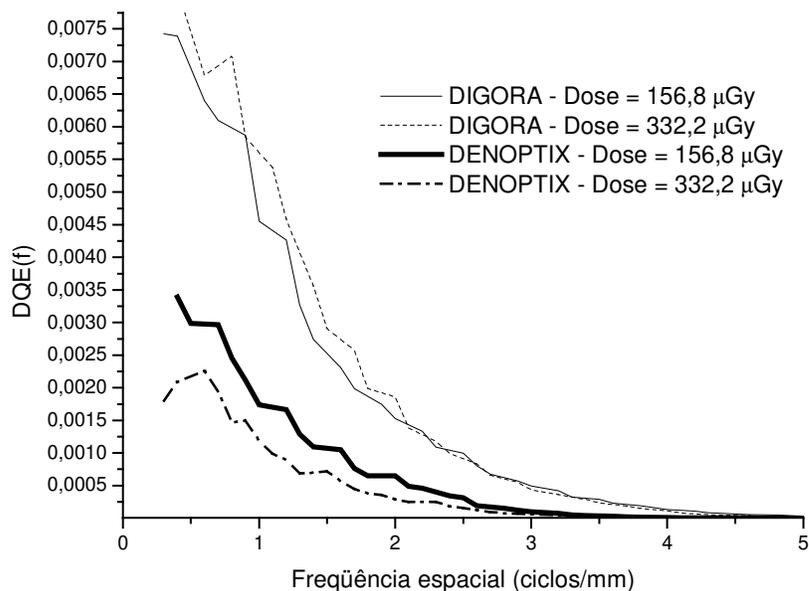
### 6.5 – Detecção equivalente de quanta (DQE)

A *DQE* é determinada diretamente pela equação 38. Para isto é necessário a prévia estimativa dos parâmetros *NEQ* e fluência de fótons. A fluência de fótons foi estimada a partir da equação 51, conforme explicado na seção 5.4.5. Na Tabela 4 encontram-se os valores estimados para a fluência de fótons para cada dose. Lembra-se que a dose que atinge o detector é aquela que atravessa 0,1 mm de cobre do simulador de uniformidade. De acordo com a curva de atenuação do simulador de sensibilidade, pode-se estimar a dose que atingiu o detector.

**Tabela 4:** Valores estimados da fluência de fótons.

Dose ( $\mu\text{Gy}$ )	$\Phi$ (fótons/ $\text{mm}^2$ )
62,1	1.097.218
131,6	2.323.880

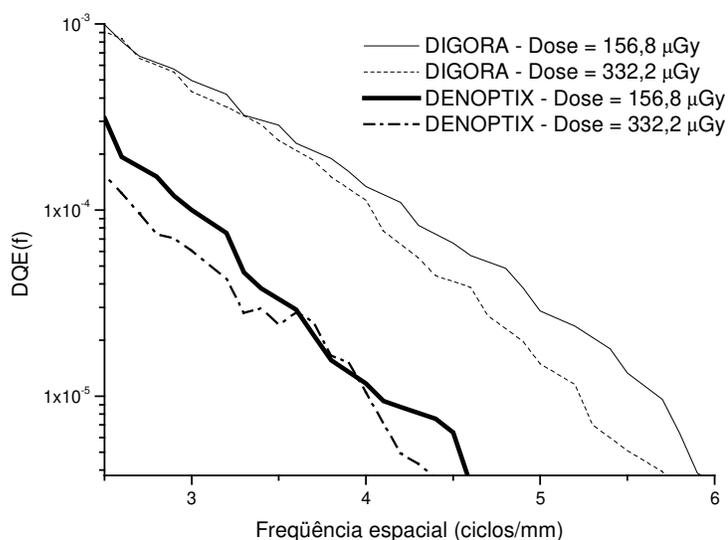
A Figura 6.14 apresenta a *DQE* dos sistemas avaliados.



**Figura 6.14:** DQE – Comparação entre os sistemas Digora e Denoptix.

Observa-se que as eficiências dos sistemas, para a frequência espacial 1 ciclo/mm, variam entre 0,1% e 0,55%. Além disso, nota-se que o sistema Digora apresenta maior *DQE* que o sistema Denoptix para ambas as doses, sendo as diferenças, para a dose menor, de 62% e 59% para as respectivas frequências 1 e 2 ciclos/mm e, para a dose maior, de 79% e 85% para as respectivas frequências 1 e 2 ciclos/mm. Isto significa que o sistema Digora tem maior habilidade para redução de dose, ou seja, é capaz de produzir uma imagem com qualidade comparável à do sistema Denoptix, porém com uma dose menor.

Brettle *et al.* (1996) realizaram um estudo comparativo entre o sistema Digora e o filme radiográfico E-Speed e concluíram que a *DQE* do sistema Digora diminuiu com o aumento da dose. Além disso, este resultado parece ser uma característica dos sistemas baseados na tecnologia PSPL, já que existe a presença de padrões fixos de granularidade nas placas sensoras, os quais se tornam a fonte predominante de ruído para doses mais altas (BRETTLE *et al.*, 1996; YOSHIURA *et al.*, 1999). Este resultado não foi totalmente confirmado nesse experimento, conforme ilustrado na Figura 6.14. Para o sistema Digora, o valor da *DQE* aumentou com o aumento da dose na faixa de frequência entre 1 e 2 ciclos/mm. A partir da frequência de 3 ciclos/mm, a *DQE* passa a ser maior para a dose menor, conforme ilustrado mais detalhadamente na Figura 6.15. Com relação ao sistema Denoptix, observa-se o mesmo comportamento da *DQE* em função da dose descrito por Brettle *et al.*, (1996) para sistemas PSPL.



**Figura 6.15:** DQE – Comparação entre doses.

---

A baixa eficiência estimada para o sistema Digora, quando comparada àquela estimada por Brettle *et al.*, (1996), aproximadamente 10 vezes menor, pode ser atribuída aos arranhões existentes nas placas sensoras utilizadas, os quais com certeza comprometem o desempenho das placas sensoras no que se refere à capacidade de absorver fótons.

---

## Capítulo 7 – CONCLUSÕES

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema integrado para avaliação de parâmetros físicos quantitativos de qualidade de imagem, composto por:

- Um conjunto de simuladores específicos para sistema de radiologia digital odontológica;
- Um pacote computacional, independente de plataforma, que permite a realização de análises automáticas de parâmetros físicos quantitativos associados às imagens desses simuladores.

O programa desenvolvido pode ser utilizado em computadores que tenham sistemas operacionais diversos (Linux, Windows, Mac-OS), podendo ser compilado para a versão de sistema desejada. Versões para dois sistemas (Linux e Windows) estão disponíveis para *download* ao usuário interessado acessando a página do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP na Internet. As informações para confecção dos simuladores e sua utilização em conjunto com os programas estão disponíveis na página.

O sistema integrado desenvolvido foi capaz de realizar estimativas da densidade espectral de ruído (NPS) com erro da ordem de 0,1% em um conjunto de 88 amostras. Desvios menores que 1,5% foram encontrados na estimativa da *MTF* para ambos os sistemas. Já para o levantamento da curva sensitométrica, um desvio padrão de no máximo 7% foi encontrado para o sistema Digora e inferior a 1% para o sistema Denoptix. Os fatores gama que entram nos cálculos do *NEQ* e da *DQE* foram estimados com erro máximo de 2% para os dois sistemas avaliados.

O sistema Digora apresentou resolução espacial superior à do sistema Denoptix (300 dpi). A menor resolução em ambos os sistemas é devido à abertura focal do *laser* das leitoras do sistema e ao espalhamento de luz nas camadas de material foto-estimável das placas sensoras. Além disso, o sistema Digora apresentou valores superiores de *NEQ* em toda faixa de frequência e para todas as doses estudadas. Dessa forma, o sistema Digora possui maior capacidade de detecção de detalhes finos e menor capacidade de geração de ruído. Por fim, o sistema Digora também apresentou valores superiores de *DQE*, ou seja, melhor detecção de fótons de raios X que o sistema Denoptix, apresentando maior capacidade de redução de dose.

Sugere-se que, em futuro próximo, os simuladores desenvolvidos sejam construídos com materiais apropriados para cada parâmetro. Por exemplo, deve-se utilizar materiais opacos aos raios X para melhorar a estimativa da *MTF*, a qual influencia a obtenção dos parâmetros *NEQ* e

---

---

*DQE*. Neste caso, sugere-se o uso de tungstênio (devido ao seu alto número atômico, ou seja, grande capacidade de absorver raios X) em lugar do cobre para o simulador de resolução. Os demais simuladores (sensibilidade e uniformidade) podem continuar a ser construídos com lâminas finas de cobre. Sugere-se ainda que, em sendo possível tabular os valores dos coeficientes de absorção de massa para cada energia do feixe para diferentes materiais e calcular automaticamente a *CSR* a fim de estimar a energia efetiva do feixe, seja modificado o programa desenvolvido para permitir o cálculo automático da fluência de fótons.

Por fim, dado que os fundamentos físicos apresentados neste trabalho têm caráter geral, podem ser estendidos facilmente e com pequenas modificações na metodologia, nos simuladores e no programa desenvolvido, para avaliação de sistemas de radiologia digital geral.

Foram publicados os seguintes artigos referentes a este trabalho:

T. F. C. Leão; J. A. G. Albuquerque; F. N. Boscoli; F. H. Neto; E. T. Costa. “Avaliação de Sistema de Radiologia Digital Odontológica: Método para Levantamento da Curva Sensitométrica”. In: *Anais do 21º Congresso de Engenharia Biomédica*, p.782-785, 2008.

J. A. G. Albuquerque; T. F. C. Leão; E. T. Costa. “Sistema Web para Avaliação de Sistemas de Radiologia Digital”. In: *Anais do 21º Congresso de Engenharia Biomédica*, p.583-586, 2008.

---

## Referências Bibliográficas

1. ALBUQUERQUE, J.A.G. *Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital e odontológica*. 2001. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Campinas, 2001.
2. ATTIX, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Wiley-Interscience, New York, NY, 1986.
3. AUFRICHTIG, R.; SU, Y.; CHENG, Y.; GRANFORDS, P.R. Measurement of the noise power spectrum in digital x-ray detectors, *SPIE*, v.4320, 2001.
4. BARRETT, H.H.; SWINDELL, W. **Radiological imaging: The theory of image formation, detection, and processing**. California: Academic press, 1981.
5. BORG, E.; ATTAELMANAN, A.; GRONDAL, H. Image plate system differ in physical performance, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Endodontology*. v.89, p.118-142, 2000.
6. BRETTELE, D.S.; WORKMAN, A.; ELLWOOD, R.P. LAUNDERS, J. H.; HORNER, K.; DAVIES, R.M. The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography. *The British Journal of Radiology*, v.69, p.256-261, 1996.
7. BUHR, E.; GUNTHER-KOHFAHL, S.; NEITZEL, U. Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Medical Physics*, v.30, n.6, p.2323-2331, 2003.
8. BUSHBERG, J.T. **The essential physics of medical imaging**, Williams & Wilking, New York, NY, 2001.
9. CAO, X.; HUANG, H.K.; LOU, S.L. A Novel Algorithm for Measuring the MTF of a Digital Radiographic System with a CCD Array Detector. *SPIE*, v.3977, p.580-589, 2000.
10. CEDEBERG, R.A. Influence of the digital image display monitor on observer performance. *Dentomaxillofacial Radiology*. v. 28, p.203-207, 1999.
11. COWEN, A.R.; WORKMAN, A.; PRICE, J.S. Physical aspects of photostimulable computed radiology. *The British Journal of Radiology*, v.66, p.332-345, 1993.
12. DAINTY, J.C.; SHAW, R. **Image Science: principles, analysis and evaluation of photographic-type imaging process**. New York: Academic press, 1976.

- 
13. DOI, K. Optical transfer functions of the focal spot of x-ray tubes. *American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine*, v.94, n.3, p.712-718, 1965.
  14. EPSTEIN, C.L. **Introduction to the mathematics of medical imaging**. New Jersey: Person Education, 2003.
  15. GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E. **Processamento de imagens digitais**. *Edgard Blucher*, SP, Brasil, 1992.
  16. GRANFORDS, P.R.; AUFRICHTIG, R. DQE (f) of an amorphous silicon flat panel X-ray detector: detector parameter influences and measurement methodology. *SPIE*, v.3977, p.2-13, 2001.
  17. HART, G.C.; SMITH, A.H. **Quality and standards in nuclear medicine**. Institute of Physical Sciences in Medicine, USA, 1992.
  18. HILDEBOLT, C. F.; COUTURE, R.A.; WHITING, B.R. Dental photostimulable phosphor radiography, *Dental Clinics of North America*, v.44, p.273-297, 2000.
  19. HILLEN, W.; SCHIEBEL, U.; ZAENGEL, T. Imaging performance of a digital storage phosphor system. *Medical Physics*, v.14, n.5, p.744-751, 1987.
  20. HUDA, W.; SLONE, R. **Review of radiologic physics**. Philadelphia, 2Ed: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
  21. HUDA, W.; RILL, L.N.; BENN, D.K.; PETTIGREW, J. Comparison of a photostimulable phosphor system with film for dental radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Endodontology*. v.84, p.725-731, 1997.
  22. ILLERS, H.; BUHR, E.; GÜNTHER-KOHFAHL, S.; NEITZEL, U. Measurement of the modulation transfer function of digital X ray detectors with an opaque edge-test device. *Radiation Protection Dosimetry*. v.114, n.1-3, p.214-19, 2005.
  23. JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **The physics of radiology**. USA, 4Ed: Thomas Books, 1983.
  24. KAWASHITA, I.; MAEDA, K.; HIDETAKA, A.; MORIKAWA, K.; ISHIDA, T. Development of an Automated Method for Evaluation of Sharpness of Digital Radiographs Using Edge Method. *SPIE*, v.4320, p.331-338, 2001.
  25. 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*, v.3659, p.24-35, 1999.
-

- 
26. MACKENZIE, A.; HONEY, D. Characterization of noise sources for two generations of computed radiography systems using powder and crystalline photostimulable phosphors. *Medical Physics*, v.34, n.8, p.3345-57, August, 2007.
  27. MALHOTRA, N. K. **Pesquisa de Marketing: Uma orientação aplicada.** Porto Alegre: Editora Bookman, 2006.
  28. METZ, C.E.; DOI, K. Transfer function analysis of radiographic imaging systems. *Physics in Medicine and Biology*, v.24, n.6, p.1079-1106, 1979.
  29. MILES, D.A. Imaging using solid-state detectors, *Dental Clinics of North America*, v.37, p.531-539, 1993.
  30. NELVIG, P.; WING, K.; WELANDER, U. Sens-A-Ray, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Endodontology*. v.74, p.818-823, 1992.
  31. NEITZEL, U. BUHR, E.; HILGERS, G.; GRANFORS, P.R. Determination of the modulation transfer function using the edge method: Influence of the scattered radiation. *Medical Physics*, v.31, n.12, p.3485-3491, December, 2004.
  32. PADGETT, R.; KOTRE, C.J. Development and application of programs to measure modulation transfer function, noise power spectrum and detective quantum efficiency. *Radiation Protection Dosimetry*, v.117, n.1-3, p.283-287, 2006.
  33. PARKS, E.T.; WILLIAMSON, G.F. Digital radiography: an overview. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, v.3, n.4, p.23-39, November 15, 2002.
  34. ROSSMANN, K. Point spread function, line spread function and modulation transfer function: tools for the study of imaging systems. *Radiology*, v.93, p.257-272, 1969.
  35. SAMEI, E.; FLYNN, M.J. An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems. *Medical Physics*, v.29, n.4, p.447-459, April, 2002.
  36. SAMEI, E.; FLYNN, M.J. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Medical Physics*, v.25, n.1, p.102-113, January, 1998.
  37. SAMEI, E.; FLYNN, M.J. Experimental comparison of noise and resolution for 2k and 4k storage phosphor radiography systems. *Medical Physics*, v.26, n.8, p.1612-22, August, 1999.
  38. SANDRIK. J.M.; WAGNER, R.F. Absolute measures of physical image quality: measurements and application to radiographic magnification. *Medical Physics*, v.9, p.540-549, 1982.
-

- 
39. STAMATAKIS, H.C.; WELANDER, U.; McDAVID, W.D. Dose response of a storage phosphor system for intraoral radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*, v.28, p.272-276, 1999.
  40. 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, Oral Radiology, and Endodontology*, v.82, p.94-100, 1996.
  41. Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde; Portaria n° 453, 1998.
  42. 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*, v.3977, p.580-587, 2000.
  43. WEBB, S. **The physics of medical imaging**, Institute of Physics Publishing, Bristol, UK, 1995.
  44. WOLBARST, A.B. **Physics of radiology**. Madison: Medical physics publishing, 2000.
  45. WORKMAN, A.; COWEN, R.A. Signal, noise and SNR transfer properties of computed radiography. *Physics in Medicine and Biology*, v.38, p. 1789-1808, 1993.
  46. WORKMAN, A.; BRETTLE, D.S. "Physical performance measures of radiographic imaging systems", *Dentomaxillofacial Radiology*, v.26, p.139-146, 1997.
  47. 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 charge-coupled device. *Dentomaxillofacial Radiology*, v.28, p.277-283, 1999.

---

**ANEXO**

**MANUAL DE UTILIZAÇÃO DO  
PROGRAMA SARD E INSTRUÇÕES  
PARA CONFECÇÃO DOS  
SIMULADORES**

 <p><b>UNICAMP</b></p>	<p>Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)  Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação  (FEEC)  Departamento de Engenharia Biomédica (DEB)  Centro de Engenharia Biomédica (CEB)  Laboratório de Ultra-Som (LUS)</p>		
<h1>SARD</h1>			
<h2>SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE RADIOLÓGIA DIGITAL</h2>			
<p><b>Autores:</b></p> <p>Mestre Tiago Freire Carneiro Leão  Mestre Diego Ferreira dos Santos  Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa</p>			
			
<p><b>Manual do usuário</b>  <b>Versão do Software: 1.0-2009</b></p>			
<p>Centro de Engenharia  Biomédica (CEB)</p>	<p>Caixa Postal 6040  13084-971,  Campinas, SP</p>	<p><a href="mailto:tiago_leao@ceb.unicamp.br">tiago_leao@ceb.unicamp.br</a>  <a href="mailto:educosta@ceb.unicamp.br">educosta@ceb.unicamp.br</a></p>	<p>+55 (19) 3521 9274</p>

---

## SUMÁRIO

Introdução	113
Iniciando	114
Análise da Resolução	117
Análise do Ruído	122
Análise da Sensibilidade	127
Análise do Quanta equivalente de ruído	133
Análise da Eficiência Quântica Detectável	135
Construção dos Simuladores	138
Simulador de Sensibilidade	138
Simulador de Resolução	139
Simulador de Uniformidade	140

**Bem-vindo**

Bem-vindo ao SARD. Este programa computacional tem como objetivo permitir a realização, de maneira rápida, da avaliação da qualidade de sistemas de radiologia digital odontológica. O programa pode ser utilizado em computadores que tenham sistemas operacionais diversos (Linux, Windows, Mac-OS), podendo ser compilado para a versão do sistema desejado. Versões para dois sistemas (Windows e Linux) estão disponíveis para *download* ao usuário interessado acessando a página do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP na internet. Dessa forma, é possível comparar sistemas de imagem concorrentes sob uma escala relativa de desempenho ou monitorar um mesmo sistema com o tempo, evitando assim falhas e garantindo a qualidade dos serviços. A utilização deste programa é livre desde que não seja utilizado com fins comerciais a não ser com autorização prévia dos autores e da UNICAMP. O programa não pode ser copiado (no todo ou em partes). Deve ser sempre citada a fonte (Tiago Freire Carneiro Leão, Diego Ferreira dos Santos e Eduardo Tavares Costa, Centro de Engenharia Biomédica e Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, UNICAMP). Os autores devem preencher um cadastro para fazer o “download”. Este cadastro é simples e nosso interesse é verificar quais são os usuários do sistema desenvolvido. As informações serão armazenadas de maneira confidencial.

**Versão**

Este manual descreve a edição 2009 do software SARD.

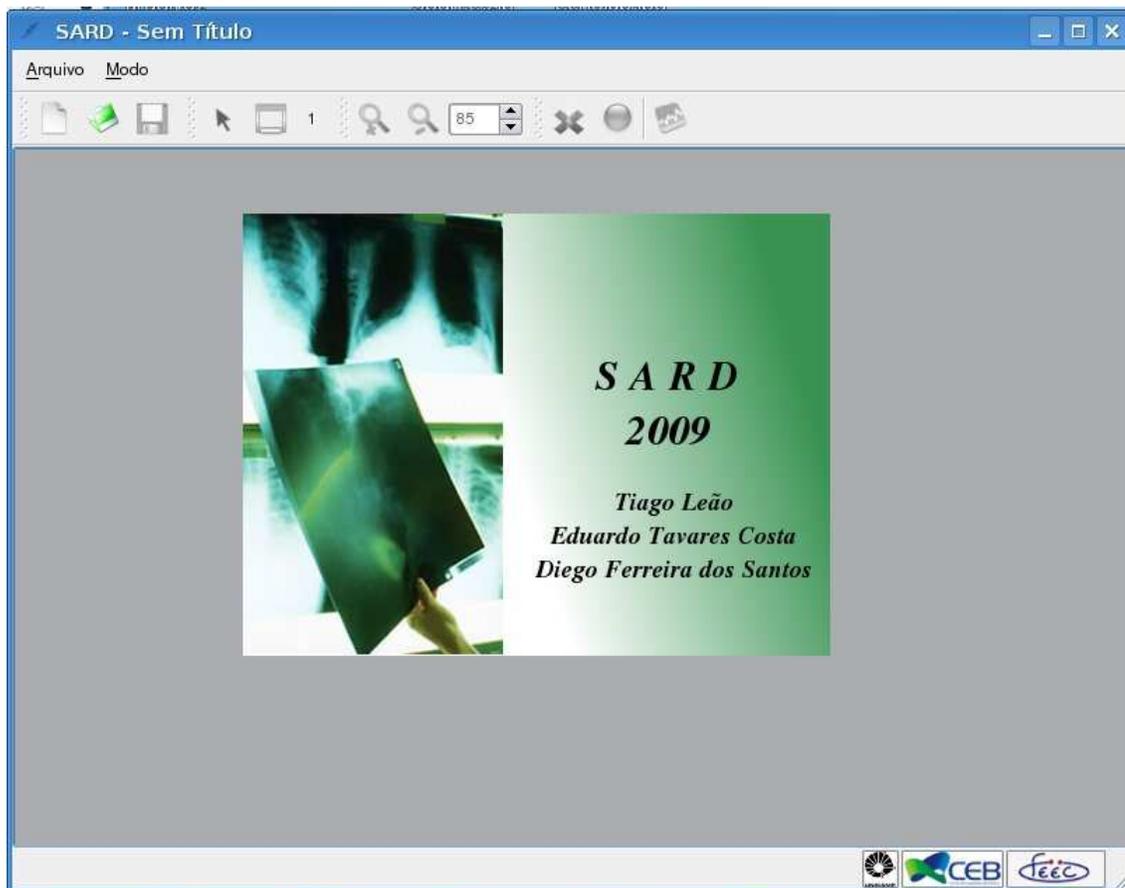
**Informações importantes**

Para a correta utilização do software SARD é necessário que as seguintes bibliotecas sejam instaladas:

- QT 4.4 ([www.trolltech.com](http://www.trolltech.com))
- QWT 5
- FFTW 3.2.1 ([www.fftw.org](http://www.fftw.org))
- ITK 3.14 ([www.itk.org](http://www.itk.org))

O software ocupa 6,5 MB de HD e foi desenvolvido em ambiente Linux Debian – kernel 2.6.29, podendo ser compilado para Linux, Windows ou MAC OS.

Ao iniciar o programa, ele se apresentará como na Figura 1 (abaixo). O programa é composto por cinco módulos, sendo três dedicados à avaliação de parâmetros de qualidade de imagem tais como **ruído**, **resolução** e **sensibilidade**, e dois à avaliação de parâmetros que resultam da combinação dos três primeiros, sendo estes o **quanta equivalente de ruído (NEQ)** e a **eficiência quântica detectável (DQE)**.



**Figura 1:** Iniciando o programa computacional.

Cada módulo de análise é associado a um parâmetro físico principal e a um respectivo simulador. Os simuladores são corpos de teste cuja imagem, gerada por um sistema digital de aquisição de imagem, permite que o programa computacional calcule automaticamente os parâmetros físicos de qualidade de imagem. A Tabela 1 ilustra os módulos disponíveis, seus respectivos simuladores e os parâmetros físicos associados.

A função básica deste sistema integrado é fornecer todos os dados necessários para a estimativa da **eficiência quântica detectável (DQE – Detective Quantum Efficiency)**, que é

considerada na literatura como o parâmetro que melhor representa a qualidade global da imagem gerada por um sistema de aquisição de imagem. No entanto, é possível realizar análises isoladas de qualquer um dos três parâmetros físicos básicos.

**Tabela 1:** Módulos básicos do programa computacional e seus respectivos simuladores.

<b>Módulo</b>	<b>Simulador</b>	<b>Parâmetro</b>
<p><b>Sensibilidade</b></p> <p><b>Função:</b> Avaliar a sensitometria.</p>	<p>Simulador de Sensibilidade</p> 	<p>Curva sensitométrica.</p> <p>Função gama.</p> <p>Valor da função gama para uma dada dose.</p>
<p><b>Resolução</b></p> <p><b>Função:</b> Avaliar a resolução.</p>	<p>Simulador de Resolução</p> 	<p>Função de transferência de modulação (MTF).</p>
<p><b>Uniformidade</b></p> <p><b>Função:</b> Avaliar o ruído.</p>	<p>Simulador de Uniformidade</p> 	<p>Densidade espectral de ruído (NPS).</p>

Outro parâmetro importante para a determinação da DQE é a fluência de fótons ( $\Phi$ ). Este parâmetro não é estimado pelo programa computacional e é inserido como parâmetro no módulo responsável pelo cálculo da DQE. Para a determinação da fluência de fótons é necessário que a Camada Semi-Redutora (CSR) do feixe de raios X seja medida, a partir da qual é possível estimar

---

a energia efetiva do feixe. Por fim, a combinação desta com o coeficiente de absorção de energia referente à energia efetiva do feixe e o valor de dose no detector permite que a fluência de fótons seja calculada. O método para a medição da CSR está descrito na Tese de Mestrado de Tiago Freire Carneiro Leão, disponível no Sistema de Biblioteca da UNICAMP.

O desempenho de um sistema de imagem, em termos de sua habilidade de reproduzir sinais contendo uma ampla faixa de frequências espaciais, é descrito pela **Função de Transferência de Modulação** (MTF – *Modulation Transfer Function*), a qual também caracteriza a capacidade de resolução do sistema.

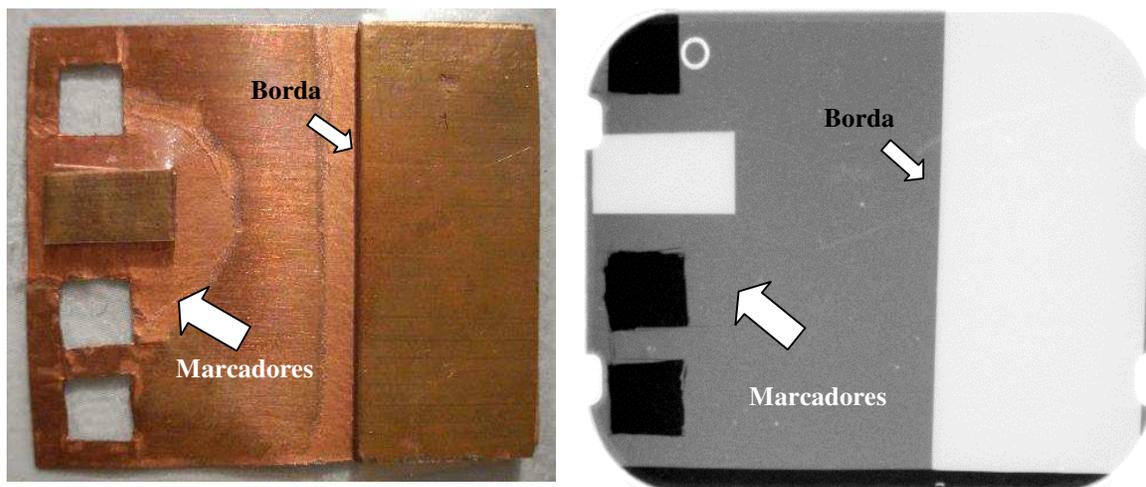
**Objetivo**

O módulo de resolução está relacionado à avaliação da resolução do sistema de imagem. Este módulo recebe como parâmetro imagens do simulador de resolução e realiza o cálculo do parâmetro físico:

- **Função de Transferência de Modulação (MTF).**

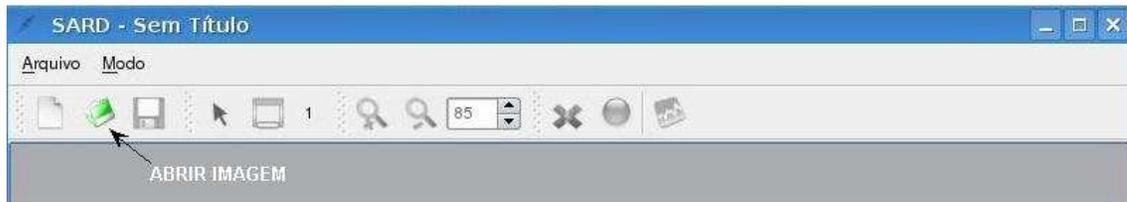
**Simulador de Resolução**

O módulo de resolução necessita da imagem do simulador de resolução ilustrada na Figura 2 (abaixo). As imagens devem ser adquiridas com o simulador posicionado diretamente sobre o detector (placa de tecnologia PSPL ou sensores CCD), de forma a evitar a magnificação da imagem e problemas associados a isto. É importante que os arquivos de imagem do simulador sejam gravados em formato TIFF. Note que é necessário que apareçam na imagem deste simulador tanto a região da borda quanto as dos marcadores.



**Figura 2:** Simulador de resolução (esquerda) e imagem radiográfica deste simulador (direita).

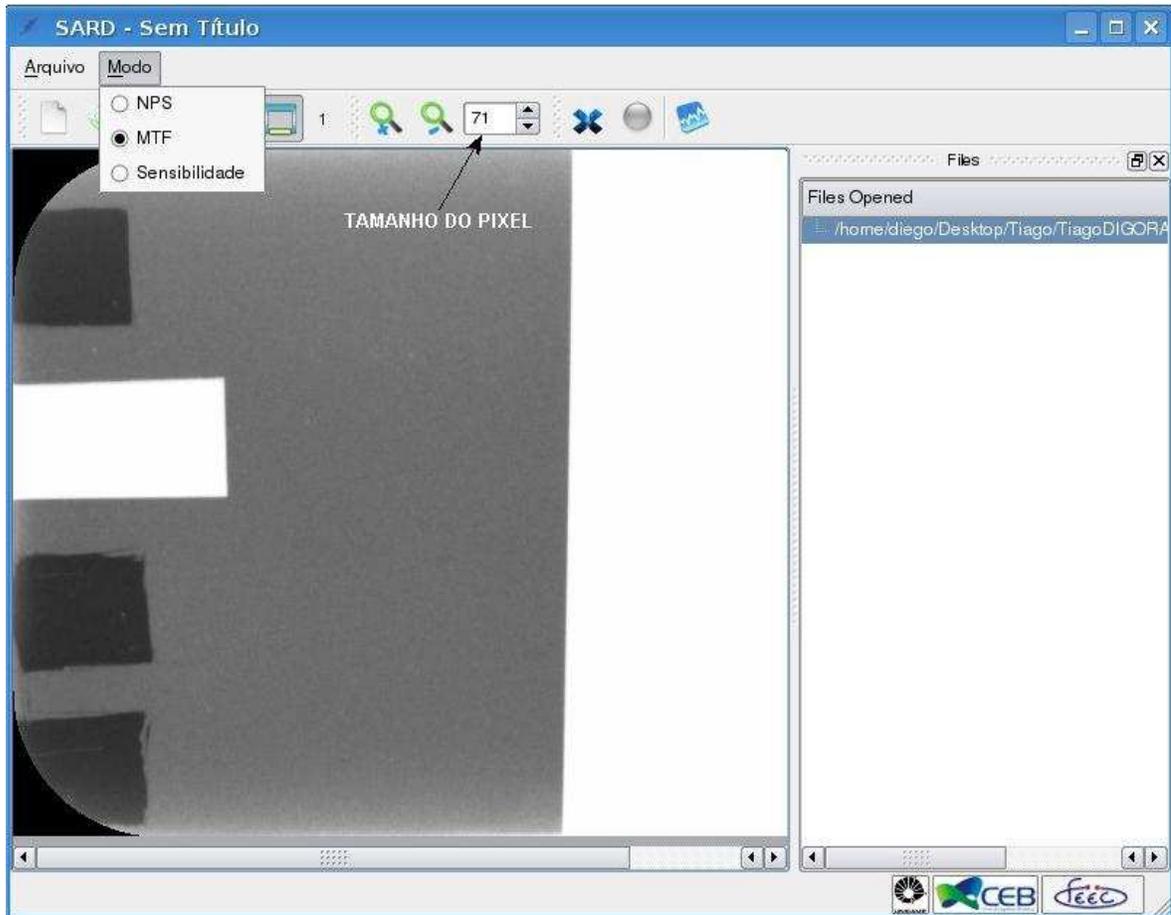
Clicando no botão **Abrir Imagem** deverá abrir um caixa de diálogo pedindo uma imagem do simulador de resolução para análise (Figura 3). Selecione a imagem e pressione **OK**.



**Figura 3:** Abrindo a imagem do simulador de resolução.

### Utilizando o módulo de resolução

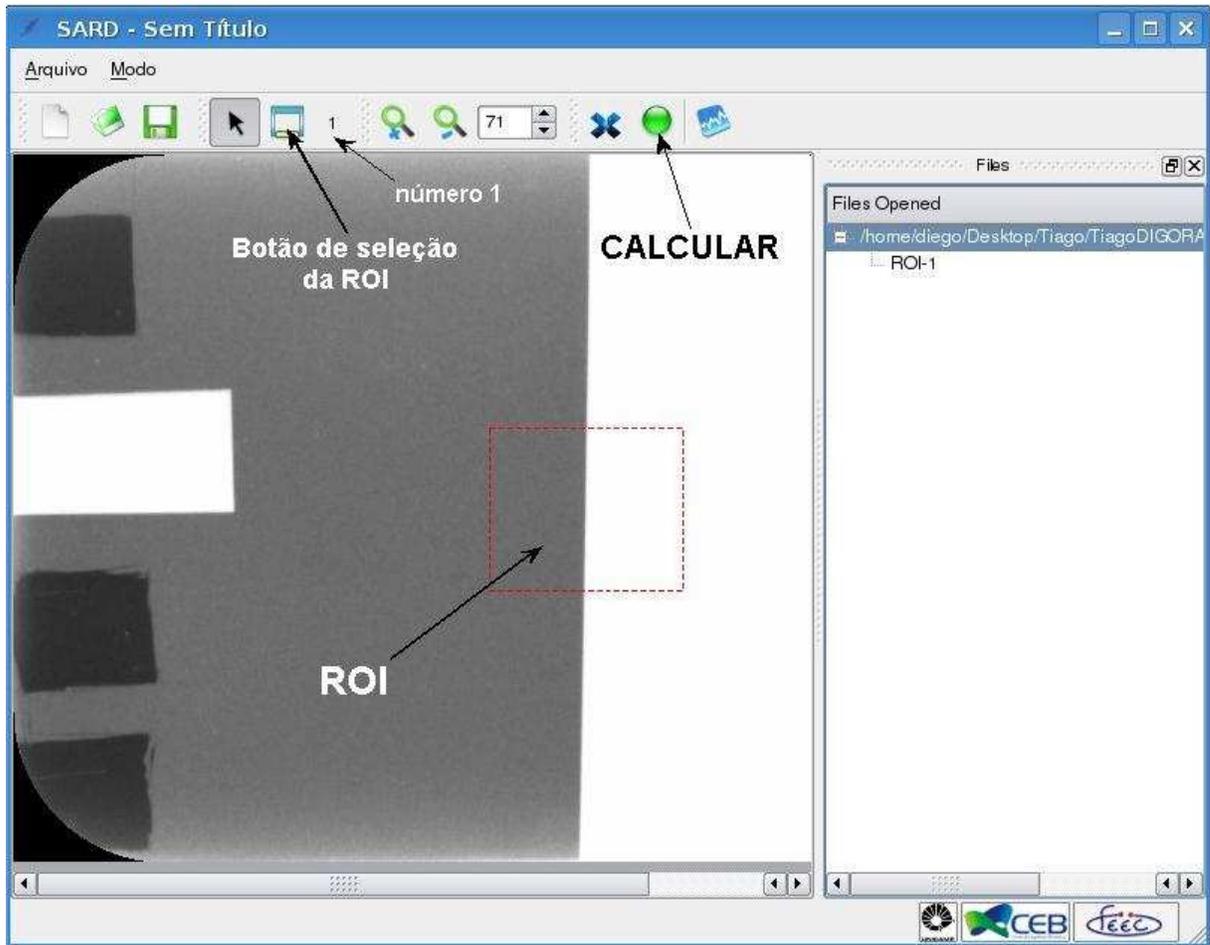
O módulo de resolução é acessado clicando no botão **MODO** (barra superior) no menu principal e selecionando a opção **MTF** (Figura 4).



**Figura 4:** Utilizando o módulo de resolução.

**Utilizando o módulo de resolução**

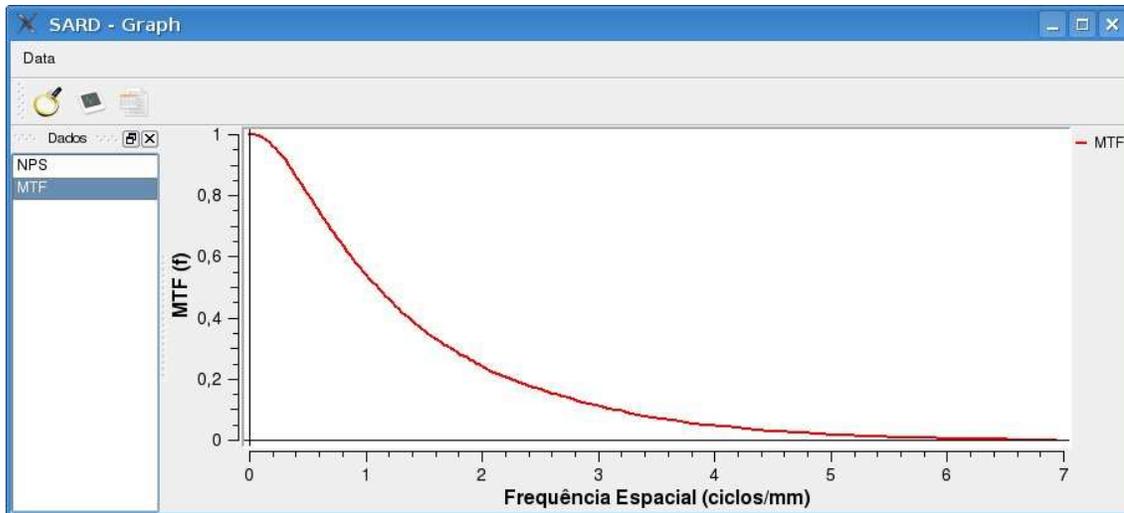
Note que o valor do tamanho do *pixel* (71  $\mu\text{m}$ , conseguido no manual do equipamento) deve ser inserido (Figura 4). Uma vez que a imagem tenha sido selecionada, é necessário escolher uma ROI que inclua a borda, a que será processada, clicando no botão indicado na Figura 5 e arrastando o mouse. Note que o número da ROI, neste caso, deve ser 1.



**Figura 5:** Selecionando a ROI na imagem do simulador de resolução.

**Utilizando o módulo de resolução**

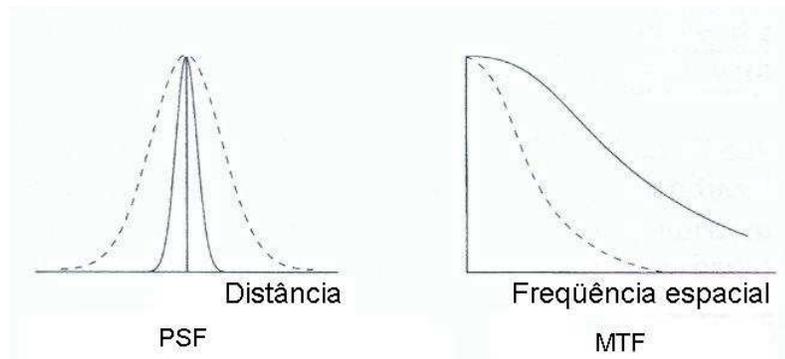
Selecionada a ROI e clicando no botão **CALCULAR** indicado na Figura 5, o programa calcula automaticamente a função de transferência de modulação (MTF) e exibe o resultado conforme ilustrado na Figura 6.



**Figura 6:** Resultado da MTF.

A *MTF* é dada pela razão entre a amplitude (modulação) do sinal de saída em uma dada frequência e a amplitude (modulação) do sinal de entrada na mesma frequência espacial. Dessa forma, a *MTF* é uma função da frequência espacial, descrevendo assim a dependência da amplificação ou ganho do sistema com relação à frequência espacial. Um sistema de imagem que fornece uma boa reprodução das altas frequências espaciais produzirá imagens mais nítidas, pois frequências mais altas estão relacionadas a objetos menores.

A relação entre a *MTF* e a **Função de espalhamento de ponto** (*PSF - Point Spread Function*) de um sistema de imagem é ilustrada na Figura 7.



**Figura 7:** Relação entre a *PSF* e a *MTF*.

A largura em meia altura da *PSF* (*FWHM – full width at half-maximum*) é uma medida simples do borrão introduzido no sistema. Neste critério, a resolução espacial é definida pelo inverso da largura em meia altura da *PSF*.

---

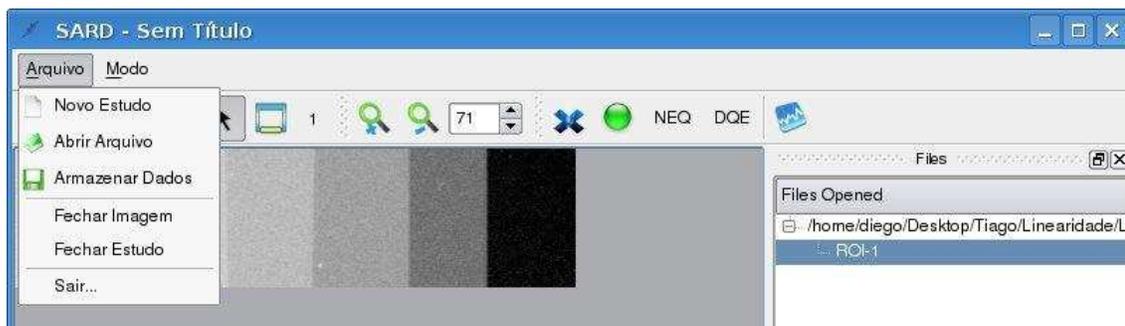
$$R = \frac{1}{FWHM}$$

Assim, percebe-se a relação entre resolução e *MTF*.

Para o correto funcionamento do módulo de resolução é importante inserir na parte superior do menu principal a **dimensão do pixel** (fornecida pelo fabricante) do sistema de imagem. O sistema identifica a borda na imagem do simulador de resolução e calcula o ângulo de inclinação da borda. É importante que o ângulo de inclinação esteja entre 1° e 7° porque quanto menor for o ângulo, menor será o *pixel* efetivo utilizado na reconstrução da borda e, portanto, melhor será a qualidade da avaliação.

### **Exportando para o Microsoft® Excel™**

Os resultados podem ser exportados para o Microsoft® Excel™ utilizando o botão **ARMAZENAR DADOS**, após clicar em **ARQUIVO**.



**Figura 8:** Exportando resultados para o Microsoft® Excel.

Para descrever apropriadamente o ruído em sistemas de imagem, é necessário utilizar uma medida estatística de segunda ordem que não apenas descreve a intensidade do ruído, mas também como esta intensidade se comporta em função das frequências espaciais. Esta propriedade pode ser descrita pela medida da **densidade espectral de ruído** (*NPS - Noise Power Spectrum*) ou **espectro de Wiener** e é considerada na literatura como o parâmetro mais importante para a caracterização do ruído de uma imagem.

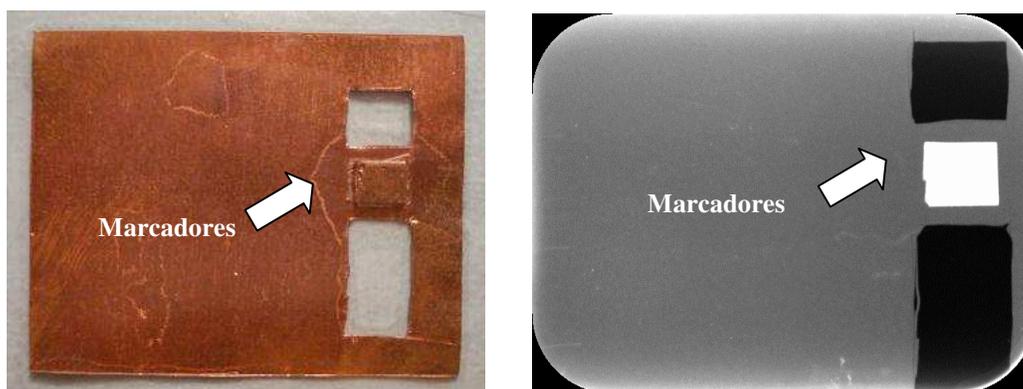
**Objetivo**

O módulo de uniformidade está relacionado à avaliação do ruído da imagem gerada por um sistema de imagem. Este módulo recebe como parâmetro imagens do simulador de uniformidade e realiza o cálculo do parâmetro físico:

- **Densidade espectral de ruído (NPS).**

**Simulador de Uniformidade**

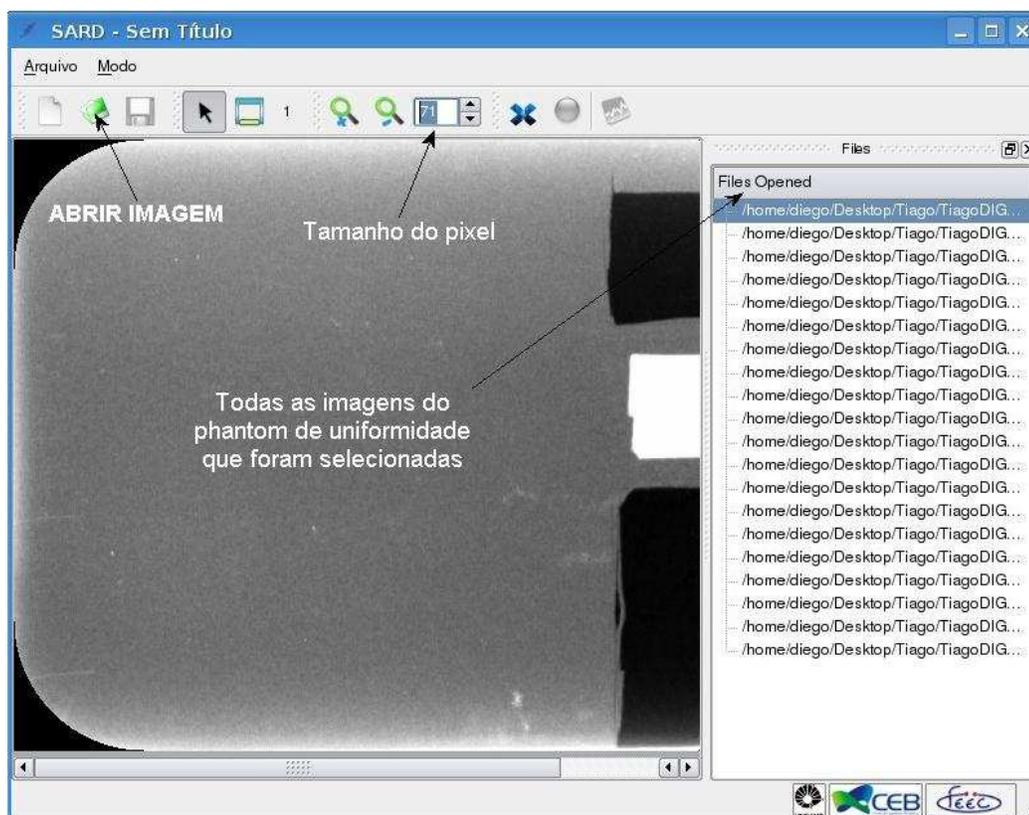
O módulo de uniformidade necessita de pelo menos 20 imagens do simulador de uniformidade (Figura 9). As imagens devem ser adquiridas com o simulador posicionado diretamente sobre o detector (placa de tecnologia PSPL ou sensores CCD), de forma a evitar a magnificação da imagem e problemas associados a isto. As doses utilizadas para a obtenção das imagens do simulador de uniformidade devem ser exatamente aquelas que chegam ao detector através do primeiro degrau de absorção do simulador de linearidade. É importante que os arquivos de imagem do simulador sejam gravados em formato TIFF. Note que é necessário que o simulador envolva todo o detector e que os marcadores apareçam na imagem.



**Figura 9:** Simulador de resolução (esquerda) e imagem radiográfica deste simulador (direita).

## Utilizando o módulo de uniformidade

Clicando no botão **Abrir Imagem** deverá abrir uma caixa de diálogo pedindo várias imagem do simulador de uniformidade para análise (Figura 10). O módulo de uniformidade é acessado clicando no botão **MODO** (barra superior) no menu principal e selecionando a opção **NPS** (Figura 4).



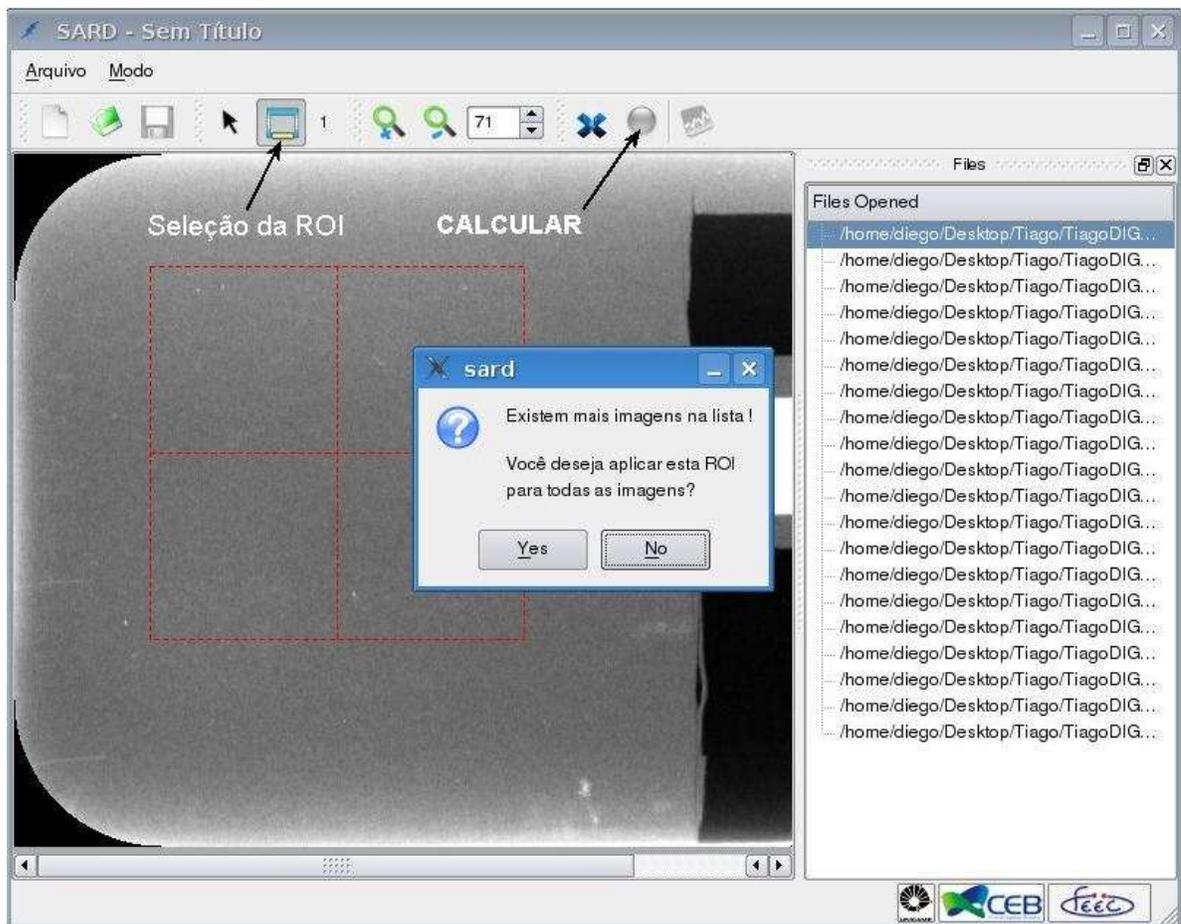
**Figura 10:** Utilizando o módulo de uniformidade.

Escolhendo a posição da ROI em uma única imagem, o programa a divide em 4 sub-regiões (amostras) automaticamente para todas as outras imagens inseridas. Pressione os botões **YES** e **CALCULAR** indicados na Figura 11.

Em caso de seleção de apenas uma imagem, o programa a analisará automaticamente. Entretanto, a análise de uma única imagem apresenta erro da ordem de grandeza da própria medida. São recomendadas pelo menos 20 imagens para uma estimativa da NPS correta.

## Utilizando o módulo de uniformidade

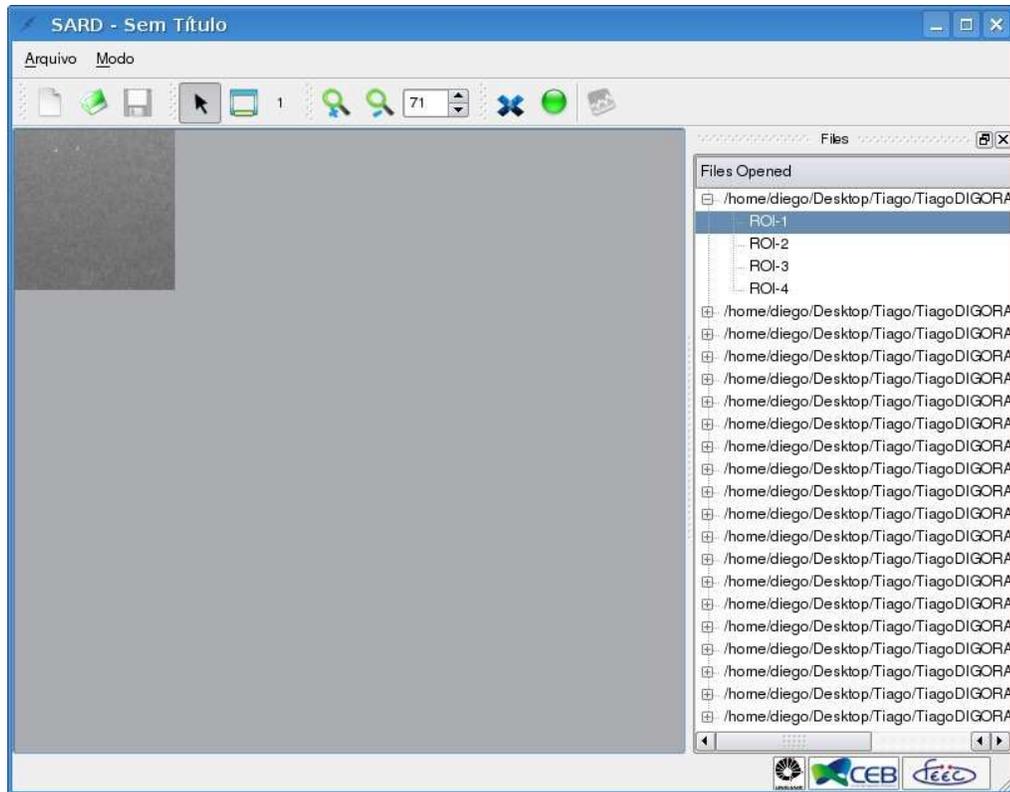
Se as imagens forem geradas com exposição correta, não deverão ser muito diferentes e, portanto, o conjunto de amostras fornecerá uma boa estimativa da NPS. No entanto, se uma única imagem inválida for adicionada ao conjunto, toda a estimativa poderá estar comprometida. Atenção com a exposição e seleção das imagens, de forma a evitar perdas na uniformidade do conjunto.



**Figura 11:** Abrindo a imagem do simulador de uniformidade e selecionando a ROI.

**Utilizando o módulo de uniformidade**

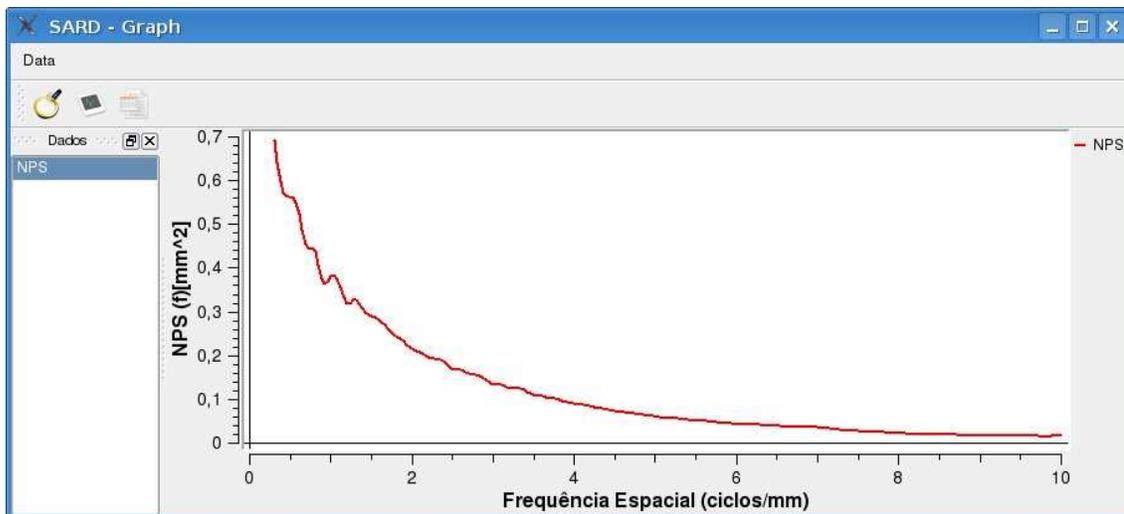
Além disso, é possível visualizar cada uma das amostras retiradas das imagens do simulador de uniformidade, conforme ilustrado no Figura 12.



**Figura 12:** Visualização das amostras de figura obtidas a partir da ROI selecionada.

**Utilizando o módulo de uniformidade**

Inseridas as imagens e o tamanho do *pixel*, o sistema calcula automaticamente a densidade espectral de ruído (NPS), resultando na tela ilustrada na Figura 13.



**Figura 13:** Resultado da NPS.

---

**Exportando  
para o  
Microsoft®  
Excel™**

Os resultados podem ser exportados para o Microsoft® Excel™ utilizando o botão **ARMAZENAR DADOS**, após clicar em **ARQUIVO**.

A unidade do sinal de entrada (intensidade de raios X) é transformada por um sistema em unidades do sinal de saída (densidade óptica, luminescência do monitor ou níveis de cinza). A relação entre os sinais de entrada e saída é descrita pela característica de transferência macroscópica do sistema, ou seja, pela curva sensitométrica ou curva H-D.

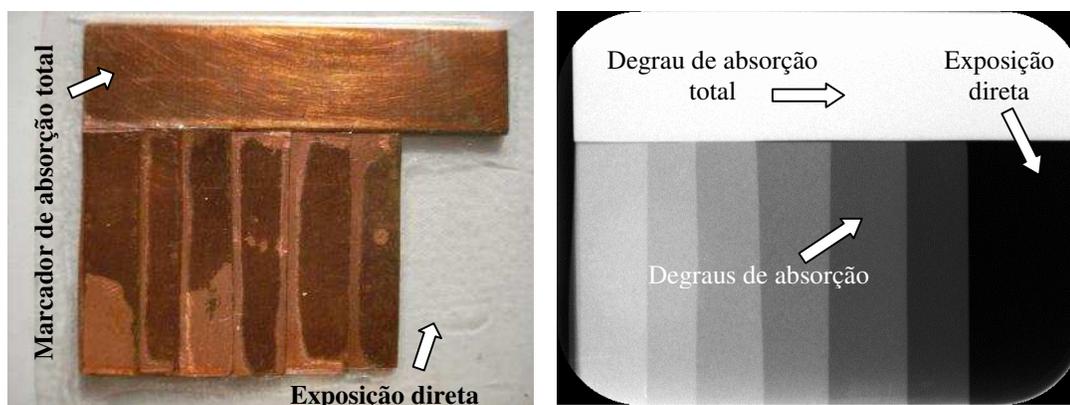
O módulo de sensibilidade está relacionado à sensitometria do sistema de imagem. Este módulo recebe como parâmetro imagens do simulador de sensibilidade e realiza o cálculo dos seguintes parâmetros físicos:

**Objetivo**

- Curva sensitométrica;
- Função gama;
- Valor da função gama ( $\gamma$ ) para um dado valor de dose.

**Simulador de Sensibilidade**

O módulo de sensibilidade necessita da imagem do simulador de sensibilidade ilustrada na Figura 14 (abaixo). As imagens devem ser adquiridas com o simulador posicionado diretamente sobre o detector (placa de tecnologia PSPL ou sensores CCD), de forma a evitar a magnificação da imagem e problemas associados a isto. É importante que os arquivos de imagem do simulador sejam gravados em formato TIFF. Note que é necessário que apareçam na imagem deste simulador a região de exposição direta e a do marcador de absorção total do simulador de sensibilidade.



**Figura 14:** Simulador de sensibilidade (esquerda) e imagem radiográfica deste simulador (direita).

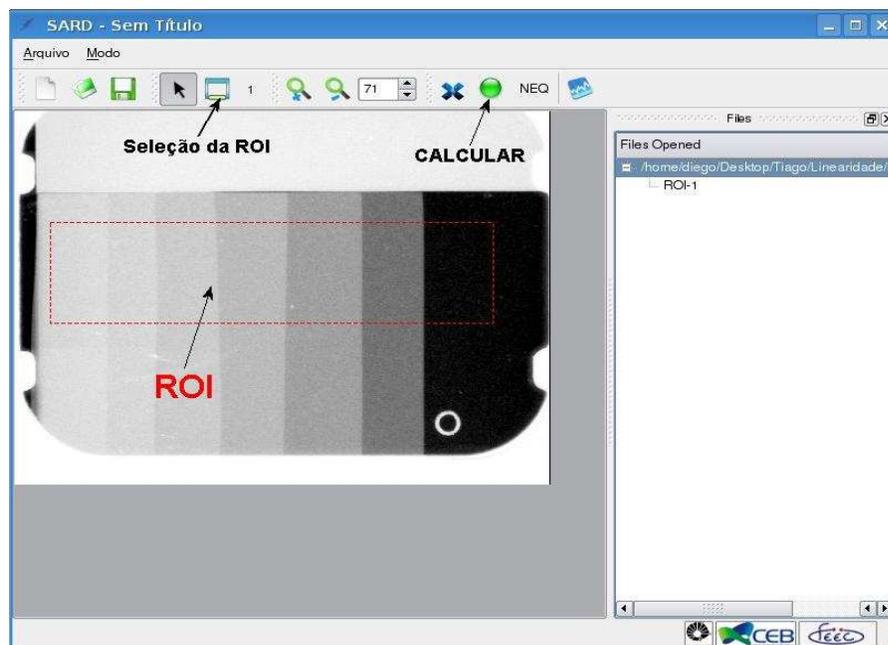
### Utilizando o módulo de sensibilidade

Clicando no botão **Abrir Imagem** deverá abrir uma caixa de diálogo pedindo uma imagem do simulador de sensibilidade para análise. Selecione a imagem, entre com o valor de dose máxima (dose referente ao degrau de exposição direta) e confira os valores de atenuação do simulador de sensibilidade, conforme ilustrado na Figura 15.

Uma vez aberta a imagem do simulador de sensibilidade, é necessário selecionar uma ROI que inclua todos os degraus de absorção, conforme ilustrado na Figura 16.



**Figura 15:** Entrada do valor da dose máxima  $D_0$  (degrau de exposição direta) e dos valores de atenuação dos degraus de absorção do simulador de sensibilidade.

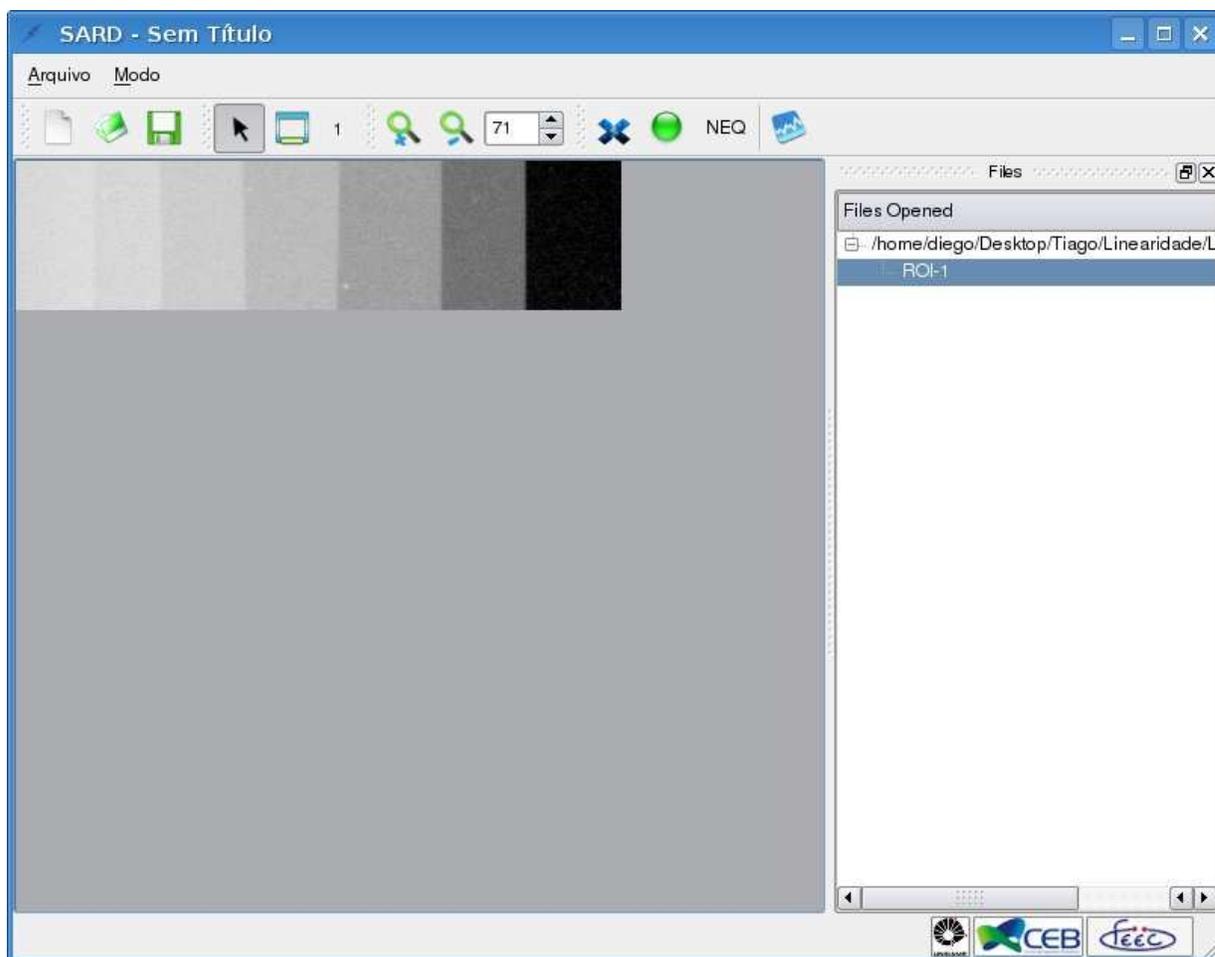


**Figura 16:** Abrindo a imagem do simulador de sensibilidade e selecionando a ROI.

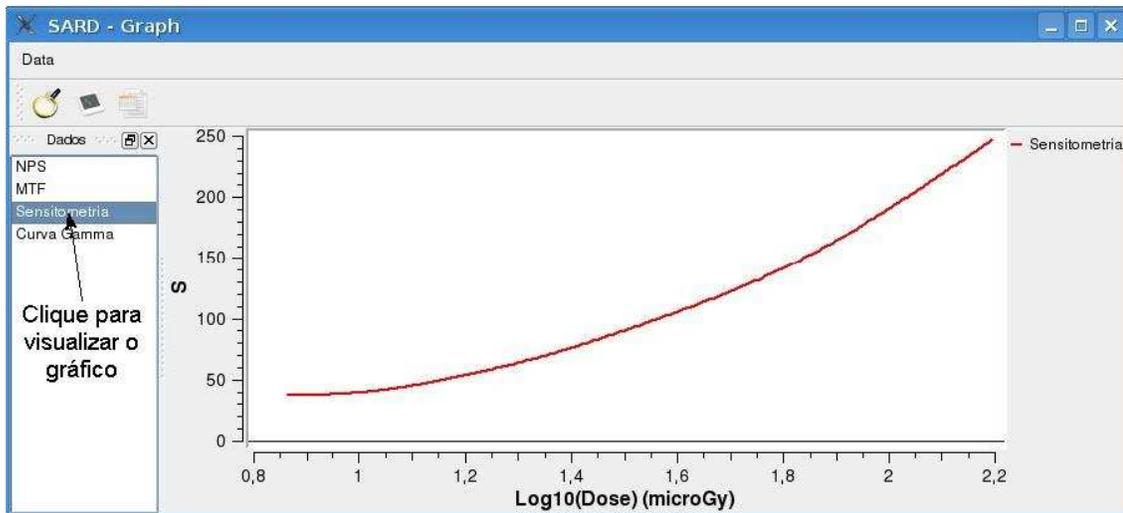
**Utilizando o  
módulo de  
sensibilidade**

É possível visualizar a ROI selecionada, conforme ilustrado no Figura 17.

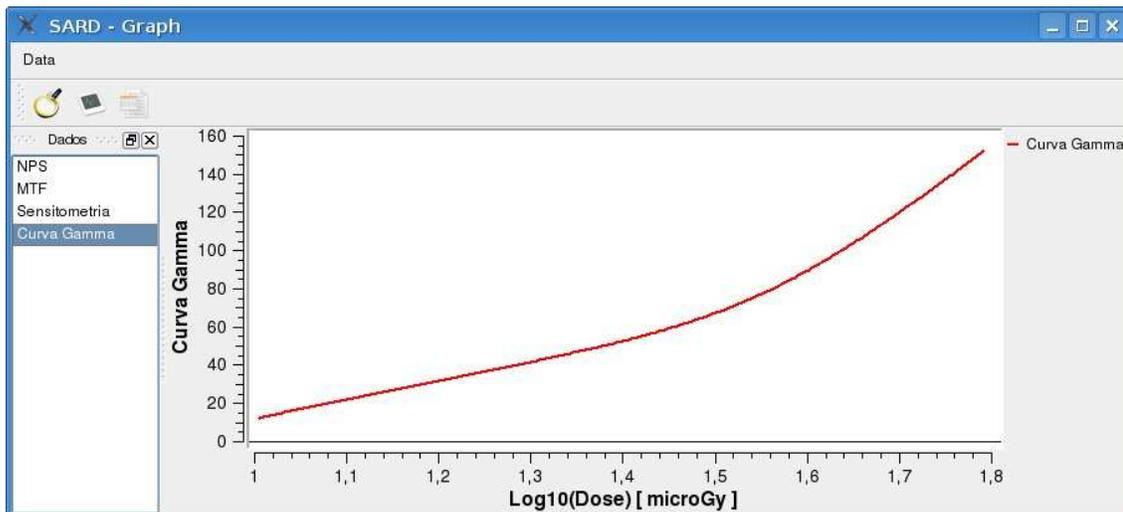
Inserida a imagem, o sistema calcula automaticamente a curva sensitométrica e a curva gama, resultando nas telas ilustradas nas Figuras 18 e 19.



**Figura 17:** Visualização da ROI selecionada.



**Figura 18:** Curva sensitométrica.



**Figura 19:** Curva gama.

A curva sensitométrica apresenta a relação entre a intensidade de imagem ( $S$ ), definida como  $S = 255 - \text{nível de cinza}$ , e o logaritmo da dose de radiação ( $D$ ).

**Utilizando o módulo de sensibilidade**

O contraste em imagens depende do ganho do sistema, o qual é definido como o gradiente da curva sensitométrica e conhecido como curva gama ( $\gamma$ ) do sistema. Esta curva nos fornece uma medida da amplificação de incrementos infinitesimais do sinal de entrada ( $dD$ ), produzindo assim uma diferença ( $dS$ ) no sinal de saída para uma dada exposição. Nos casos em que a curva sensitométrica apresenta um comportamento linear (aproximação válida na região de interesse), a curva gama se reduz a uma constante conhecida como fator gama ( $\gamma$ ). A curva gama expressa a derivada da intensidade em

---

relação ao logaritmo da dose, e seu valor para a dose no detector entra no cálculo da eficiência quântica detectável (DQE).

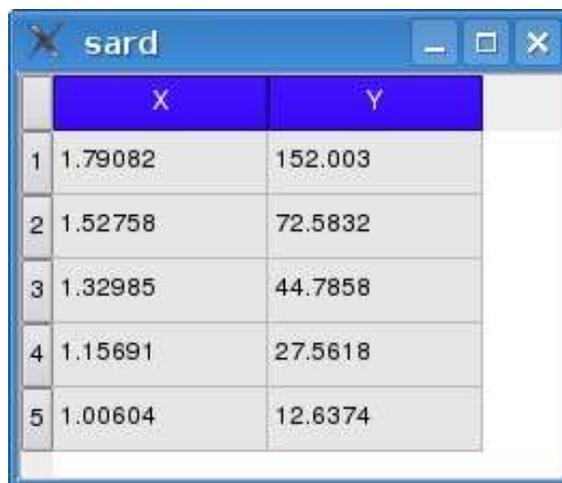
Para o correto funcionamento do módulo de sensibilidade, a curva de atenuação do simulador de sensibilidade deve ser levantada sempre que a energia do feixe de raios X for diferente daquela utilizada para o levantamento da curva de atenuação do simulador padrão (68 KeV → tensão do tubo igual a 68 kVp), pois o coeficiente de atenuação de massa dos materiais depende da energia do feixe. Caso a valor da energia do feixe seja diferente de 68 KeV, é necessário medir a fração de dose que atravessa cada degrau de absorção do simulador de sensibilidade e inserir estes valores no módulo de sensibilidade.

Para todo o programa computacional a unidade de dose é expressa em Grays (Gy) (1Gy = 1J/Kg), segundo o Sistema Internacional de Unidades (SI). Caso o medidor de dose disponível forneça leituras de dose em Roentgens (R), utilize a seguinte equação para a transformação. Na equação,  $X$  é o valor de dose medido em Roentgens.

$$D_{ar}(\mu Gy) = 8,76 \times X(mR)$$

**Utilizando o  
módulo de  
sensibilidade**

Para o cálculo do seguinte parâmetro físico, o NEQ, é necessário que o valor da função gama correspondente à dose que passa pelo primeiro degrau de absorção do simulador de sensibilidade seja passado como parâmetro para o módulo do NEQ (*ver próxima seção*). Este valor corresponde ao primeiro valor exibido na tabela ilustrada na Figura 20, a qual pode ser obtida após o cálculo da sensitometria.



	X	Y
1	1.79082	152.003
2	1.52758	72.5832
3	1.32985	44.7858
4	1.15691	27.5618
5	1.00604	12.6374

**Figura 20:** Valores da função gama. É necessário inserir o valor de Y correspondente à primeira linha da tabela no módulo do NEQ.

---

**Exportando  
para o  
Microsoft®  
Excel™**

Os resultados podem ser exportados para o Microsoft® Excel™ utilizando o botão **ARMAZENAR DADOS**, após clicar em **ARQUIVO**.

A relação sinal-ruído (SNR) de uma imagem pode ser especificada em termos de um número aparente de quanta (fótons) que, em um sistema de imagem ideal, geraria a mesma *SNR* medida na imagem. Ou seja, este é o número de quanta que seria necessário para produzir o nível de ruído encontrado na imagem se este fosse produzido inteiramente pela variação da incidência dos fótons de raios X no detector. Esta medida é conhecida como **quanta equivalente de ruído** (NEQ – *Noise Equivalent Quanta*).

O NEQ pode ser expresso em função da frequência espacial ( $f$ ) utilizando as propriedades da função de transferência do sinal (MTF) e da função gama ( $\gamma$ ), e a densidade espectral de ruído (NPS) do sistema de imagem, conforme a equação a seguir:

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

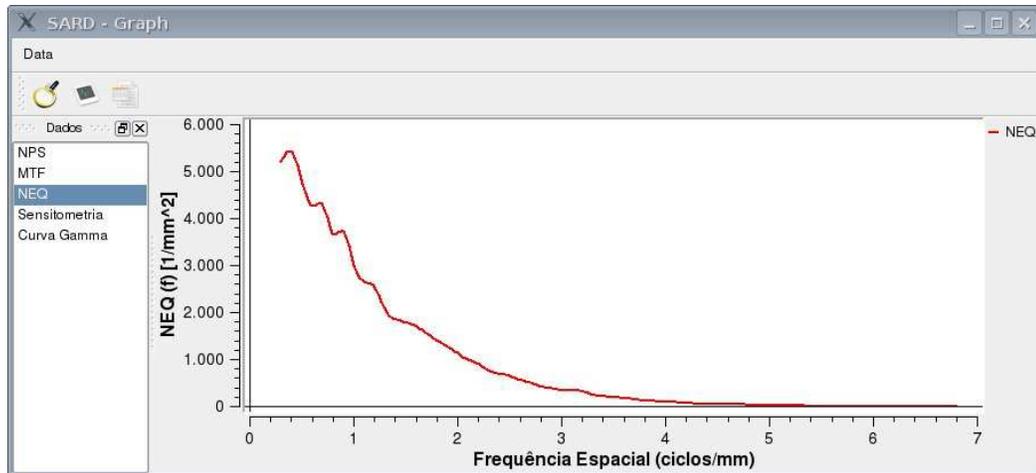
Após a finalização das análises dos módulos de sensibilidade, resolução e uniformidade, o programa habilita o módulo do NEQ que combina os parâmetros extraídos de forma a obter a curva que representa o NEQ( $f$ ) (Figura 21). Portanto, a obtenção do NEQ( $f$ ) consiste em operar pontualmente as funções discretas MTF( $f$ ), NPS( $f$ ) e  $\gamma$  (Figura 22). Isso significa que a resolução de frequência do NEQ será igual à resolução de frequência da MTF ou da NPS, dependendo de qual apresentar menor resolução de frequência.



**Figura 21:** Módulo do NEQ.



**Figura 22:** Entrada do valor de gama no módulo do NEQ.



**Figura 23:** Resultado do NEQ.

Quanto maior for o valor do NEQ(f) (Figura 23), melhor será a capacidade do sensor de captar os detalhes de objetos caracterizados pela frequência espacial em questão.

**Exportando  
para o  
Microsoft®  
Excel™**

Os resultados podem ser exportados para o Microsoft® Excel™ utilizando o botão **ARMAZENAR DADOS**, após clicar em **ARQUIVO**.

A eficiência quântica detectável (DQE – *Detective Quantum Efficiency*) é o parâmetro que melhor descreve o desempenho global de um sistema de imagem, pois é uma medida da eficiência com que um sistema de imagem utiliza os fótons de raios X aos quais foi exposto para gerar imagem. A DQE é dada pela equação a seguir:

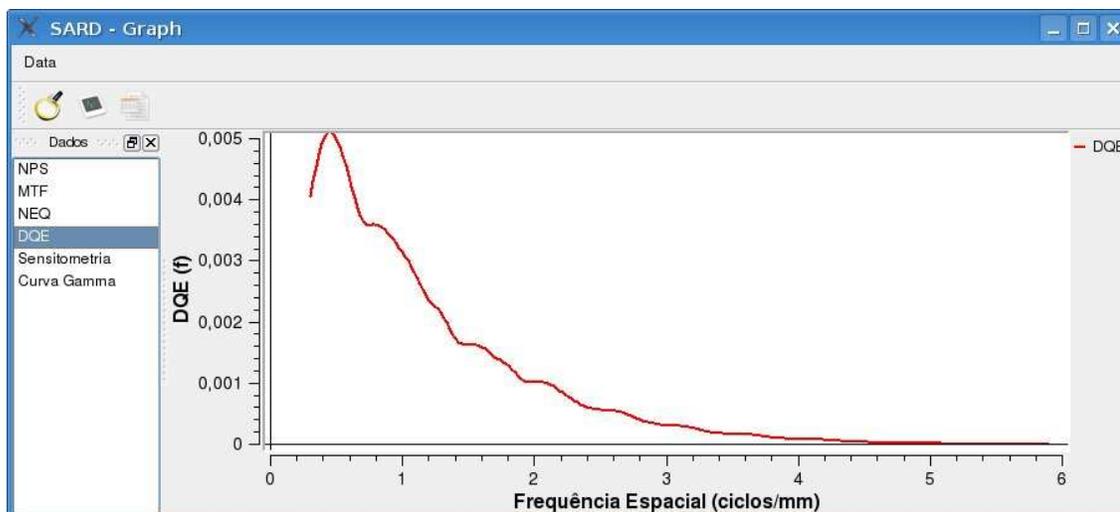
$$DQE(f) = \frac{NEQ(f)}{\Phi}$$

em que  $\Phi$  é a fluência de fótons (fótons/mm). Após a finalização do cálculo do NEQ, a opção do módulo da DQE passa a ser disponibilizada, o qual recebe como parâmetro a fluência de fótons estimada e gera a curva que representa a DQE(f) em função da frequência espacial.

A estimativa da fluência de fótons, para um feixe mono-energético, vem das definições de fluência de energia e dose absorvida. Assim, de acordo com Johns (1983), a fluência dos fótons pode ser determinada pela razão entre a fluência de energia e a energia média dos fótons do feixe (energia efetiva do feixe) (ver Tese de Mestrado de Tiago Freire Carneiro Leão, UNICAMP):

$$\phi = \frac{\psi}{\varepsilon_0} = \left( \frac{1}{\varepsilon_0 \left( \frac{\mu_{en}}{\rho_0} \right)_{\varepsilon_0}^{AR}} \right) \cdot Dose$$

É importante mencionar que  $\varepsilon_0$  pode ser encontrado através da medição da Camada Semi-Redutora do feixe (CSR) e que o coeficiente de absorção de energia pode ser encontrado tabelado em Johns (1983). Neste caso, deve-se sempre estar atento às unidades, sendo a energia transformada para Joule, o coeficiente de absorção de energia para  $m^2/kg$  e a dose para J/kg. Assim, a unidade final será fótons/ $m^2$ , a qual deverá ainda ser transformada para fótons/ $mm^2$ . Uma vez que a fluência de fótons é passada ao programa como parâmetro no módulo da DQE, pressione **CALCULAR** e o resultado aparece conforme na Figura 24.



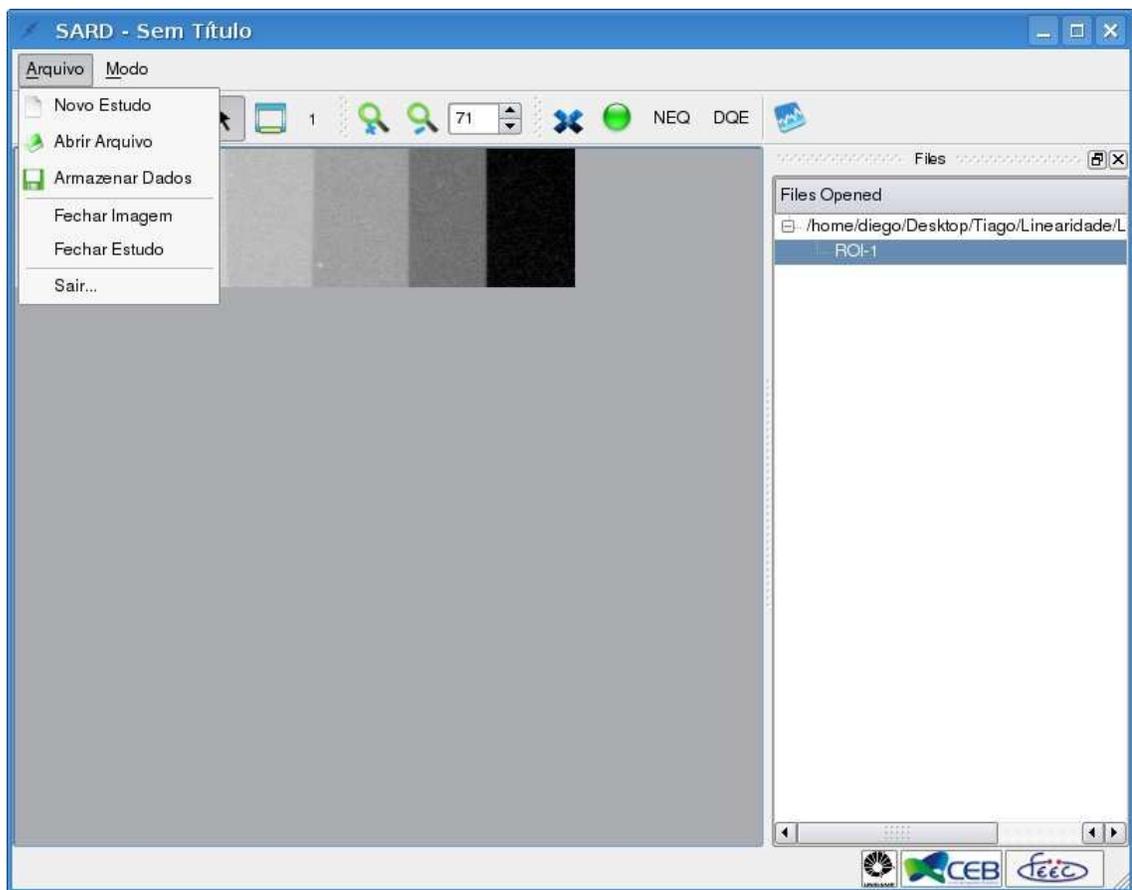
**Figura 24:** Resultado da DQE.

**Exportando  
para o  
Microsoft®  
Excel™**

Os resultados podem ser exportados para o Microsoft® Excel™ utilizando o botão **ARMAZENAR DADOS**, após clicar em **ARQUIVO**.

## **DICA:**

Observe que ao iniciar o programa é necessário criar um **NOVO ESTUDO**, pois assim os resultados de todos os parâmetros físicos avaliados não se perdem, permanecendo dentro deste **ESTUDO**. Ao final de todas as análises é possível exportar todos os dados de uma vez só clicando no botão **ARMAZENAR DADOS**, após clicar em **ARQUIVO**, conforme ilustrado na Figura 25.



**Figura 25:** Exportando todos os dados em formato CSV.

---

## CONSTRUÇÃO DOS SIMULADORES

Os simuladores ou corpos de prova servem de meio à obtenção de imagens padronizadas no sistema de imagem, das quais se podem extrair parâmetros. Quaisquer defeitos de construção, imperfeições geométricas ou não-homogeneidades do simulador serão considerados imperfeições do sistema de imagem. Os simuladores foram confeccionados a partir da simples sobreposição de lâminas 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 foi devida à sua característica de atenuação e fácil manipulação mecânica. Outros materiais, tais como alumínio (Al) e ouro (Au) poderiam ser empregados. Os simuladores são divididos em três grupos:

4. Simulador de sensibilidade;
5. Simulador de uniformidade;
6. Simulador de resolução.

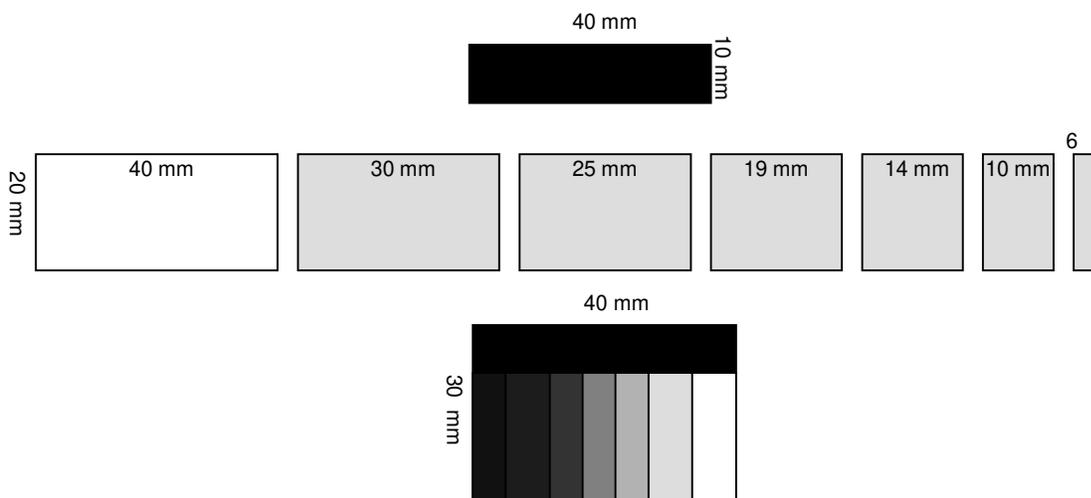
Cada simulador está associado a um parâmetro físico, sendo as imagens resultantes analisadas em módulos igualmente específicos, conforme descrito na Tabela 1.

### SIMULADOR DE SENSIBILIDADE

8



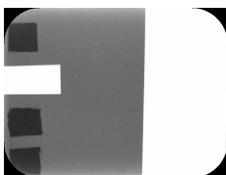
O simulador de sensibilidade, ilustrado na figura à esquerda, consiste em sobreposições de lâminas de cobre com 0,1 mm de espessura e comprimentos diferentes, de forma a compor 6 degraus de absorção, um degrau de exposição direta e um marcador de absorção total (Figura 14). Este simulador (dimensão de 40 x 32 x 1 mm) é posicionado diretamente sobre o detector de radiação e está diretamente relacionado à medida da curva sensitométrica. O esquema de montagem deste simulador está ilustrado na Figura 26.



**Figura 26:** Esquema da montagem do simulador de sensibilidade.

## SIMULADOR DE RESOLUÇÃO

9



O simulador de resolução, ilustrado na Tabela 1 e visto ao lado, é constituído por uma lâmina de cobre com espessura de 1 mm sobreposta em uma lâmina de cobre com espessura de 0,1 mm, de forma a gerar um degrau de absorção de 1,1 mm de cobre que promove uma borda inclinada. Este simulador possui uma região de interesse (região **A**), onde se encontra a borda, um marcador de absorção (região **B**) de cobre com lados iguais a 10 e 5 mm e espessura de 1 mm, e um marcador de exposição (Região **C**) constituído por um quadrado de lado igual a 4 mm, recortado na lâmina de 0,1 mm, conforme ilustrado na imagem deste simulador à esquerda.

## SIMULADOR DE UNIFORMIDADE

10



O simulador de uniformidade, ilustrado na Tabela 1 e visto ao lado, é constituído basicamente por uma única lâmina de cobre com área de 50 x 40 mm e espessura de 0,1 mm. Este simulador também é posicionado diretamente sobre o detector de radiação e está associado à medida do ruído, ou seja, à estimativa da densidade espectral de ruído (*NPS*). Como ilustrado na figura à esquerda, este simulador conta com uma região uniforme (região **A**) e dois marcadores (regiões **B** e **C**):

3. **Marcador de absorção:** Constituído de 5 x 4 x 1 mm de cobre (região **B**).
4. **Marcador de exposição:** Constituído de furos retangulares (região **C**).