

AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS FÍSICOS DE VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS
RADIOGRÁFICAS DIGITAIS

Cristiane de Queiroz Oliveira

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

Profª. Maysa Joppert Coelho, PhD.

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Profª. Inaya Correa Barbosa Lima, D.Sc.

Prof. Joaquim Teixeira de Assis, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2008

OLIVEIRA, CRISTIANE DE QUEIROZ

Avaliação dos Parâmetros Físicos de
Visualização de Imagens Radiográficas
Digitais [Rio de Janeiro] 2008

XIX, 120 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, D.Sc.,
Engenharia Nuclear, 2008)

Proposta de Tese – Universidade Federal
do Rio de Janeiro, COPPE

1. Radiografia Industrial Digital
2. Visualização de Imagens
3. Avaliação de Monitores

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS FÍSICOS DE VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITAIS

Cristiane de Queiroz Oliveira

Junho/2008

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

Monitores de computadores estão sendo recentemente utilizados para laudos de radiografias industriais digitais e, portanto, nesse trabalho é proposto um protocolo de controle de qualidade desses monitores, de fácil aplicação e baixo custo. O protocolo proposto exige um fotômetro e uma imagem de teste padrão da Society of Motion Picture and Engineers (SMPTE), usados para verificar os parâmetros físicos dos monitores. Foram adquiridas quatro imagens padrões, com a presença de indicadores de qualidade de imagem – IQI de fios e de fios duplos, como proposta para o teste de resolução espacial, uma vez que a imagem SMPTE é considerada ineficaz para estimar esse parâmetro. Essas imagens foram analisadas por inspetores de radiografia industrial e foi aplicado o teste estatístico de homogeneidade para avaliar o desempenho dos inspetores, bem como validar o teste para ser aplicado no protocolo. Todos os testes foram realizados sob restrição de luz e sob altos níveis de luz ambiente. Os resultados mostraram quais os monitores que tiveram melhor desempenho e quais atendem as especificações de órgãos internacionais. Este trabalho sugere os limites para os parâmetros ainda não especificados pelos órgãos internacionais, como ≥ 60 s para a estabilidade temporal da luminância e $> 1,0$ para o valor gama. Os testes que mais sofreram influência da luz ambiente foi o da estabilidade temporal e da uniformidade espacial da luminância.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

ASSESSMENT OF PHYSICAL PARAMETERS FROM VIEWING DIGITAL
RADIOGRAFICS IMAGES

Cristiane de Queiroz Oliveira

June/2008

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

Video monitors have been recently used for medical records for industrial digital radiographies and therefore, the aim of this work is to propose a protocol for quality control of these video monitors, which will be of easy utilization and low cost. The proposed protocol requires a photometer and a standard test image of the Society of motion Picture and Engineers (SMPTE), used to verify the physical parameters of the video monitors. Four standard images were acquired with the presence of image quality indicators – of wires IQI and double wires IQI, as a proposal for the spatial resolution test, once the SMPTE image is considered inefficient to estimate the parameter. These images were analyzed by inspectors of industrial radiography and a homogeneity statistical test was applied in order to evaluate the performance of the inspectors as well as to validate the test to be applied in the protocol. All testes were carried out under restricted light conditions and under high levels of ambient light. The results showed the video monitors which showed a better performance and the ones that meet the requirements of the international organs. This work proposes the limits for parameters which are not yet specified by the international organs, such as ≥ 60 s for the temporal luminance stability and $> 1,0$ for gamma value. The tests which were considered to have had more influence of the ambient light were the one of the temporal stability and the one of the temporal luminance uniformity.

ÍNDICE

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	ix	
LISTA DE TABELAS	xiii	
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	xv	
LISTA DE SIGLAS	xix	
1	INTRODUÇÃO	01
1.1	Histórico	01
1.2	Objetivo	04
1.3	Justificativa	04
1.4	Importância	05
1.5	Organização	05
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	06
2.1	Qualidade da Imagem	06
2.1.1	Radiografia Industrial Digital - ASME.....	07
2.1.1.1	Exigências Gerais - ASME.....	07
2.1.1.2	Condições de Visualização - ASME	07
2.1.1.3	Resolução Espacial e Contraste - ASME	08
2.1.1.4	Medida de Desempenho do Sistema - ASME.....	08
2.1.2	Radiografia Digital Usada em Aplicações Nucleares - ASME	08
2.1.2.1	Ponto Focal do Sistema	08
2.1.2.2	Resolução Espacial e Contraste do Sistema - ASME.....	09
2.1.2.3	Profundidade e Variação de Geometria - ASME	09
2.2	Aquisição da Imagem	09
2.3	Técnica Radiográfica Industrial	09
2.3.1	Tipo de Material, Forma e Faixa de Espessura	10
2.3.2	Seleção do Filme	11
2.3.2.1	Granulometria	11
2.3.2.2	Velocidade	12
2.3.2.3	Sensibilidade	12
2.4	Indicador de Qualidade de Imagem - IQI	13
2.4.1	IQI de Arames	14

2.4.1.1	Classificação dos Diâmetros dos Arames	14
2.4.1.2	Classificação dos Materiais dos Arames	17
2.4.1.2.1	Metais Leves	17
2.4.1.2.2	Metais Pesados	17
2.4.2	Identificação do IQI	18
2.4.3	Tipo de Solda	20
2.4.4	Localização do IQI na Peça	20
2.4.5	Localização do IQI em Relação ao Comprimento da Solda	20
2.5	Técnica Radiográfica de Exposição	21
2.5.1	Parede Simples e Vista Simples (PS-VS).....	21
2.5.2	Parede Dupla - PD	23
2.5.2.1	Vista Simples (PD-VS)	23
2.5.2.2	Vista Dupla (PD-VD)	23
2.6	Imaging Plate	24
2.6.1	Formação e Leitura da Imagem	25
2.6.2	Unidade Leitora - Digitalização	27
2.7	Fatores do Sistema que Influenciam a Qualidade da Imagem Digital	29
2.7.1	Especificações Técnicas do Imaging Plate.....	29
2.7.2	Placas de Fósforos Fotoestimuláveis	29
2.7.3	A Imagem Digital	30
2.7.3.1	Resolução Espacial e Profundidade	31
2.7.3.2	Função Transferência de Modulação -MTF	34
2.7.3.3	Brilho e Contraste	35
2.7.3.4	Histograma.....	36
2.8	Controle de Qualidade na Visualização das Imagens	39
2.8.1	Qualidade do Monitor	40
2.8.1.1	Monitor de Tubo de Raios Catódicos - CRT	40
2.8.2	Controle de Qualidade dos Monitores	41
2.8.2.1	Preparo do Monitor	44
2.8.2.2	Brilho e Contraste	44
2.8.2.3	Luminância Máxima	45
2.8.2.4	Estabilidade Temporal da Luminância	46
2.8.2.5	Uniformidade Espacial da Luminância.....	46
2.8.2.6	Valor Gama	48
2.8.2.7	Geometria	49
2.8.2.8	Resolução Espacial	49
2.8.3	Influência da Luz Ambiente da Sala de Laudo.....	50

2.8.4	Influência da Habilidade do Observador	51
2.8.5	Influência do Software de Visualização	53
2.8.5.1	Pré-Processamento	53
2.8.5.2	Operações Pontuais	54
2.8.5.2.1	Mapeamento Linear	56
2.8.5.2.2	Mapeamento Não-Linear	63
2.8.5.3	Operações Locais	67
2.8.5.3.1	Redução de Ruído	70
2.8.5.3.2	Correção de Iluminação Irregular.....	73
2.8.5.3.3	Detecção de Bordas	74
2.8.5.3.4	Realce de Bordas e Detalhes	77
3	MATERIAL E MÉTODO	79
3.1	Aquisição das Imagens Digitais	79
3.2	Controle de Qualidade dos Monitores	83
3.2.1	Preparo do Monitor	84
3.2.2	Brilho e Contraste	84
3.2.3	Estabilidade Temporal da Luminância	84
3.2.4	Uniformidade Espacial da Luminância	85
3.2.5	Luminância Máxima	85
3.2.6	Valor Gama	86
3.2.7	Geometria	86
3.2.8	Resolução Espacial	87
3.3	Luz Ambiente da Sala de Laudo	88
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	89
4.1	Aquisição das Imagens Digitais	89
4.2	Luz Ambiente da Sala de Laudo.....	95
4.3	Controle de Qualidade dos Monitores.....	97
4.3.1	Estabilidade Temporal da Luminância	97
4.3.2	Uniformidade Espacial da Luminância	101
4.3.3	Luminância Máxima	102
4.3.4	Valor Gama	103
4.3.5	Geometria	105
4.3.6	Resolução Espacial	108
4.3.7	Valores propostos para os parâmetros físicos.....	111

5	CONCLUSÕES.....	112
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	114
7	ANEXO	119

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG.1.1	Seqüência de eventos que determinam a qualidade da imagem digital.....	02
FIG.2.1	Anatomia de um IQI de série A, usado para inspeção de peças de aço (Fe-C), segundo o código ASME.....	19
FIG.2.2	Anatomia de um IQI de série 1/7, usado para inspeção de peças de aço (Fe-C), segundo a norma DIN	19
FIG.2.3	Definição das normas da localização do IQI, em relação ao comprimento da solda.....	21
FIG.2.4	Esquema para exposição PS-VS em soldas longitudinais	22
FIG.2.5	Esquema para exposição PS-VS em soldas circunferenciais	22
FIG.2.6	Esquema para exposição PD-VS em soldas longitudinais	23
FIG.2.7	Esquema para exposição PD-VD em soldas circunferenciais	24
FIG.2.8	Processo de exposição e leitura de um fósforo fotoestimulável	26
FIG.2.9	Processo de leitura da placa de fósforo no Imaging Plate.....	27
FIG.2.10	Intervalo dinâmico do Imaging Plate e do filme em função da exposição	28
FIG.2.11	A imagem digital.....	31
FIG.2.12	Resolução e profundidade	32
FIG.2.13	Impacto da MTF na visibilidade de objetos em imagens com muito ruído	34
FIG.2.14	IQI de fios duplos de 0,5 <i>pl/mm</i> a 20 <i>pl/mm</i>	35

FIG.2.15	(a) Imagem adaptada do Image Tool 3.0; (b) histograma da imagem.....	37
FIG.2.16	Comparação de histogramas: (a) e (b) Imagens diferentes com mesmo conteúdo apresentam histogramas idênticos.....	38
FIG.2.17	Brilho e contraste	39
FIG.2.18	Teste padrão SMPTE.....	43
FIG.2.19	Teste padrão de Brigham and Women's Hospital Medical Image Perception Lab	43
FIG.2.20	Distorções geométricas: (a) "almofada de alfinete" e (b) "barril"	49
FIG.2.21	Coordenadas de uma imagem bidimensional de dimensão 5 x 5	55
FIG.2.22	Comparação de duas imagens e seus histogramas após uma operação de mapeamento linear	57
FIG.2.23	Função de mapeamento linear para expansão de contraste e brilho	58
FIG.2.24	Função de mapeamento linear para redução de contraste e brilho	58
FIG.2.25	Operação de mapeamento para redução de brilho e contraste	59
FIG.2.26	Operação de negativo	60
FIG.2.27	Operação de aplicação de tabela de cores	61
FIG.2.28	Exemplo de operação de normalização para expansão do contraste	62
FIG.2.29	Funções de mapeamento logarítmica (a) e exponencial (b)	64
FIG.2.30	Equalização do histograma de uma imagem com saída uniforme	65
FIG.2.31	Equalização do histograma de uma imagem com saída não uniforme	66

FIG.2.32	Operação local	67
FIG.2.33	Operações locais em uma imagem mostrando a aplicação de um <i>kernel</i>	67
FIG.2.34	Ilustração da operação de convolução sobre uma imagem com kernel de dimensão 3 x 3.....	68
FIG.2.35	Classificação dos <i>kernels</i>	70
FIG.2.36	Filtros passa-baixa de média 3 x 3, 5 x 5 e 7 x 7	71
FIG.2.37	Redução de ruído tipo “spike”: (a) Imagem de entrada; (b) Imagem filtrada uma vez; e (c) Imagem filtrada cinco vezes.....	71
FIG.2.38	Filtro gaussiano e sua função gaussiana.....	72
FIG.2.39	Ilustração da aplicação do filtro mediana, de dimensão 3 x 3, sobre uma imagem	72
FIG.2.40	Redução de ruído tipo “spike”: imagem filtrada por um filtro mediana.....	73
FIG.2.41	Correção de iluminação irregular a partir da aplicação do filtro passa-baixa de média.	74
FIG.2.42	Aplicação do filtro passa-alta básico a uma imagem	75
FIG.2.43	Filtros passa-alta direcionais de dimensão 3 x 3	75
FIG.2.44	Filtro passa-alta laplaciano de dimensão 3 x 3.....	76
FIG.2.45	Aplicação do filtro passa-alta de reforço a uma imagem	78
FIG.3.1	IQI’s ASTM e DIN selecionados para as exposições radiográficas	81
FIG.4.1	Resultados dos níveis de luz ambiente a distâncias de 30 cm e 100 cm, sob restrição de luz ambiente	96

FIG.4.2	Resultados dos níveis de luz ambiente a distâncias de 30 cm e 100 cm, sem restrição de luz ambiente	96
FIG.4.3	Resultados da estabilidade temporal da luminância, sob restrição de luz ambiente, por mês de investigação	97
FIG.4.4	Resultados da estabilidade temporal da luminância, com altos níveis de luz ambiente, por mês de investigação	99
FIG.4.5	Resultados da uniformidade especial da luminância, sob restrição de luz e sob altos níveis de luz ambiente	102
FIG.4.6	Resultados da luminância máxima de saída dos monitores, sob restrição de luz e sob altos níveis de luz ambiente	103
FIG.4.7	Resultados dos valores gama, sob restrição de luz e sob altos níveis de luz ambiente	104
FIG.4.8	Resultados da variação de geometria	105

LISTA DE TABELAS

TAB.2.1	Classificação de filmes fotográficos	12
TAB.2.2	Faixas de tamanhos de IQI e números de identificação dos arames (Código ASME)	15
TAB.2.3	Faixas de tamanhos de IQI e números de identificação dos arames (Norma DIN)	15
TAB.2.4	Seleção do IQI em função do material da peça e determinação do arame essencial (Códigos ASME e DIN).....	16
TAB.2.5	Manuais publicados sobre os parâmetros de visualização da imagem digital em salas de laudo.....	47
TAB.2.6	Contingência 2 x 2	51
TAB.2.7	Operadores diferenciais parciais.....	77
TAB.3.1	Peças padrões circunferenciais	80
TAB.3.2	Peças padrões planas.....	80
TAB.3.3	Técnicas radiográficas de exposição inicial	81
TAB.3.4	Classificação e especificações dos monitores usados para as medidas	83
TAB.3.5	Imagens padrões digitais das peças.....	88
TAB.4.1	Técnicas radiográficas de exposição intermediária usando a placa GP-Kodak	90

TAB.4.2	Técnicas radiográficas de exposição intermediária usando a placa HR-Kodak	90
TAB.4.3	Imagens digitais das peças com as placas GP e HR da Kodak	92
TAB.4.4	Imagens digitais das peças com as placas HR da GE	93
TAB.4.5	Imagens digitais padrões para o teste de resolução espacial do monitor ...	95
TAB.4.6	Valores médios mensais dos parâmetros de cada monitor, obtidos em 6 meses de investigação, sob restrição de luz	106
TAB.4.7	Valores médios mensais dos parâmetros de cada monitor, obtidos em 6 meses de investigação, sem restrição de luz	107
TAB.4.8	Imagens digitais padrões para o teste de resolução espacial do monitor, analisadas sob altos níveis de luz ambiente	109
TAB.4.9	Imagens digitais padrões para o teste de resolução espacial do monitor, analisadas sob restrição de luz ambiente	110
TAB.4.10	Comparação de valores dos parâmetros físicos publicados em manuais e valores propostos	111

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURAS

ADC	-	conversor analógico digital
bit	-	binary digit – unidade mínima de informação em um sistema digital
byte	-	binary term – unidade básica de informação, geralmente constituído por 8 bits
CT	-	tomografia computadorizada
CRT	-	tubo de raio catódico
<i>dpi</i>	-	dots per inch – pontos por polegada
ELTN	-	eletronegatividade
GP	-	placa geral
H _A	-	hipótese alternativa
H ₀	-	hipótese nula
HR	-	alta resolução
IQI	-	indicador de qualidade de imagem
LCD	-	tela plana de cristal líquido
LUT	-	tabela de cores
PDI	-	processamento digital de imagens
MR	-	ressonância magnética
PD	-	parede dupla
PDI	-	processamento digital de imagem
PDVD	-	parede dupla e vista dupla
PET	-	tomografia por emissão de pósitron
pl/mm	-	pares de linhas por milímetro
PS	-	parede simples
PSVS	-	parede simples e vista simples
QA	-	certificação de qualidade do monitor
QC	-	controle de qualidade do monitor
RGB	-	vermelho, verde azul
SNR	-	proporção sinal-ruído
SPECT	-	tomografia por emissão de pósitron único
TEC RAD	-	técnica de exposição radiográfica
VD	-	vista dupla

VS - vista simples

SÍMBOLOS

a	-	coeficiente angular da função de mapeamento linear
B	-	brilho de uma imagem $f(x, y)$, dependente do contraste
B'	-	brilho de uma imagem $f(x, y)$, independente do contraste
B^*	-	brilho do monitor
b	-	variável de manipulação do brilho
C	-	contraste de uma imagem $f(x, y)$, dependente do brilho
C'	-	contraste de uma imagem $f(x, y)$, independente do brilho
C^*	-	constante da equação do valor gama
C_j	-	total de freqüência na coluna j , da tabela de contingência 2×2
$C_{máx}$	-	valor medido mais alto da luminância de saída do monitor
C_{min}	-	valor medido mais baixo da luminância de saída do monitor
d	-	diferença absoluta entre as freqüências esperadas e suas freqüências correspondentes observadas
D	-	maior número múltiplo de 0,5 que é menor que d
f_{ij}	-	freqüência observada na linha i e coluna j
f'	-	freqüências esperadas
$f(x, y)$	-	representação espacial de uma imagem bidimensional original ou de entrada
f_{min}	-	tom de cinza mínimo na imagem de entrada $f(x, y)$
f_{max}	-	tom de cinza máximo na imagem de entrada $f(x, y)$
G	-	gradiente máximo do grão
G^*	-	valores da escala de cinza do monitor
$g(x, y)$	-	representação espacial de uma imagem bidimensional de saída
g_{min}	-	tom de cinza mínimo desejado para a imagem de saída $g(x, y)$
g_{max}	-	tom de cinza máximo desejado para a imagem de saída $g(x, y)$
K	-	dimensão do <i>kernel</i> no eixo das abscissas e das ordenadas
$k(i, j)$	-	filtro espacial ou <i>kernel</i> , bidimensional

l	-	coeficiente linear da função de mapeamento linear
L_i	-	total de freqüência na linha i
m	-	variável dependente do tamanho do <i>kernel</i> (K) e determinante para o tamanho da imagem de saída $g(x, y)$
m_1	-	menor freqüência total na margem da coluna
m_2	-	freqüência total na margem da linha que corresponde a m_1
$M(s)$	-	função de transformação ou mapeamento da imagem $f(x, y)$ em $g(x, y)$
ME	-	função de mapeamento exponencial
ML	-	função de mapeamento logarítmica
MTF	-	função transferência de modulação
n	-	número total de pixels numa imagem; número total de medidas
n_r	-	número de pixels com tom de cinza r na imagem de entrada
$p(r)$	-	função de distribuição de probabilidades de pixels com tom de cinza r que define o histograma da imagem de entrada
r	-	níveis de cinza na imagem de entrada $f(x, y)$
s	-	níveis de cinza na imagem de saída $g(x, y)$
S	-	desvio padrão da amostra
S^2	-	variância da amostra
SR	-	resolução espacial de endereçamento
SR_L	-	resolução espacial do sistema
V	-	coeficiente de variação
X	-	dimensão da imagem no eixo das abscissas
χ^2	-	qui-quadrado
\bar{X}	-	média da amostra
X_i	-	valor da medida da luminância na posição i
Y	-	dimensão da imagem no eixo das ordenadas
$\ \nabla f\ $	-	módulo do gradiente da imagem de entrada $f(x, y)$
∂_D	-	granularidade
$\frac{\partial f}{\partial x}$	-	derivada parcial da imagem de entrada em relação ao eixo x
$\frac{\partial f}{\partial y}$	-	derivada parcial da imagem de entrada em relação ao eixo y
ϕ	-	ângulo de rotação em transformações espaciais

γ - valor gama, indicador de contraste do monitor

LISTA DE SIGLAS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
API	American Petroleum Institute
ASME	American Society of Mechanical Engineers
AWS	American Welding Society
CEC	Comission of European Communities
COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia
DIN	Deutsches Institut for Norming
UFRJ	Universidade federal do Rio de Janeiro
WCNDT	World Conference on Nondestructive Testing
WHO	World Health Organization
SMPTE	Society of Motion Picture and Television Engineers

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO

1.1 HISTÓRICO

A partir de 1970 foram propostas novas técnicas de exames diagnósticos, utilizando-se equipamentos eletrônicos, que geram imagens digitais, como a tomografia computadorizada (CT), a ressonância magnética (MR), a ultrasonografia, a tomografia por emissão de pósitron (PET) e a tomografia computadorizada por emissão de pósitron único (SPECT) [1]. No entanto, ainda há resistências para a substituição da radiografia convencional pela computadorizada (digital) na medicina, porque a radiografia digital já é considerada ultrapassada com o advento das novas tecnologias propostas e a qualidade da imagem do filme é considerada excelente.

Para a radiografia industrial digital exige-se um receptor de imagem capaz de oferecer a mesma maleabilidade dos filmes, associado a uma unidade de digitalização, viabilizando também a inspeção de peças circunferenciais, o que é possível aplicando-se a técnica de radiografia computadorizada. Esta técnica utiliza uma placa de fósforo fotoestimulável tão maleável quanto o filme, como o receptor de imagem.

A radiografia computadorizada teve início em 1970, mas só no fim de 1980 foi percebido aumento no uso desta técnica na medicina. Já na área industrial, a aplicação é recente como mostram alguns trabalhos apresentados no 15th “World Conference on Nondestructive Testing” (WCNDT) [2-8], realizado em Roma, em 2000, e apenas o conhecimento específico de um receptor de imagem, o Imaging Plate, considerado ultrapassado para a medicina, pôde ser transferido para a área industrial, devido a sua flexibilidade, similar à do filme convencional.

O Imaging Plate é formado por uma tela de fósforo fotoestimulável flexível, responsável por armazenar a energia de fótons de raio X ou γ incidentes. Essa tela é submetida a uma unidade de leitura, que utiliza um laser para estimular a luz visível, que é em seguida quantificada por um conversor analógico-digital (ADC) [9]. Os sinais são quantificados na posição (x,y) correspondente à tela fotoestimulável e armazenados na memória do computador, para futura visualização e inspeção por um especialista.

Assim como na radiografia convencional, realiza-se o controle de qualidade da imagem digital em duas etapas principais, como pode ser visto na figura 1.1, a

aquisição e a visualização das imagens [1]. A etapa da aquisição engloba a fonte radioativa, o objeto a ser estudado e o receptor de imagem, onde a imagem é formada e digitalizada. Já a etapa de visualização da imagem restringe-se às características físicas disponíveis nos monitores, ao ambiente da sala de laudo, à habilidade do observador e às ferramentas de processamento digital de imagens (PDI) disponíveis no software utilizado [10].

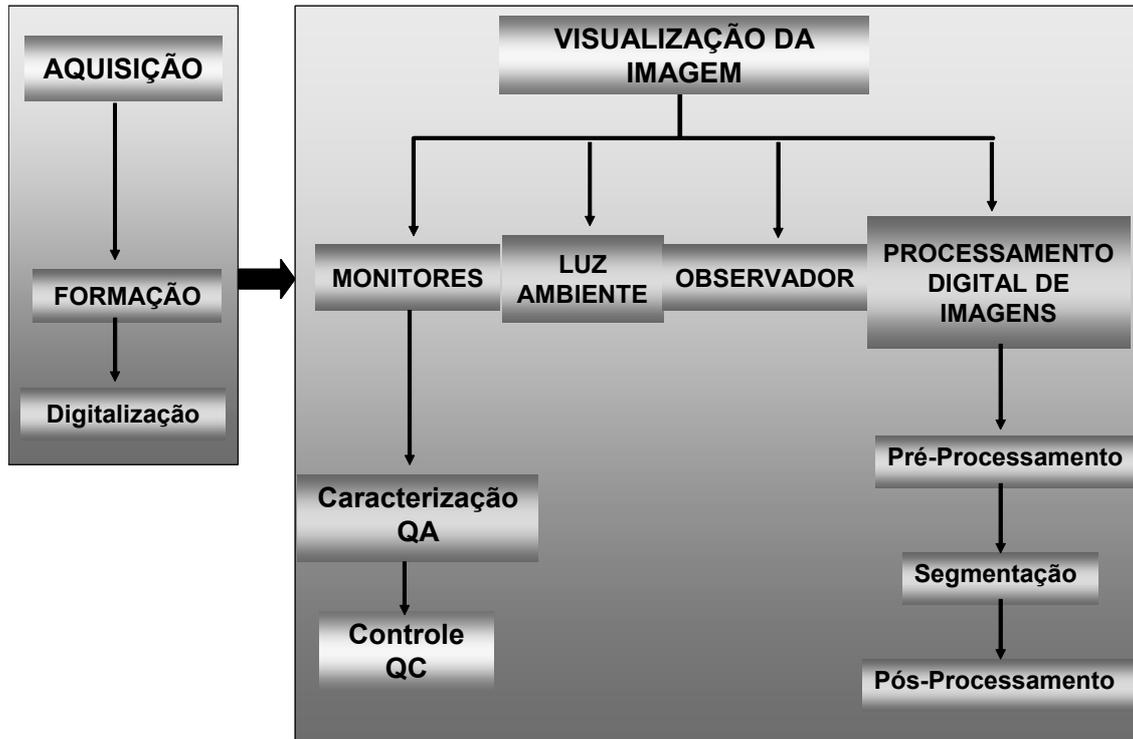


FIG.1.1: Seqüência de eventos que determinam a qualidade da imagem digital.

Com o advento das imagens digitais, a partir de 1990, o diagnóstico médico passa por uma pequena revolução, pois imagens que eram tradicionalmente vistas através de filmes posicionados em negatoscópios, agora estão sendo adquiridas e mostradas diretamente num monitor ao radiologista e os monitores mais utilizados são os tubos de raios catódicos monocromáticos (CRT) [11]. Os monitores CRT apresentam melhor desempenho e maior nível de confiança no uso em geral [12]. Embora outros monitores tenham tecnologia mais recente, como o monitor tela plana e de plasma, ainda assim, os monitores CRT têm vantagens sobre estes, pois oferecem emissão de luz em todas as direções e capacidade de produzir luminância com valores até 10 mil cd.m^{-2} [13].

Para que um especialista realize um diagnóstico médico exato e preciso através da imagem digital, é necessário que ele confie no desempenho do monitor, que deve ser classificado como excelente para o laudo. Para isso, é necessário que alguns

parâmetros do monitor e do ambiente da sala de laudo sejam regularmente avaliados. Da mesma forma, deve ocorrer na área industrial, um inspetor deve aplicar uma metodologia para o controle de qualidade, na visualização de imagens radiográficas digitais, similar à que é atualmente aplicada na medicina, antes de realizar o laudo. Esse trabalho propõe uma metodologia para avaliar periodicamente o desempenho do monitor destinado à visualização de imagens radiográficas industriais, para ser usada como uma ferramenta pelo inspetor de radiografia industrial.

A qualidade da imagem determinada pelo monitor envolve dois processos específicos e distintos, a Certificação de Qualidade (Quality Assurance – QA) e o Controle de Qualidade (Quality Control – QC) [1]. A certificação de qualidade - QA é realizada pelo fabricante do monitor e tem o objetivo de detectar variações em alguns parâmetros, antes que sejam comercializados com um desempenho problemático. O controle de qualidade – QC é um sub-processo de QA, onde são realizados testes para verificar o nível de desempenho do monitor.

Os parâmetros controlados no processo QC são: luminância máxima, uniformidade espacial e estabilidade temporal da luminância, valor gama (γ), geometria, resolução espacial e contraste, em função do tempo de uso. No entanto, o processo de QC considera duas áreas principais: a luminância e a definição de bordas, que determina a resolução espacial. A luminância pode ser medida freqüentemente com o uso de um fotômetro, enquanto que, a resolução espacial pode ser estimada através de testes padrões digitais [14, 15].

A luz ambiente, incidente sobre a tela do monitor, também influencia na visualização dos objetos da imagem, pois pode ser refletida de forma espiculada ou difusa, diminuindo a percepção do contraste da imagem [1].

Os observadores desempenham um papel tão importante quanto o processo de caracterização dos monitores (QA), na cadeia de eventos que determinam a qualidade da imagem [1]. Os erros e diferenças no desempenho do observador não dependem exclusivamente de fatores técnicos, estabelecidos para a aquisição e para o processo de controle de qualidade, mas dependem também de fatores cognitivos e perceptivos do observador [10].

Através do Processamento Digital de Imagens – PDI é possível manipular o brilho e contraste da imagem, aplicar filtros para a diminuição de ruídos e realce de bordas, reconhecer automaticamente regiões de interesse específico e separar ou agrupar regiões de interesse específico [1, 10]. Essas tarefas estão divididas no PDI, numa seqüência lógica em três níveis de igual importância: o pré-processamento, com operações pontuais de mapeamento linear e não-linear, e com operações locais; o processamento, com a segmentação; e o pós-processamento, com operações lógicas

e morfológicas, respectivamente. Essas operações são aplicadas sobre a imagem para tornar seus detalhes mais visíveis e interpretáveis.

1.2 OBJETIVO

Desenvolver um protocolo de controle de qualidade prático, fácil e economicamente acessível para manter alta a qualidade da imagem nos monitores de tubo de raios catódicos – CRT, tela plana ou de plasma, empregados na radiografia industrial digital, através de procedimentos experimentais de Radiografia Industrial Digital, para a aquisição de imagens padrões e uma metodologia capaz de avaliar a qualidade dos monitores destinados a laudos. A metodologia de controle de qualidade avalia parâmetros técnicos e físicos dos monitores, que mais influenciam a qualidade da imagem final, sugerindo limites para esses parâmetros, até então não estabelecidos em normas, como a American Society of Mechanical Engineers – ASME [16], para ensaios não-destrutivos.

1.3 JUSTIFICATIVA

Pesquisas recentes demonstram a necessidade de um monitoramento dos monitores, através da aplicação de um protocolo de controle de qualidade para monitores destinados a laudo na medicina, pois uma quantidade de monitores examinados não está operando nos níveis ótimos [14, 15], assegurados pelos fabricantes. Embora essas alterações não sejam visivelmente perceptíveis pelos radiologistas, influenciam o desempenho do monitor. Também existem outras áreas onde mais trabalhos podem ser feitos, aplicando e avaliando a eficiência dos testes de controle de qualidade, propostos num protocolo, em muitos e diferentes tipos de monitores, pois os estudos adicionais permitiriam definir níveis de tolerância para serem estabelecidos para cada teste [14]. Assim, esse trabalho sugere a aplicação de um protocolo de controle de qualidade de monitor destinado a laudo na área de radiografia industrial.

1.4 IMPORTÂNCIA

Como a radiografia industrial digital é ainda muito recente e pouco empregada, em função da falta de um procedimento escrito que estabeleça uma metodologia de controle de qualidade da imagem digital, então essa pesquisa sugere uma metodologia para o controle dos principais parâmetros do monitor, apresentando resultados que servem como um ponto de partida, para a definição de seus limites. São considerados também outros fatores, como a influência da luz ambiente da sala de laudo, a influência do software de visualização e processamento digital, sobre a qualidade da imagem digital, visando sua aceitabilidade para laudo.

1.5 ORGANIZAÇÃO

O trabalho está dividido em cinco capítulos: após a introdução, o segundo capítulo apresenta, a partir dos Fundamentos Teóricos, uma reflexão estritamente acadêmica sobre os fundamentos empregados para a elaboração da metodologia. Dentro dessa lógica, são apresentados os formalismos básicos sobre aquisição da imagem, em relação à formação e digitalização da imagem, utilizando-se técnicas radiográficas industriais, indicadores de qualidade de imagem – IQI e o receptor de imagem Imaging Plate. Em seguida, a influência de alguns parâmetros sobre a qualidade da imagem e testes usados para o controle desses parâmetros. São apresentados fatores independentes que também influenciam a qualidade da imagem final, como a luz ambiente na sala de laudo, a habilidade do observador, um teste estatístico para analisar os resultados, as ferramentas de processamento digital de imagens que podem estar disponíveis no software de visualização da imagem.

No terceiro capítulo são apresentados os materiais empregados e o método proposto. O quarto capítulo é dedicado à apresentação dos resultados e discussão, com críticas e argumentos sobre a pertinência do método.

Ao final, o quinto capítulo conclui, mostrando a importância e eficiência dos procedimentos experimentais apresentados na metodologia proposta, para avaliar imagens destinadas ao laudo em radiografia industrial, como medida de controle de qualidade durante o processo de visualização da imagem digital.

Em anexo é proposta uma metodologia que avalia a habilidade do inspetor de radiografia industrial e um teste estatístico para analisar os resultados, como sugestão para uma futura pesquisa.

CAPÍTULO 2

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 QUALIDADE DA IMAGEM

A qualidade da imagem é descrita, na medicina, como a habilidade de extrair informação de interesse diagnóstico, de dentro de organismos vivos, responsáveis pelo ruído gerado na imagem [1]. Portanto, a qualidade da imagem radiográfica industrial pode ser descrita como a habilidade de representar a integridade de uma peça, ou seja, como a capacidade de extrair informação sobre a conformação dos grãos, do material de uma peça, mostrando descontinuidades e defeitos, através de um mapa espacial discreto que carrega a informação de interesse, no formato de um arquivo.

A qualidade da imagem depende de dois processos apresentados na figura 1.1, a aquisição e a visualização da imagem, dois processos que influenciam a qualidade da imagem de forma independente. O processo de aquisição engloba a fonte radioativa, o objeto a ser estudado e o receptor de imagem, onde ocorre a formação e digitalização da imagem. Já o processo de visualização da imagem, restringe-se às características físicas disponíveis nos monitores, ao ambiente da sala de laudo, à habilidade do observador e às ferramentas de processamento digital de imagens (PDI) disponíveis no software de visualização.

Observando-se a figura 1.1, é possível entender o conceito de independência dos processos de aquisição e visualização sobre a qualidade da imagem. Por exemplo, uma imagem digital pode ter excelente qualidade através da aquisição, mas não apresentar a mesma qualidade quando visualizada, devido à baixa qualidade do monitor, que limita sua reprodução com a qualidade que foi adquirida. No caso contrário, uma imagem adquirida com péssima qualidade, quando vista num monitor de excelente qualidade, continuará apresentando uma imagem final de baixa qualidade, pois o monitor não pode recuperar a qualidade da imagem perdida, durante o processo de aquisição. O PDI pode ser usado para melhorar a qualidade da imagem, mas há um limite.

Quando ocorre a combinação excelente entre aquisição e visualização, a qualidade da imagem é preservada, devido à propagação da qualidade, mas o processo de visualização também é influenciado por outros fatores, como o observador da imagem não ter habilidade ou o ambiente da sala de laudo ser impróprio, comprometendo a qualidade final da imagem. Considerando que o processo de aquisição, já tem sido discutido em outros trabalhos, a sua influência sobre a

qualidade da imagem é apresentada nesse trabalho de forma objetiva e geral, enquanto que a influência do processo de visualização sobre a qualidade da imagem digital final é amplamente discutido nesse trabalho.

Atualmente não há um protocolo e nem limites estabelecidos para serem seguidos, na tarefa de avaliar o desempenho dos parâmetros envolvidos no processo de visualização de radiografias industriais digitais, apenas uma recomendação de que os monitores devem ser controlados.

2.1.1 RADIOGRAFIA INDUSTRIAL DIGITAL

A norma ASME [16] estabelece que a imagem digital obtida por qualquer tipo de ensaio radiográfico e de radioscopia, deve estar de acordo com as 4 exigências descritas a seguir.

2.1.1.1 EXIGÊNCIAS GERAIS – ASME

O serviço de radiografia industrial digital deve ter um procedimento escrito contendo um mínimo de informação sobre os seguintes parâmetros que influenciam o desempenho do sistema, no processo de visualização:

- a) **Parâmetros de digitalização:** função transferência de modulação (MTF), resolução espacial (lp/mm), contraste, profundidade e tamanho do pixel;
- b) **Parâmetros do monitor:** tamanho do monitor, tamanho do pixel, formato, luminosidade, contraste e magnificação;
- c) **Parâmetros do processamento digital de imagens (PDI):** ferramentas de PDI que não alteram matematicamente os dados da imagem original;
- d) **Parâmetros de armazenamento:** identificação e compressão de dados.

2.1.1.2 CONDIÇÕES DE VISUALIZAÇÃO – ASME

A imagem digital deve ser avaliada usando monitor com luminosidade apropriada e com luz ambiente adequada para a visualização de detalhes.

2.1.1.3 RESOLUÇÃO ESPACIAL E CONTRASTE – ASME

A resolução espacial do sistema pode ser medida através de uma imagem digital, de um filme de referência, dita imagem padrão ASME, contendo pares de linhas por milímetro (pl/mm), para avaliar a MTF do sistema, onde 14 pl/mm representa $35 \mu\text{m} / \text{pixel}$ e indica que o sistema apresenta alta resolução espacial, 2 pl/mm representa $300 \mu\text{m} / \text{pixel}$ e indica baixa resolução espacial do sistema.

O contraste do sistema pode ser avaliado através da imagem de um IQI de blocos.

2.1.1.4 MEDIDA DE DESEMPENHO DO SISTEMA – ASME

Os parâmetros de desempenho do sistema, apresentados na seção 2.1.1.1, devem ser determinados inicialmente e monitorados regularmente com o sistema em operação para assegurar a consistência dos resultados.

2.1.2 RADIOGRAFIA DIGITAL USADA EM APLICAÇÕES NUCLEARES

Alguns parâmetros de desempenho da seção 2.1.1.1 foram estabelecidos para radiografias realizadas em materiais para aplicações nucleares, daqui por diante determinada radiografia nuclear. Os testes e limites são descritos a seguir.

2.1.2.1 PONTO FOCAL DO SISTEMA – ASME

O tamanho do ponto focal de digitalização do sistema deve ser:

- a) $70 \mu\text{m}$, ou menor para radiografias realizadas com energias até 1 MeV; ou
- b) $100 \mu\text{m}$, ou menor para radiografias realizadas com energias superiores a 1 MeV.

2.1.2.2 RESOLUÇÃO ESPACIAL DO SISTEMA E CONTRASTE - ASME

A imagem padrão ASME é usada para a realização dos testes. O sistema deve ser capaz de resolver um padrão de 7 pl/mm na imagem digital do filme de referência, quando digitalizada com ponto focal de $70 \mu\text{m}$ ou menor, ou 5 pl/mm, quando digitalizada com ponto focal de $100 \mu\text{m}$ ou menor.

O sistema deve ter um contraste mínimo de 0,02 de densidade óptica, também medida na imagem padrão ASME.

2.1.2.3 PROFUNDIDADE E VARIAÇÃO DE GEOMETRIA – ASME

O sistema deve ter um intervalo dinâmico mínimo de densidade óptica de 3,5, medida na imagem de um IQI de escalonamento de densidades em blocos.

A variação de geometria do sistema deve ser determinada comparando-se o tamanho da imagem digital padrão ASME com o tamanho do filme de referência, onde deve apresentar uma variação máxima de 3%.

2.2 AQUISIÇÃO DA IMAGEM

O sistema de aquisição de imagem descreve o processo no qual uma imagem oriunda de um sistema de detecção analógico é convertida em uma imagem digital. Esse sistema divide-se em duas etapas, a formação da imagem e a digitalização. Essas etapas dependem exclusivamente da técnica radiográfica para a exposição do objeto de estudo e do sistema receptor de imagem. Por isso, as técnicas radiográficas industriais mais comuns e o mecanismo de funcionamento de um equipamento Imaging Plate são apresentados a seguir.

2.3 TÉCNICA RADIOGRÁFICA INDUSTRIAL

A técnica radiográfica descreve o exame interno de materiais, principalmente de junções e soldas, através de um método não-destrutivo, com o objetivo de inspecionar a integridade de uma peça e determinar sua aceitabilidade no mercado.

Para se realizar o exame radiográfico convencional, usando-se filme radiográfico, são necessárias algumas exigências, como a elaboração de um procedimento escrito, o qual deve constar as seguintes informações [16]:

- (a) Tipo de material a ser examinado, forma e faixas de espessuras;
- (b) Tipo de solda;
- (c) Fonte: Radioisótopo usado na gamagrafia ou voltagem máxima do equipamento de raio X usado na radiografia;
- (d) Distância mínima entre a fonte e a peça a ser radiografada;

- (e) Distância máxima da fonte em relação à peça e ao filme;
- (f) Ponto focal máximo da fonte;
- (g) Tipo de filme e aplicação;
- (h) Telas intensificadoras;
- (i) Técnicas de exposição radiográfica;
- (j) Teste da sensibilidade do filme através de um indicador de qualidade de imagem – IQI.

Todas essas informações já estão disponíveis para a radiografia convencional, mas muitos deles ainda precisam ser estabelecidos para a radiografia digital, onde se faz a aquisição da imagem diretamente na forma digital. Desta forma, os itens (a), (b), (g), (i) e (j), realizados na radiografia convencional, são apresentados para que o procedimento adotado na aquisição das imagens digitais, em função desses itens, seja compreendido neste trabalho.

2.3.1 TIPO DE MATERIAL, FORMA E FAIXA DE ESPESSURA

É de fundamental importância saber sobre o material a ser examinado, pois as informações influenciam na escolha de procedimentos mais adequados [16]. As informações sobre o material da peça influenciam na escolha de um filme e de um IQI mais adequado para radiografar a peça. Assim como, a forma da peça influencia sobre a técnica de exposição radiográfica que deve ser adotada, bem como a espessura da peça influencia a reprodução de detalhes. Essa sensibilidade da imagem é medida pela presença de um arame do IQI, dito essencial, estabelecido para a imagem radiográfica industrial convencional em função do tipo do material e espessura. Desta forma, as informações a seguir devem ser obtidas:

- a) Liga do material a ser examinado;
- b) Espessura ou faixa de espessura do material a ser examinado;
- c) Tipo de junção ou solda;
- d) Técnica de exposição radiográfica;
- e) IQI indicado.

2.3.2 SELEÇÃO DO FILME

A seleção de um filme para o exame radiográfico de uma junção ou solda depende da liga do material da peça, da espessura e da voltagem máxima disponível no equipamento de raio X ou da energia média efetiva dos raios γ emitidos pelo radioisótopo.

Além disso, a escolha do filme é influenciada pela qualidade radiográfica exigida e pelo tempo de exposição disponível, dois fatores que se opõem. Por isso, deve-se fazer uma análise e identificar qual fator é determinante para a escolha do filme. Como conseqüência, não é possível apresentar regras definitivas para a seleção de um filme, classificado em função de sua granulometria, velocidade e sensibilidade, descritos a seguir.

2.3.2.1 GRANULOMETRIA

Partículas muito pequenas de sais de prata, que não são visíveis ao olho humano, formam a imagem no filme radiográfico. Para que a imagem possa ser vista pelo olho humano, é necessário que as partículas de sais de prata sofram um processo de *granulação*, também chamado *cristalização*, no qual as partículas se agrupam formando cristais de diferentes dimensões chamados de grãos.

Os filmes radiográficos estão classificados na tabela 2.1 pelo código ASME [16], segundo sua granulometria.

TAB. 2.1: Classificação de filmes radiográficos.

Tipo de Filme	Classificação ASME	Gradiente Máximo do Grão (G)/ Granularidade (σ_D)	Velocidade (s)
A	Especial	360	32
B	I	281	64
C	I	232	100
D	I	169	200
E	II	142	320
F	III	114	400
G	W-A	225	100
H	W-B	170	300

Onde: Gradiente \rightarrow é um vetor que multiplica um escalar, resultando num vetor.

Divergente \rightarrow é um vetor que multiplica outro vetor, resultando num escalar.

Assim: **G** é o tamanho do grão, em μm .

D é a granularidade, em μm .

O gradiente máximo do **Grão** é o *tamanho* do grão em relação ao seu *tamanho* na direção da coordenada **x**, ou **y** ou **z**: $\left(\frac{\sigma G}{\sigma x} + \frac{\sigma G}{\sigma y} + \frac{\sigma G}{\sigma z} \right)$, que mais se destaca em relação às outras duas direções, ou seja, que mais contribui para o tamanho do grão, em μm . Portanto, o gradiente máximo é adimensional.

2.3.2.2 VELOCIDADE

O tamanho dos cristais de prata, presentes na emulsão do filme radiográfico, também determina o tempo de exposição que o filme exige para formar a imagem. Por exemplo, filmes com cristais grandes, podem formar grãos maiores, com gradiente máximo de até 360, como mostra a tabela 2.1, exigindo apenas 32 segundos de exposição para formar a imagem radiográfica, no filme. Esse tipo de filme é classificado como muito sensível aos raios X e γ , devido a maior e mais rápida probabilidade de interação. Enquanto que, o contrário ocorre com os cristais pequenos, estes têm uma resposta muito lenta e é necessário um longo tempo de exposição para a formação da imagem, como por exemplo, o filme tipo H da tabela 2.1.

2.3.2.3 SENSIBILIDADE

A sensibilidade do filme varia de baixa a alta e também está relacionada ao tamanho dos cristais de prata. A principal característica da sensibilidade é determinar a qualidade do filme radiográfico. Um filme é chamado de rápido, quando é formado por cristais grandes de prata, que limitam sua capacidade de reproduzir os detalhes de uma peça. Por isso, é caracterizado pela baixa definição de detalhes e conseqüentemente classificado como filme de baixa sensibilidade ou qualidade. Já um filme formado por cristais pequenos, é chamado de lento e é caracterizado pela alta capacidade de reproduzir detalhes da peça. O filme lento é classificado como de alta sensibilidade ou qualidade.

É importante destacar que é possível obter uma imagem de baixa qualidade radiográfica, utilizando um filme muito sensível. Isso ocorre, quando a técnica de exposição aplicada não é a mais adequada ou quando ocorre superexposição ou subexposição.

Uma radiografia é superexposta, quando uma exposição foi realizada durante um intervalo de tempo maior ou muito maior do que o necessário para a formação da imagem. Já a radiografia é subexposta, quando o tempo de exposição foi menor ou muito menor do que o necessário para a formação da imagem.

Uma das vantagens da imagem digital sobre o filme é que a imagem digital pode ser recuperada. Por exemplo, numa imagem superexposta, adquirida com alta resolução espacial, todas as informações de interesse da peça estão presentes na imagem, ainda que não seja possível vê-las, sendo possível recuperá-las desde que se tenha o conhecimento adequado de PDI, como será apresentado na seção 2.8.5. No entanto, no caso de imagens subexpostas, não é possível recuperá-las, pois as informações de interesse da peça não chegaram a ser formadas na imagem.

A aceitabilidade da imagem convencional para laudo depende exclusivamente de sua qualidade, que pode ser determinada por um indicador de qualidade de imagem - IQI, para a medida de sua sensibilidade.

2.4 INDICADOR DE QUALIDADE DE IMAGEM – IQI

Segundo o código ASME, o IQI deve ser de furos ou de arames (fios) e deve estar de acordo com a Prática Padrão para Projeto, Fabricação e Classificação de IQI – de Furos e Arames, usado para Radiologia [16]. A classificação dos IQI é o aspecto mais importante para os técnicos radiográficos, principalmente em relação ao IQI de arames, que é o mais empregado.

Para a verificação da aceitabilidade dos filmes radiográficos para o laudo, na radiografia industrial, devem ser empregados os IQI definidos na norma DIN EM 462-1 [17] ou no código ASME [16], sempre em conformidade com a espessura da peça ou do cordão de solda, quando a solda apresentar reforço, também em relação à localização adequada dos IQI durante a exposição e a técnica radiográfica.

A sensibilidade radiográfica deve ser verificada através de uma imagem bem definida do IQI, na imagem da peça. Inclusive, os números e letras de identificação devem estar bem definidos. No entanto, é possível que na imagem do IQI, nem todos os arames apresentem bordas bem definidas, mas que a partir de um diâmetro de arame em diante, os demais não estejam bem definidos, principalmente os arames de menores diâmetros. Por isso, é estabelecido um arame essencial para cada tipo de material e espessura. O arame essencial indica que a imagem apresenta qualidade mínima de resolução espacial e está apta para o laudo, a ser realizado por um inspetor de radiografia industrial.

Admite-se que o arame essencial é considerado bem visível quando se visualiza 10mm do seu comprimento sobre uma solda ou sobre outra área de interesse. Já para a norma API 1104 [18], o arame essencial especificado deverá estar bem visível em toda a largura da face da solda e em mais 3 mm para cada lado da margem da solda. Neste trabalho é considerado o conceito de arame essencial, definido pela norma API 1104, por ser mais rigoroso.

2.4.1 IQI DE ARAMES

O IQI consiste de um conjunto de fios metálicos arrumados de duas formas:

- a) em ordem crescente de diâmetro e número de identificação, da esquerda para a direita, num arranjo de 6 arames (Código ASME);
- b) em ordem decrescente de diâmetro e com número de identificação em ordem crescente, da esquerda para a direita, num arranjo de 7 arames (Norma DIN).

2.4.1.1 CLASSIFICAÇÃO DOS DIÂMETROS DOS ARAMES

Os IQI estão classificados segundo a ASME, em quatro séries, A, B, C e D, em função do diâmetro dos arames, e em três séries, 1/7, 6/12, 10/16, segundo a norma DIN, como mostram as tabela 2.2 e 2.3.

TAB. 2.2: Faixas de tamanhos de IQI e números de identificação dos arames (Código ASME).

Série A		Série B		Série C		Série D	
Diâmetro do Arame (mm)	Nº do Arame	Diâmetro do Arame (mm)	Nº do Arame	Diâmetro do Arame (mm)	Nº do Arame	Diâmetro do Arame (mm)	Nº do Arame
0,08	1	0,25	6	0,81	11	2,50	16
0,10	2	0,33	7	1,02	12	3,20	17
0,13	3	0,40	8	1,27	13	4,06	18
0,16	4	0,51	9	1,60	14	5,10	19
0,20	5	0,64	10	2,03	15	6,40	20
0,25	6	0,81	11	2,50	16	8,00	21

TAB. 2.3: Faixas de tamanhos de IQI e números de identificação dos arames (Norma DIN).

Série 1/7		Série 6/12		Série 10/16	
Diâmetro do Arame (mm)	Nº do Arame	Diâmetro do Arame (mm)	Nº do Arame	Diâmetro do Arame (mm)	Nº do Arame
3,20	1	1,00	6	0,40	10
2,50	2	0,80	7	0,32	11
2,00	3	0,63	8	0,25	12
1,60	4	0,50	9	0,20	13
1,25	5	0,40	10	0,16	14
1,00	6	0,32	11	0,12	15
0,80	7	0,25	12	0,10	16

A espessura da parede da peça é de fundamental importância para a determinação prévia das séries ASME e DIN mais adequadas, do arame essencial especificado, como mostra a tabela 2.4, e do posicionamento dos IQI, em função das técnicas radiográficas de exposição mais comuns. O arame essencial deve estar obrigatoriamente bem visível na imagem em toda a largura da face da solda e em mais 3mm para cada lado da margem da solda. Esse critério é usado para garantir a qualidade da imagem mínima necessária e sua aceitação para o laudo do inspetor.

TAB. 2.4: Seleção do IQI em função do material da peça e determinação do arame essencial (Código ASME e Norma DIN).

TEC RAD	Material da Peça		IQI no Lado da Fonte				IQI no Lado do Filme					
	Diâmetro Externo (mm)	Faixa de Espessura (mm)	Série ASME	Fio Essencial N°	Série DIN	Fio Essencial N°	Série ASME	Fio Essencial N°	Série DIN	Fio Essencial N°		
PD VD	≤ 88,90	> 3,00 - 6,40	A	5	10/16	13	Não é recomendável					
		> 6,40 - 9,50	A/B	6	10/16	12						
		> 9,50 - 12,70	B	7	6/12	11						
		> 12,70 - 19,00	B	8	6/12	10						
PD VS	≥ 88,90 até ≤ 609,60	> 6,40 - 9,50	Não é recomendável				A	5	10/16	13		
		> 9,50 - 12,70	Não é recomendável				A/B	6	10/16	12		
		> 12,70 - 19,00	Não é recomendável				B	7	6/12	11		
PS VS	> 304,80 ou Chapas	> 3,00 - 6,40	A	5	10/16	13	Não é recomendável					
		> 6,40 - 9,50	A/B	6	10/16	12						
		> 9,50 - 12,70	B	7	6/12	11						
		> 12,70 - 19,00	B	8	6/12	10						
		> 19,00 - 25,40	B	9	6/12	9						
		> 25,40 - 38,10	B	10	6/12	8						
		> 38,10 - 50,80	B/C	10	11	6/12					8	7
		> 50,80 - 63,50	C	12	1/7	6						
		> 63,50 - 80,00	C	12	1/7	6						
		> 80,00 - 90,00	C	13	1/7	5						

Onde:

- TEC RAD – técnica de exposição radiográfica;
- PDVD – parede dupla e vista dupla;
- PDVS – parede dupla e vista simples;
- PSVS – parede simples e vista simples;

2.4.1.2 CLASSIFICAÇÃO DOS MATERIAIS DOS ARAMES

Os materiais dos arames são classificados em dois grupos principais, de acordo com suas características de absorção radiográfica: metais leves e metais pesados. O grupo dos metais leves dividem-se nos subgrupos 1, 2 e 3. Enquanto que os metais pesados, dividem-se nos subgrupos 1, 2, 3, 4 e 5, totalizando 8 grupos de materiais.

2.4.1.2.1 METAIS LEVES

Os metais leves são: o titânio (Ti, Z=22), alumínio (Al, Z=13) e magnésio (Mg, Z=12), identificados como grupo 1, 2 e 3, respectivamente, estão em ordem decrescente de número atômico (Z) e conseqüentemente de absorção de radiação. Os IQI são recomendados para o uso, conforme sua classificação.

Grupo 1

O IQI deve ser feito de titânio ou então, o titânio deve ser o elemento predominante na liga do material constituinte dos arames.

Uso: Em todo o material que tenha predominância de titânio na liga metálica constituinte.

Grupo 2

O IQI deve ser feito de alumínio ou então, o alumínio deve ser o elemento predominante na liga do material constituinte dos arames.

Uso: Em todo o material que tenha predominância de alumínio na liga metálica constituinte.

Grupo 3

O IQI deve ser feito de magnésio ou então, o magnésio deve ser o elemento predominante na liga do material constituinte dos arames.

Uso: Em todo o material que tenha predominância de magnésio na liga metálica constituinte.

2.4.1.2.2 METAIS PESADOS

Os metais pesados são identificados como grupo 1, 2, 3, 4 e 5, e estão em ordem crescente de absorção de radiação. Os IQI são recomendados para o uso conforme a sua classificação.

Grupo 1

O IQI deve ser feito de aço carbono ou aço inoxidável tipo 300 (Fe, Z=26; C, Z=6).

Uso: Em todo o material constituído de aço carbono, aço inoxidável, aço com pequena percentagem de carbono e liga de magnésio-níquel-alumínio bronze.

Grupo 2

O IQI deve ser feito de liga alumínio-bronze (Al, Z=13; Fe-C) ou equivalente, ou liga níquel-alumínio bronze (Ni, Z=28; Al, Z=13) ou equivalente.

Uso: Em todo o material constituído de liga alumínio-bronze e liga níquel-alumínio bronze.

Grupo 3

O IQI deve ser feito de liga níquel-cromo-ferro (Ni, Z=28; Cr, Z=24; Fe, Z=26).

Uso: Em todo o material constituído de liga níquel-cromo-ferro e aço com 18% de níquel.

Grupo 4

O IQI deve ser feito de liga níquel-cobre 70-30 (Ni, Z=28; Cu, Z=29) ou equivalente, ou liga cobre-níquel 70-30 ou equivalente.

Uso: Em todo o material constituído de níquel, cobre, de ligas níquel-cobre ou cobre-níquel.

Grupo 5

O IQI deve ser feito de estanho bronze (Sn, Z=50).

Uso: Em todo o material constituído de estanho bronze, incluindo metais usados para a fabricação de armas, válvulas de bronze, ou liga chumbo-estanho bronze (Pb, Z=82).

2.4.2 IDENTIFICAÇÃO DO IQI

O IQI tem que ser fabricado de acordo com as exigências de aceitabilidade das normas de Prática Padrão para Projeto, Fabricação e Classificação das Normas ASME e DIN, e pode ser identificado de duas formas alternativas, como é mostrado no exemplo das figuras 2.1 e 2.2.

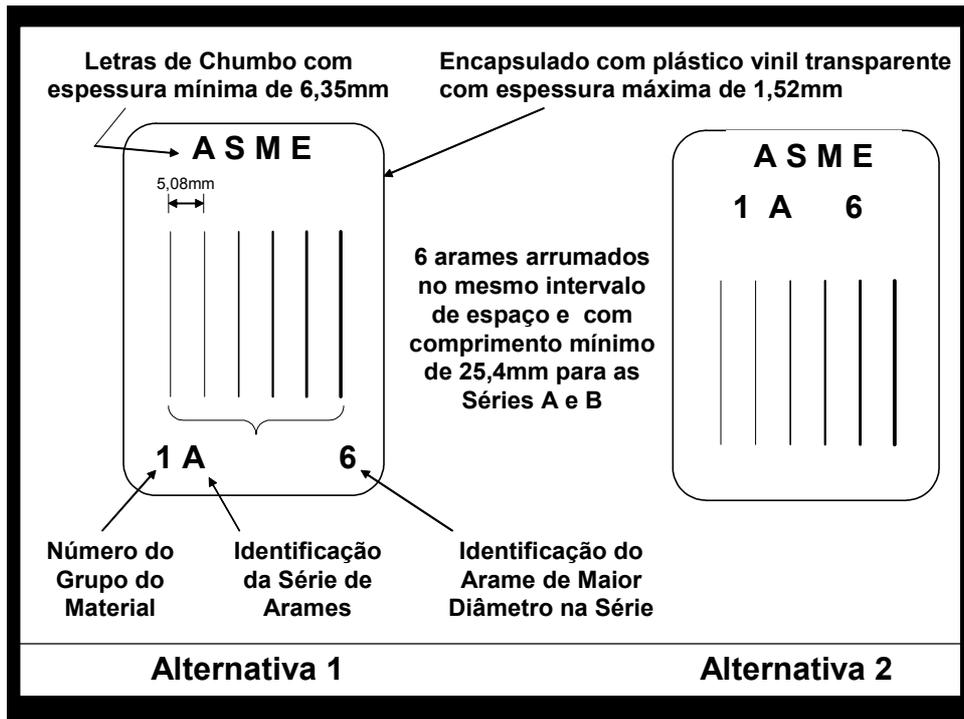


FIG. 2.1: Anatomia de um IQI de série A, usado para inspeção de peças de aço (Fe-C), segundo o Código ASME.

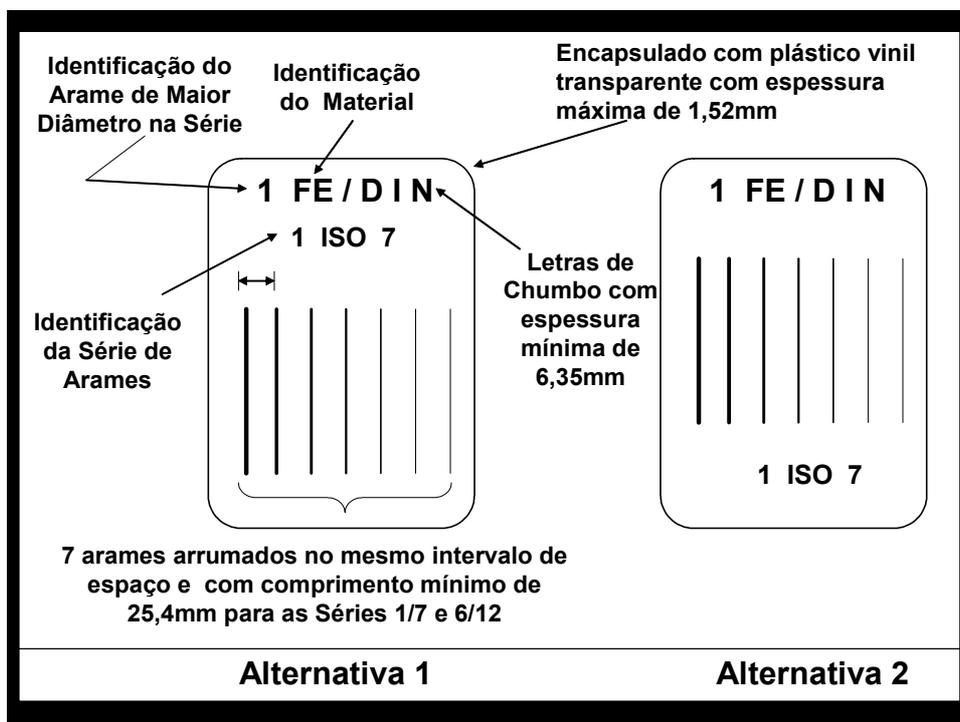


FIG. 2.2: Anatomia de um IQI de série 1/7, usado para inspeção de peças de aço (Fe-C), segundo a Norma DIN.

2.4.3 TIPO DE SOLDA

O tipo de solda influencia na escolha do IQI e na especificação do arame essencial. Existem dois tipos de solda, com reforço e sem reforço.

Solda com Reforço

Para escolha do IQI e conseqüentemente do arame essencial, deve-se considerar a espessura nominal da peça mais a espessura estimada do reforço, que não deve exceder a um limite máximo permitido. O cobre-junta (reforço acentuado da solda) é considerado como parte da espessura na seleção do IQI.

Solda sem Reforço

Para a escolha do IQI e do arame essencial deve-se considerar apenas a espessura nominal da peça. O cobre-junta (reforço discreto da solda) não é considerado como parte da espessura na seleção do IQI.

2.4.4 LOCALIZAÇÃO DO IQI NA PEÇA

O IQI deve ser colocado, sempre que possível, sobre a parede a ser examinada, que está voltada para a fonte de radiação, ou seja, sobre a parede que está do lado da fonte, exceto nos casos onde a configuração geométrica e/ou equipamento torne impraticável esse posicionamento manual. Desta forma, quando a junta for inacessível e não for possível o posicionamento do IQI do lado da fonte, então o IQI poderá ser posicionado do lado do filme, mas para isto, exige-se que a imagem radiográfica seja identificada através de uma letra "F" de chumbo com dimensões mínimas de 7 mm de altura e 1,5 mm de espessura, colocada sobre o filme durante a exposição.

2.4.5 LOCALIZAÇÃO DO IQI EM RELAÇÃO AO COMPRIMENTO DA SOLDA

O IQI deve estar posicionado no centro do filme e de soldas com extensão de até 127 mm, segundo a norma da API 1104. Para extensões de até 254 mm, o posicionamento deve estar de acordo com as normas ASME V e AWS D1.1 [19]. Já para soldas de maiores extensões, geralmente utilizam-se dois IQI em diferentes posições [20], como mostra a figura 2.3.

Exposição Simples para PD-VS e PS-VS		
Normas	Exposição Simples	Localização do IQI
API 1104	1 (um) IQI no centro do filme, para dimensões até 127mm	
AWS D1.1 ASME V	1 (um) IQI no centro do filme, para dimensões até 254mm	
AWS D1.1	2 (dois) IQI posicionados a 25,4mm de cada extremidade do filme, para dimensões até 431,8mm	
API 1104	1 (um) IQI posicionado a 25,4mm da extremidade do filme e 1 (um) no centro do comprimento do filme, para dimensões acima de 127mm até 431,8mm	
API 5 L ASME V	1 (um) IQI no centro do filme, para dimensões de 215,9mm até 431,8mm	

FIG. 2.3: Definição da localização do IQI, em relação ao comprimento da solda.

2.5 TÉCNICA RADIOGRÁFICA DE EXPOSIÇÃO

Segundo o código ASME, uma exposição deve ser realizada sempre que possível com a técnica de parede simples (PS) e somente quando não for possível usar essa técnica, é que se deve usar a técnica de parede dupla (PD), descritas a seguir.

2.5.1 PAREDE SIMPLES E VISTA SIMPLES – PS-VS

Na técnica radiográfica de parede simples com vista simples (PS-VS), a radiação atravessa apenas uma parede da peça e proporciona somente a imagem desta parede. Por isso, é chamada de técnica radiográfica de parede simples com vista simples (PS-VS). Esta técnica é aplicável, principalmente, para chapas com soldas e

com diferentes espessuras. As figuras 2.4 e 2.5 representam os possíveis esquemas desta técnica.

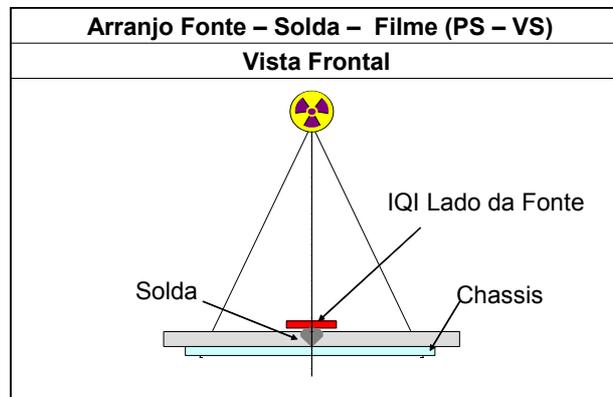


FIG. 2.4: Esquema para exposição PS – VS em soldas longitudinais.

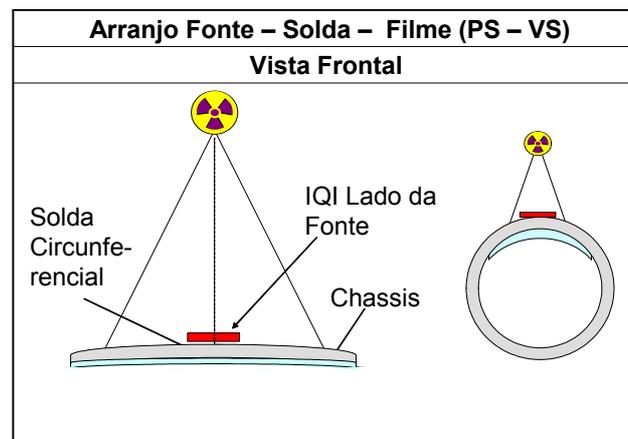
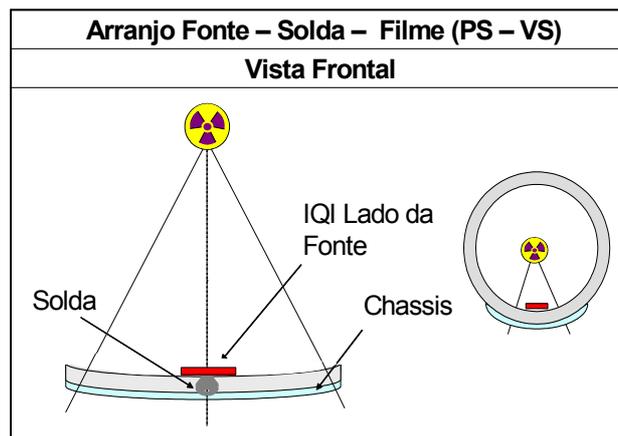


FIG. 2.5: Esquema para exposição PS – VS em soldas circunferenciais.

2.5.2 PAREDE DUPLA - PD

A técnica radiográfica de parede dupla pode ser realizada de duas formas distintas, com vista simples e com vista dupla, descritas a seguir.

2.5.2.1 VISTA SIMPLES – VS

Na técnica radiográfica de parede dupla com vista simples, a radiação atravessa duas paredes da peça, mas proporciona somente a imagem da parede mais próxima do filme para análise. Por isso, é chamada de técnica radiográfica parede dupla com vista simples (PD-VS). Esta técnica é aplicável para tubos com soldas longitudinais, com diâmetro externo maior que 88,90mm e diferentes espessuras, segundo a ASME [16]. A figura 2.6 representa o esquema desta técnica.

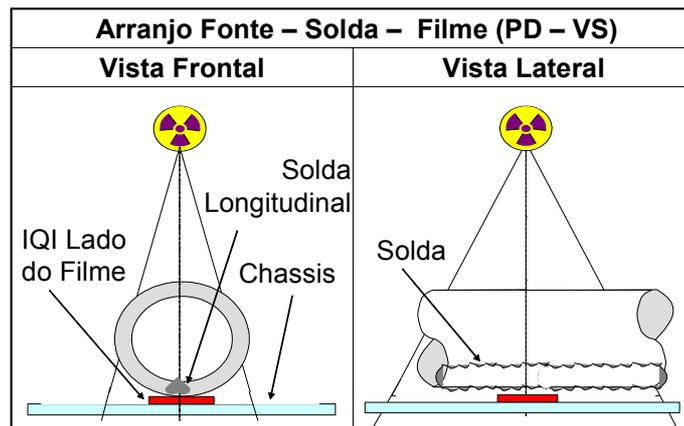


FIG. 2.6: Esquema para exposição PD – VS em soldas longitudinais.

2.5.2.2 VISTA DUPLA – VD

Na técnica radiográfica de parede dupla com vista dupla, a radiação atravessa duas paredes da peça e proporciona a imagem de ambas as paredes para análise. Por isso, é chamada de técnica radiográfica parede dupla com vista dupla (PD-VD). Esta técnica é aplicável para tubos com soldas circunferenciais, com diâmetro externo

até 88,90mm e com diferentes espessuras, segundo a ASME [16]. A figura 2.7 representa o esquema desta técnica.

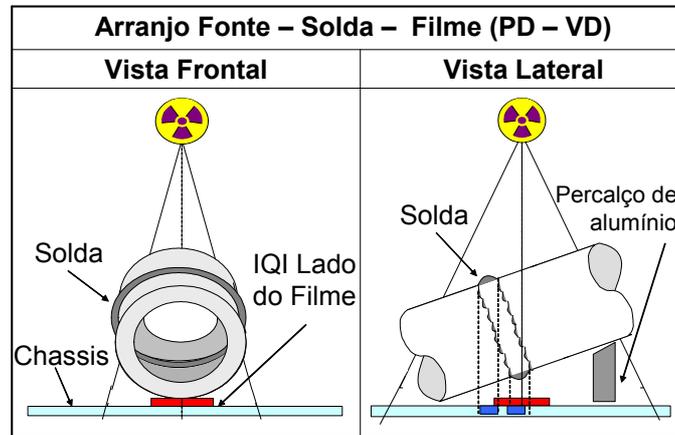


FIG. 2.7: Esquema para exposição PD – VD em soldas circunferenciais.

2.6 IMAGING PLATE

Para a radiografia industrial digital exige-se um receptor de imagem capaz de oferecer a mesma maleabilidade dos filmes, associado a uma unidade de digitalização, viabilizando também a inspeção de peças circunferenciais, o que é possível aplicando-se a técnica de radiografia computadorizada, também chamada de radiografia digital. Esta técnica utiliza uma placa de fósforo fotoestimulável tão maleável quanto o filme, como o receptor de imagem.

Há uma significativa diferença entre o fósforo usado na tela intensificadora, na radiografia convencional, e o fósforo fotoestimulável usado na digital. O fósforo da tela intensificadora é estimulado pelo feixe de raio X ou γ incidente, emitindo luz que interage imediatamente com o filme, formando a imagem. Por outro lado, o fósforo da placa fotoestimulável, na radiografia digital, absorve e armazena a energia do feixe de raio-X ou γ incidente por horas, dias e até mesmo semanas após a placa ter sido exposta [9].

Essa tela é submetida a uma unidade de leitura, que utiliza um laser para estimular a luz visível. Uma vez estimulada, a luz visível caminha por fibras óticas até um tubo fotomultiplicador responsável por ampliar o sinal eletrônico e é em seguida

quantificado por um conversor analógico-digital (ADC) [9]. Os sinais são quantificados na posição (x,y) correspondente à tela fotoestimulável e armazenados na memória do computador, para futura visualização e inspeção por um especialista.

2.6.1 FORMAÇÃO E LEITURA DA IMAGEM

O mecanismo de cintilação em materiais inorgânicos se baseia em níveis de energia dos elétrons na rede cristalina, como mostra a figura 2.8. Os elétrons se encontram normalmente ligados aos núcleos, em uma faixa de energia denominada banda de valência. A radiação ao interagir com o cristal eleva o nível de energia dos elétrons, tornando-os livres, na banda de condução, ou excitando-os, na banda de excitação, ultrapassando a faixa de energia que os separa da banda de valência, conhecida como banda proibida ou “gap”. Os elétrons tendem a retornar para seu estado fundamental, mas para isso, seria necessário liberar energia, no mínimo igual à energia do “gap”. No entanto, a produção de radiação eletromagnética neste processo é bastante ineficiente, sendo a energia normalmente liberada sob a forma de calor. Deste modo, torna-se necessária a introdução de impurezas ou elementos ativadores no cristal. Os ativadores criam níveis de energia dentro da banda proibida no cristal e defeitos, chamados de centros F e como possuem um potencial de ionização inferior ao cristal, perdem elétrons com menor energia.

Um conceito importante é o da eletronegatividade - ELTN dos átomos, pois quanto maior, também maior será o potencial de ionização deste átomo, ou seja, quanto maior for a capacidade de um átomo de atrair elétrons de outros átomos para si, maior será a energia necessária para ionizar esse átomo também, respectivamente.

As placas de fósforos fotoestimuláveis apresentam cerca de 85% de BaFBr e 15% de BaFI, chamados de fluorhaletos de bário, são sais de bário (Ba^+) formados com flúor (ELTN=4,0) e bromo (ELTN=2,8): $(FBr)^-$, ou com flúor e iodo (ELTN=2,5): $(FI)^-$, que pertencem à família dos halogênios. Os fluorhaletos de bário são ativados com uma pequena quantidade de európio (Eu, Z=63, ELTN=1,2) e têm as seguintes nomenclaturas: BaFBr:Eu e BaFI:Eu.

Quando a energia do raio X ou γ incide sobre a placa de fósforos, o principal composto, BaFBr, absorve a maior parte dessa energia e transfere para os átomos de európio, excitando seus elétrons. Os átomos de európio são oxidados, ou seja, perdem elétrons, devido aos menores potencial de ionização e eletronegatividade, e passam do estado fundamental divalente (Eu^{+2} : com dois prótons a mais em relação

aos elétrons) para o estado metaestável trivalente (Eu^{+3} : com três prótons a mais em relação aos elétrons). O elétron excitado do Eu se torna móvel e fica preso numa armadilha, chamada de centro F.

Durante uma exposição, cerca de bilhões (10^9) de elétrons podem ficar presos em centros F e permanecer por dias e até semanas, apenas com um pouco de perda de informação, por causa do tempo [9]. Assim, a quantidade de elétrons presos por unidade de área da placa é proporcional à intensidade de raio X ou γ incidente.

A luz vermelha do laser ao incidir sobre a placa é absorvida nos centros F e transferida para o elétron preso. Apesar da energia do fóton da luz vermelha ser menor que a energia dos fótons de luz azul e verde, o elétron preso ganha energia suficiente para ser excitado até a banda de condução, onde fica livre para retornar à banda de valência, devolvendo a energia cedida em forma de luz azul e verde. Desta forma, o európio metaestável trivalente (Eu^{+3}) retorna ao estado fundamental divalente (Eu^{+2}), como mostra a figura 2.8.

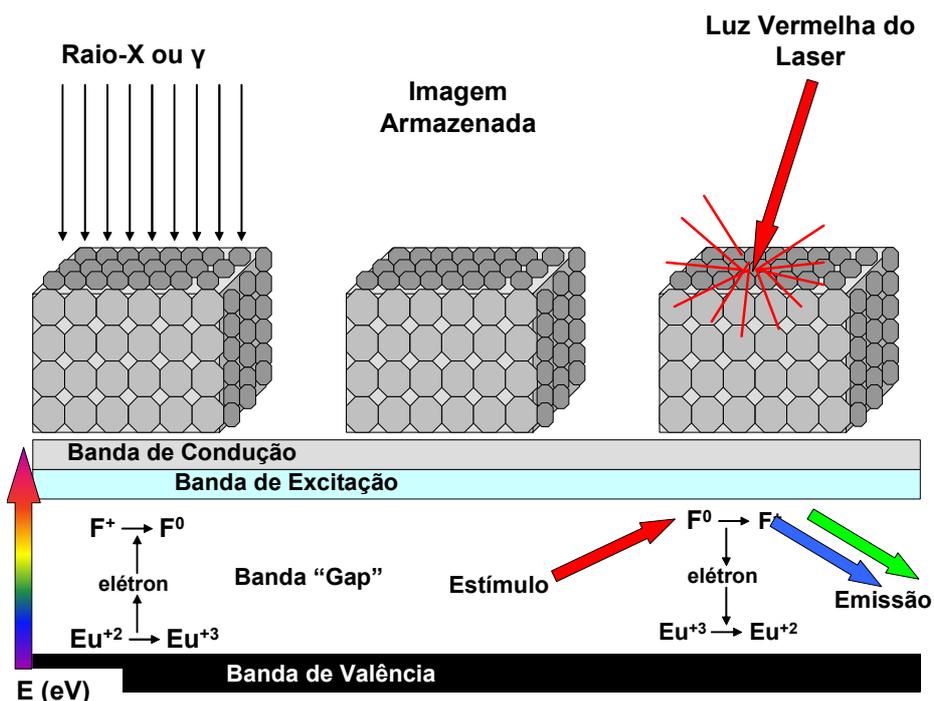


FIG. 2.8: Processo de exposição e leitura de um fósforo fotoestimulável.

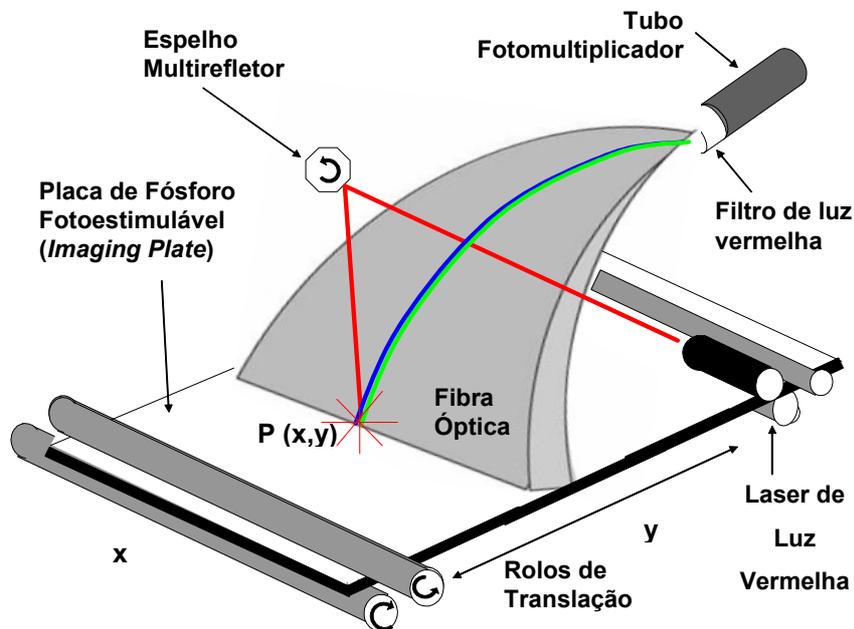
Uma leitura da placa de fósforo não libera todos os elétrons presos que formam a imagem. Inclusive, uma segunda e terceira leituras podem ser realizadas com apenas uma leve degradação. Por isso, para reutilizar a tela, é necessário que a placa seja

exposta a uma luz branca muito forte, fazendo com que todos os elétrons metaestáveis sejam convertidos em estáveis e esvaziando-se a maioria dos centros F [9].

2.6.2 UNIDADE LEITORA - DIGITALIZAÇÃO

O Imaging Plate é um aparelho que converte a informação analógica da placa de fósforos fotoestimuláveis em um sinal eletrônico, através de um conversor analógico-digital - ADC.

A figura 2.9 mostra o esquema de leitura em um equipamento de Imaging Plate. A placa é puxada verticalmente para dentro da unidade de leitura, onde um feixe de luz vermelha faz uma varredura da placa horizontalmente, lendo uma linha de cada vez [9], ponto a ponto no eixo das abscissas. Cada ponto da placa lido corresponde a uma localização (x, y) na imagem formada. A leitura de cada linha é realizada com o auxílio de um espelho multirefletor, que gira rotacionalmente, fazendo com que o laser incida sobre cada posição do eixo das abscissas. Ao fim de cada linha, a placa é transladada no sentido do eixo das ordenadas e o processo de leitura se repete linha após linha.



Quando o feixe de laser vermelho incide sobre um ponto qualquer da placa, a energia presa proporcional a intensidade do feixe de raio X ou γ é liberada através da emissão de luz azul e verde. Essas luzes são conduzidas por um tubo de fibra óptica

até um tubo fotomultiplicador [9]. Um filtro que favorece somente a passagem de luz verde e azul é colocado em frente ao tubo fotomultiplicador, para eliminar a detecção de luz vermelha espalhada do laser.

A função básica do tubo fotomultiplicador é coletar fótons na ordem de centenas e transformá-los em pulsos de corrente elétrica correspondentes, sem adicionar uma grande quantidade de ruídos aleatórios. A maioria dos tubos fotomultiplicadores realiza essa amplificação de maneira muito linear, gerando um pulso que permanece proporcional ao número de fótons originais [21 e 22].

O sinal eletrônico produzido pelo tubo fotomultiplicador é quantificado por um ADC e armazenado na memória de um computador. Assim, para cada posição (x,y) é determinado um valor da escala de cinza correspondente ao sinal e a imagem bidimensional $I(x,y)$ pode então ser apresentada num monitor. As principais vantagens do sistema Imaging Plate é o maior intervalo dinâmico de tons de cinza e sua linearidade, em relação aos filmes, como mostra a figura 2.10.

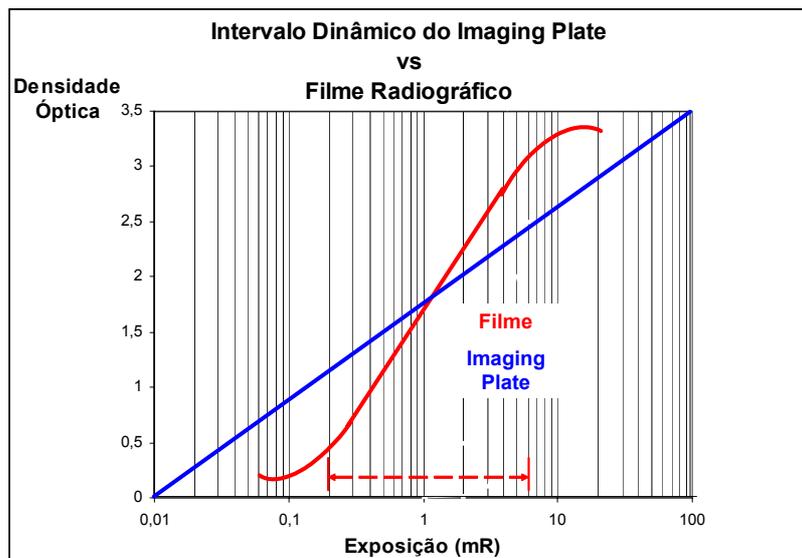


FIG. 2.10: Intervalo dinâmico do Imaging Plate e do filme em função da exposição.

2.7 FATORES DO SISTEMA QUE INFLUENCIAM A QUALIDADE DA IMAGEM DIGITAL

Os fatores mais comuns que influenciam a qualidade da imagem durante a etapa de aquisição são: as especificações técnicas do sistema Imaging Plate, o tipo da placa de fósforo fotoestimulável, a profundidade, a resolução espacial e a função transferência de modulação (MTF). Alguns desses fatores são independentes dos outros, mas existem alguns como a resolução espacial e a função transferência de modulação que não podem ser tratadas de forma independente.

2.7.1 ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO IMAGING PLATE

Os equipamentos de Imaging Plate são fabricados com as seguintes especificações técnicas: dimensões de 73 cm x 45 cm x 141 cm, pesam cerca de 210 kg, operam em temperaturas de 15° à 30°C e em umidade de 15 – 75 % [23].

2.7.2 PLACAS DE FÓSFOROS FOTOESTIMULÁVEIS

As placas têm dimensões de 35 cm x 43 cm, 20 cm x 25 cm e 15 cm x 30 cm [23 e 24]. A estrutura da placa é similar à do filme radiográfico [24] e consta basicamente de duas partes: a base e a emulsão. As placas têm duas camadas de emulsão, uma em cada face da placa e entre elas encontra-se a base.

A base é o suporte da placa. Sua função é proporcionar robustez à estrutura, para que se possa depositar sobre ela a emulsão. Apesar de ser robusta, a placa é totalmente flexível para facilitar sua manipulação. Já a emulsão é a camada principal da placa. É o material com o qual o raio X ou γ interage. É composta por partículas de fósforos fotoestimuláveis, em forma de grãos e por último, há uma camada protetora da superfície em cada lado da placa, para evitar a degradação física da placa, por agentes físicos, como arranhões e pressão.

São fabricados dois tipos de placas de fósforos, uma para uso geral, chamada de placa GP (General Plate) e outra para uso específico chamada de HR (High Resolution). As placas HR são capazes de gerar imagens com qualidade superior à qualidade das placas GP. Os principais fatores que contribuem para essa diferença são a composição e as espessuras das placas de fósforos. A placa GP tem uma camada de fósforos com 300 μm de espessura, enquanto que a placa HR tem 150 μm de espessura. A camada de fósforos mais fina, da placa HR, diminui a probabilidade de espalhamento de luz vermelha do laser, devido a interação entre o laser e a placa

ocorrer num intervalo menor de tempo e dentro de uma camada de menor espessura, fazendo com que o processo de leitura seja mais rápido, quando comparado a uma placa de maior espessura. No entanto, segundo os fabricantes, a placa HR necessita quase do dobro de tempo que a placa GP leva para formar a imagem, durante a exposição radiográfica. Já a placa GP, oferece maior probabilidade de espalhamento da luz vermelha do laser, pois parte dessa luz incidente pode sofrer espalhamento dentro da camada de $300 \mu m$ e por causa dessa espessura o processo de leitura é mais demorado. Quando a luz do laser sofre o espalhamento, os elétrons presos nos centros F, que carregam informação útil, deixam de ser estimulados e a informação não é devidamente quantificada.

Um outro fator é o tamanho das partículas de fósforo que são menores na placa HR, com cerca de 4 a $5 \mu m$, e nas placas GP são quase o dobro, cerca de 8 a $10 \mu m$. As partículas menores também formam grãos menores na placa HR, gerando níveis mais baixos de brilho e contraste na imagem adquirida. Enquanto que as partículas maiores também formam grãos maiores na placa GP, gerando níveis mais altos de brilho e contraste na imagem adquirida.

2.7.3 A IMAGEM DIGITAL

A imagem digital é representada por uma matriz de intensidades, onde cada célula da matriz corresponde a uma posição em relação ao eixo das abscissas e das ordenadas (x,y) . Cada célula é representada por uma intensidade que está compreendida dentro de um intervalo de tons. Uma imagem digital monocromática refere-se à função bidimensional de intensidade da luz $f(x,y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor f em qualquer ponto (x,y) é proporcional ao brilho (ou **níveis de cinza**) da imagem naquele ponto. A quantidade de intensidade atribuída a cada célula indica o brilho naquela posição, esse brilho varia desde o preto até o branco e é representado por um número que é armazenado pelo computador. Para imagens coloridas, com padrão RGB (red, green e blue), cada posição é representada por três intensidades de brilho, a do vermelho, a do verde e a do azul, como mostra a figura 2.11, variando desde sua intensidade mínima até a máxima.

A figura 2.11 mostra uma imagem, de FILHO [25], que é na verdade uma matriz de números. Cada célula da matriz da imagem se denomina **pixel** (uma contração da expressão inglesa *picture element*). Desta forma, esta matriz constitui-se num mapa que reproduz a imagem pixel a pixel.

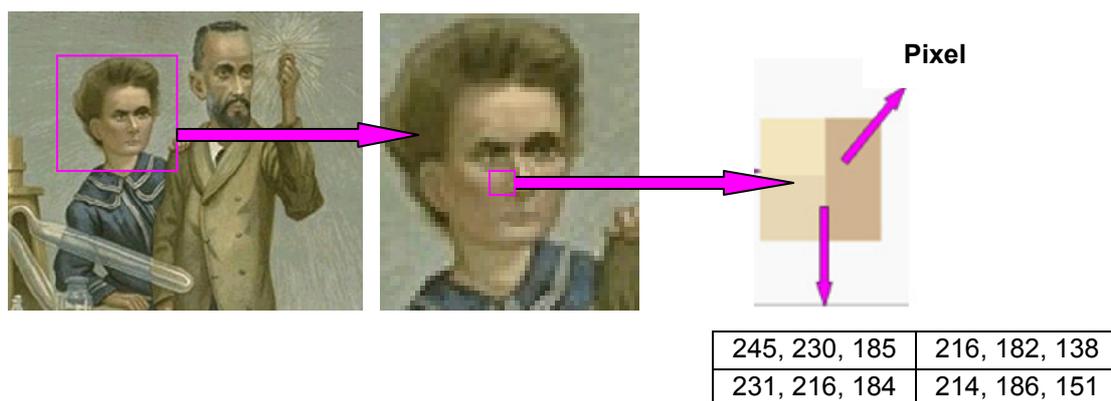


FIG. 2.11: A imagem digital.

2.7.3.1 RESOLUÇÃO ESPACIAL E PROFUNDIDADE

A resolução espacial ou simplesmente resolução consiste no tamanho da matriz da imagem digital. A resolução pode ser representada pela quantidade de pontos por polegada, do inglês *dpi* (dots per inch), e por isso descreve a capacidade máxima de discriminação de dois pontos na imagem digital. Ou, simplesmente pode ser representada pelo tamanho da matriz.

A profundidade, resolução espectral ou quantização de uma imagem digital consiste no número máximo de intensidades que esta imagem pode apresentar. Quando o intervalo tonal é pequeno, as intensidades são mais bem definidas, mais gradativa é a escala de intensidade e representada por um maior número de intensidades. Já no caso contrário, quando o intervalo tonal é muito grande, as intensidades são grosseiramente definidas, menos gradativa é a mudança de tons e a escala é representada por um número menor de intensidades [26]. Desta forma, uma imagem digital é dita binária, quando apresenta apenas duas intensidades, cada pixel utiliza apenas 1 bit/Byte, ou seja, $2^1 = 2$ tons de cinza, o branco (1) e o preto (0). Uma profundidade de 8 bits/Byte = 2^8 gera 256 tons de cinza, de 10 bits/Byte = 2^{10} gera 1.024 tons de cinza. Equipamentos médicos com profundidade de 16 bits/Byte = 2^{16} são capazes de gerar 65.536 tons de cinza.

A resolução espectral do osso humano observada é de aproximadamente 2^5 , o equivalente a cerca de 32 tons de cinza, desde o branco até o negro absoluto. Enquanto que a do feixe de raios X que é transmitido pelo paciente é superior a 2^{10} (1.024 tons de cinza) [26]. Apesar de não ser possível visualizar diretamente este intervalo, porque o olho humano só é capaz de distinguir cerca de 56 tons [25], um quantizador (ADC) é capaz de interpretar seu conteúdo de informação e o computador

de o armazenar. Quanto maior for a profundidade, maior será a escala de cinzas representativa da imagem, cujos limites são os valores máximo e mínimo de intensidade de raio X ou γ , que chega ao sistema receptor de imagem. Portanto, um aumento na profundidade melhora a resolução do contraste ainda que o olho humano não seja capaz de ver [27].

A figura 2.12 [27], apresenta quatro imagens digitais, com diferentes resoluções e profundidades, obtidas a partir da fotografia da Lena, tradicionalmente utilizada em livros de PDI. Pode-se observar a variação de resolução entre imagens da direita e da esquerda, as da direita têm maior resolução (512 x 512 pixels) do que as da esquerda (128 x 128 pixels). Da mesma forma, a profundidade varia entre as imagens de cima e as de baixo, as imagens de baixo apresentam maior profundidade (256 tons de cinza) do que as de cima (4 tons de cinza). A imagem, que apresenta maior resolução espacial e profundidade, é facilmente percebida como a de melhor qualidade.



FIG. 2.12: Resolução e profundidade.

Os equipamentos de Imaging Plate apresentam uma profundidade de no mínimo 12 bits/Byte, equivalente a uma escala tonal com $2^{12} = 4.096$ tons de cinza [23 e 24].

A resolução espacial da imagem depende da capacidade do sistema Imaging Plate em reproduzir objetos muito pequenos. A resolução espacial do sistema Imaging Plate é determinada por três fatores principais, o tamanho do ponto focal do laser, o

tamanho dos grãos da placa de fósforo fotoestimulável e a função transferência de modulação - MTF. De modo que, um equipamento com ponto focal pequeno é capaz de oferecer maior resolução espacial à imagem. Já com ponto focal maior, essa capacidade diminui e oferece menor resolução espacial à imagem. Os equipamentos comerciais são fabricados com pontos focais de laser padrões de 100 μm e 50 μm [23 e 24].

A **resolução espacial de endereçamento** – SR do pixel é representada pelo tamanho da matriz da imagem e representa o tamanho físico do pixel. Por exemplo, imagens de uma placa, com dimensões de 15cm x 30cm, adquiridas com os pontos focais de 100 μm e 50 μm , apresentam resoluções espaciais de endereçamento de 1.500 pixels x 3.000 pixels e 3.000 pixels x 6.000 pixels, respectivamente.

A **resolução espacial do sistema** – SR_L é representada pelo tamanho real dos menores objetos discerníveis, com contraste, na imagem e não depende apenas do tamanho físico do pixel. A luz emitida pelo pixel apresenta um perfil gaussiano, com níveis de intensidade de luz mínimos nas extremidades e máximo no centro do pixel. Esse comportamento impossibilita a percepção de um espaço suficiente e ideal, de baixos níveis de luz, entre pixels vizinhos, de mesma intensidade. Por isso, os pixels resolvíveis são pequenos objetos e têm freqüentemente menor resolução espacial do que a resolução espacial de endereçamento do pixel [14]. Assim, a resolução espacial de endereçamento do pixel sempre é limitada pelo comportamento gaussiano dos pixels e por outros fatores importantes envolvidos no sistema de detecção.

A SR_L do sistema digital pode ser medida através de um IQI de fios duplos, que avalia a função transferência de modulação – MTF do sinal amostrado, durante a digitalização. Portanto, a SR_L pode ser definida como:

$$SR_L = \frac{1}{2 \times MTF|_{20\%}} \quad (1)$$

Onde $MTF|_{20\%}$ é a resolução espacial obtida através da função transferência de modulação a 20% do seu valor máximo.

A composição, espessura e tamanho dos grãos também influenciam a resolução espacial do sistema. De modo, que a informação sobre a composição das placas não é de domínio público e científico, mas é um segredo de seus fabricantes. Placas, de fósforo fotoestimulável, apresentam maiores espessuras quando são formadas por grãos maiores. Essas placas são mais suscetíveis ao espalhamento da luz vermelha do laser, promovendo conseqüentemente, a quantificação inadequada de elétrons que

carregam informações sobre a integridade da peça, diminuindo ainda mais, a resolução espacial do sistema.

2.7.3.2 FUNÇÃO TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

A função transferência de modulação – MTF descreve a eficiência de digitalização dos sinais e pode ser entendida, de uma forma geral, como a capacidade do sistema em reproduzir estruturas pequenas e muito próximas, com contraste suficiente, para que seja possível distinguir uma estrutura da outra, na imagem. Representa um parâmetro de medida importante para imagens de filmes digitalizados. No entanto, não é considerada como um fator crítico para imagens digitais, porque o processamento digital – PDI permite alcançar a MTF desejada, quando a proporção sinal/ruído - SNR é suficiente. A figura 2.13 é um exemplo de imagens com SNR=1, com muito ruído, e mostra o impacto de diferentes MTF sobre a imagem.

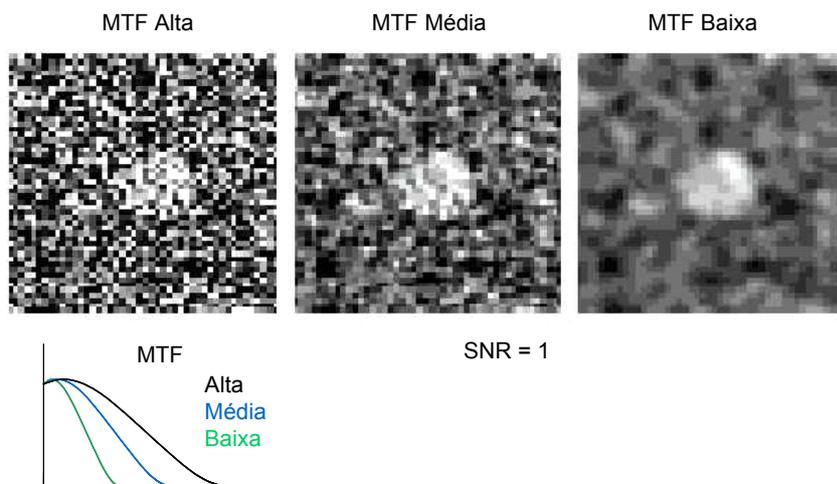


FIG. 2.13: Impacto da MTF na visibilidade de objetos em imagens com muito ruído [24].

Devido ao efeito gaussiano dos pixels, a resolução espacial do sistema deve ser estimada através da avaliação da MTF. Para isso, pode ser usado um indicador de qualidade de imagem - IQI de pares de linhas, também chamado de fios duplos. Esse IQI é formado por um conjunto de fios duplos paralelos organizados em ordem decrescente de diâmetro e de espaço, onde cada par representa uma medida de pares de linhas por milímetro (pl/mm). O IQI deve ter uma resolução máxima de 20 pl/mm e mínima de 0,5 pl/mm, como é apresentado na figura 2.14, e deve ser

posicionado no centro e na direção vertical do filme [16], como é apresentado na figura 2.14.



FIG. 2.14: IQI de fios duplos de 0,5 pl/mm à 20 pl/mm.

Segundo a norma ASME, um sistema apresenta alta resolução espacial quando é capaz de resolver na imagem padrão ASME, 14 pl/mm [16] e aplicando-se a Eq.1 é possível obter a resolução espacial limitante igual a $35 \mu\text{m}/\text{pixel}$. Já uma resolução espacial de 2 pl/mm, pode levar a um pixel com $300 \mu\text{m}$ de tamanho e para radiografias nucleares, um sistema deve ser capaz de resolver um padrão de 7 pl/mm para sistemas digitalizados com um ponto focal de $70 \mu\text{m}$ de tamanho, ou pelo menos 5 pl/mm para pontos focais até $100 \mu\text{m}$.

2.7.3.3 BRILHO E CONTRASTE

O brilho e o contraste são características da imagem facilmente percebidas pela visão humana. Uma imagem formada predominantemente por pixels com tons de cinza altos, valores próximos a 255 (branco), numa escala com 256 tons de cinza, é percebida como uma imagem clara, ou seja, de alto brilho. Já uma imagem que contém predominantemente pixels com tons de cinza próximos a 0 (preto), é considerada uma imagem escura, ou seja, de baixo brilho. Da mesma forma, quando uma imagem apresenta pixels com uma grande variação de tons de cinza no espaço, isto corresponde a regiões de alta derivada espacial, e a imagem é percebida como de alto contraste. Em contrapartida, uma imagem que apresenta pequena variação de tons de cinza no espaço, que corresponde a regiões de baixa derivada espacial, é percebida como de baixo contraste.

Uma imagem digital, também é chamada de imagem discreta, porque é uma representação matemática de uma imagem real e por isso, características como brilho e contraste podem ser descritas matematicamente.

Dada uma imagem $f(x,y)$ de dimensões $X \times Y$, o número total de pixels da

imagem é representado por n e pode ser obtido como:

$$n = X \cdot Y \quad (2)$$

O brilho da imagem pode ser definido então, como a média dos tons de cinza de todos os pixels da imagem. O brilho de uma imagem $f(x, y)$ de dimensão $X \times Y$ é definido como:

$$B = \frac{1}{n} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{x=0}^{X-1} f(x, y) \quad (3)$$

onde n é o número total de pixels da imagem $f(x, y)$.

O contraste de uma imagem digital pode ser definido como o desvio padrão dos tons de cinza de todos os pixels da imagem [29]. Portanto, quanto mais o histograma de uma imagem apresentar pontos de máximo, bem definidos, ou seja, com uma resolução acurada, melhor é o contraste da imagem. Já no caso contrário, quando o histograma de uma imagem apresentar pontos de máximo muito largos, isto indica pior resolução e conseqüentemente menor é o contraste da imagem. Dada uma imagem $f(x, y)$ de dimensão $X \times Y$, seu contraste é definido como:

$$C = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{x=0}^{X-1} [f(x, y) - B]^2} \quad (4)$$

onde B é o brilho da imagem $f(x, y)$, calculado de acordo com a equação 3; e n é o número total de pixels.

2.7.3.4 HISTOGRAMA

O histograma de uma imagem fornece informação útil para se fazer realce e uma análise da imagem. O histograma de uma imagem monocromática revela a distribuição estatística dos níveis de cinza da imagem. É representado por um gráfico que fornece o número de pixels na imagem para cada nível de cinza. Dada uma imagem monocromática $f(x, y)$ de dimensão $X \times Y$, seu histograma é definido pela função:

$$p(r) = \frac{n_r}{n} \quad (5)$$

onde r representa os níveis de cinza, e pode variar de 0 a 255, de 0 a 1.023, de 0 a 2.047, ou ainda de 0 a 4.095; e n_r é o número de pixels com o tom de cinza r ; e n é o número total de pixels da imagem $f(x, y)$.

A figura 2.15, processada no software IMAGE TOOL 3.0 [28], de domínio público, apresenta seu histograma, onde a escala de cinza é o eixo das abscissas e a estatística de ocorrência dos níveis de cinza na imagem é o eixo das ordenadas.

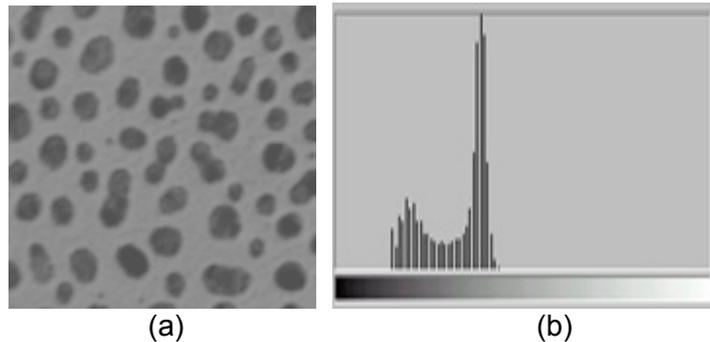


FIG. 2.15: (a) Imagem adaptada do IMAGE TOOL 3.0; (b) histograma da imagem.

O histograma fornece uma descrição global da aparência da imagem, através dele é possível perceber se a imagem é clara, escura, de alto contraste, ou até mesmo de baixo contraste. No entanto, o histograma não fornece nenhuma informação sobre o conteúdo da imagem [29]. Inclusive, pode-se sugerir comparar os histogramas de imagens que têm o mesmo conteúdo, mas em distintas posições, como mostra a figura 2.16.

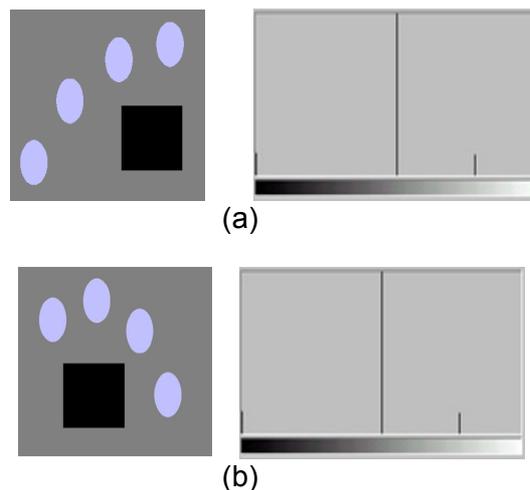


FIG.2.16: Comparação de histogramas: (a) e (b) Imagens diferentes com mesmo conteúdo apresentam histogramas idênticos.

A partir da definição de histograma, pode-se reescrever as equações 3 e 4 que definem, respectivamente, as propriedades de brilho (B) e contraste (C), para uma escala de 256 tons de cinza. Assim:

$$B = \sum_{r=0}^{255} r \cdot p(r) ; \quad (6)$$

$$C = \sqrt{\sum_{r=0}^{255} [r - B]^2 \cdot p(r)} \quad (7)$$

A figura 2.17 mostra quatro imagens ao lado de seus respectivos histogramas, para uma escala de 256 tons de cinza. Trata-se obviamente da mesma imagem, adaptada do IMAGE TOOL 3.0, que é apresentada aqui com diferentes níveis de brilho e contraste para fins de comparação.

As imagens mostradas na figura 2.17-a, na figura 2.17-b e na figura 2.17-c têm mesmo nível de contraste e diferentes níveis de brilho. Como pode ser visto nestas figuras, ambos os histogramas têm a mesma forma e largura, mas o da figura 2.17-b está deslocado para a direita em relação ao da figura 2.17-a, ou seja, onde apresenta maior média, o que implica maior brilho na imagem da figura 2.17-b. E o histograma da figura 2.17-c está deslocado para a esquerda em relação ao da figura 2.17-a, apresenta menor média e conseqüentemente menor brilho que a figura 2.17-a e que a figura 2.17-b.

Já quando se compara a imagem da figura 2.17-b com a figura 2.17-d, percebe-se que têm o mesmo nível de brilho, mas diferentes níveis de contraste. Como se pode observar, os histogramas têm forma semelhante e mesma média, porém o histograma da figura 2.17-d é mais largo, denotando o maior contraste desta imagem.

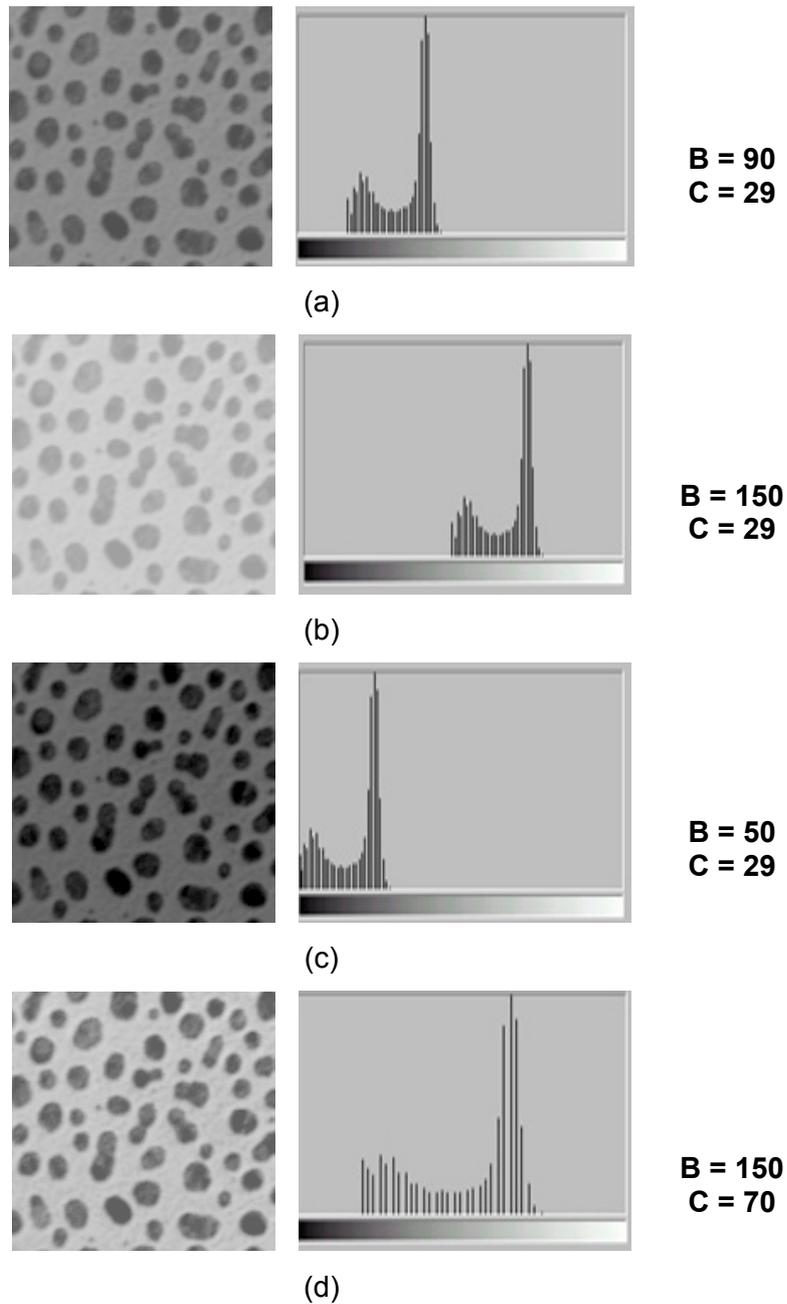


FIG. 2.17: Brilho e contraste.

Embora o histograma forneça uma descrição global da imagem que nada diz sobre seu conteúdo, sua forma constitui-se em informação crucial para o processamento digital da imagem – PDI [29].

2.8 CONTROLE DE QUALIDADE NA VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS DIGITAIS

Os fatores que influenciam a qualidade da imagem durante a etapa de visualização são: o monitor, a luz ambiente da sala de laudo, a habilidade do observador, e o software de visualização e processamento digital.

A qualidade da imagem determinada pelo monitor envolve dois processos específicos e distintos, a Certificação de Qualidade (Quality Assurance – QA) e o Controle de Qualidade (Quality Control – QC) [1]. A certificação de qualidade - QA é realizada pelo fabricante do monitor e tem o objetivo de detectar variações em alguns parâmetros, antes que sejam comercializados com um desempenho problemático. O controle de qualidade – QC é um sub-processo de QA, onde são realizados testes para verificar o nível de desempenho do monitor.

2.8.1 QUALIDADE DO MONITOR

Todo monitor destinado à visualização de imagens radiológicas, para laudo, deve passar pelo processo QA antes de ser efetivamente usado, a fim de se ter um limite de desempenho especificado e assegurado para cada parâmetro físico e então, a partir de sua comercialização, deve ser realizado periodicamente o processo QC, para avaliar se os níveis dos parâmetros físicos estão variando significativamente em relação aos que foram assegurados pelo QA. A tendência é que o desempenho dos monitores diminua gradativamente com o tempo de uso.

No processo QA, os parâmetros físicos de caracterização do monitor são: nível de luminância máxima, resolução espacial, profundidade da escala tonal, cromaticidade (colorido ou branco e preto), taxa de reanimação (Hz) e de acordo com seu fabricante, classificação e modelo. Embora, existam laboratórios equipados para realizarem a caracterização (QA), esse processo é complicado, demorado e economicamente custoso para ser tomado como uma medida de rotina, para a garantia de qualidade dos monitores já em uso. O contrário ocorre no processo QC, pois os testes são simples, para que possam ser realizados freqüentemente, sem a necessidade de pessoas altamente qualificadas e usando-se equipamentos economicamente baratos [14].

2.8.1.1 MONITOR DE TUBO DE RAIOS CATÓDICOS – CRT

Os monitores de tubo de raios catódicos – CRT oferecem melhor desempenho e níveis mais altos de confiança, no uso comum, do que os demais tipos de monitores [12]. Embora tecnologias mais modernas, como o monitor tela plana de cristal líquido (LCD) e de plasma, sejam desenvolvidas para competir com os monitores CRT, ainda assim o monitor CRT apresenta vantagens sobre essas alternativas, permitindo a visualização da tela em ângulos de até 180° e a capacidade de produzir até 10.000 ($cd \cdot m^{-2}$) de luminância máxima [13].

Os monitores CRT monocromáticos são os mais indicados para o diagnóstico médico, pois oferecem maiores níveis de luminância e resolução espacial. Um monitor CRT colorido usa três tipos de luz que formam o sistema RGB (red, green e blue) que correspondem aos três tipos de fósforos usados na tela do monitor. Os pixels do sistema RGB são somados para produzir a luz branca e quando isso ocorre, as telas são influenciadas por uma penumbra que reduz a luminância (brilho) e o contraste da imagem. No entanto, esse efeito pode ser corrigido nos monitores coloridos, através da aplicação de uma ferramenta, do software de visualização e processamento da imagem, chamada tabela de cores (Look Up Table - LUT), que aumenta o contraste da imagem [1]. A ferramenta LUT é apresentada na seção 2.8.5.2.1.

Os monitores CRT são formados por diversas partes, incluindo um tubo de vidro, um feixe de elétrons, uma grade de controle do feixe, aceleração de eletrodos, seções de focalização e deflexão, uma camada de fósforo na tela de apresentação da imagem (display) e uma tela de vidro para conter um alto vácuo e para proteção [30].

2.8.2 CONTROLE DE QUALIDADE DOS MONITORES

Os parâmetros físicos controlados no processo QC são: luminância máxima, uniformidade espacial e estabilidade temporal da luminância, valor gama (γ), geometria e resolução espacial, em função do tempo de uso. No entanto, o processo de QC considera duas áreas principais: a luminância ($cd \cdot m^{-2}$) e a definição de bordas determinada pela resolução espacial. A luminância pode ser medida frequentemente com o uso de um fotômetro, enquanto que, a resolução espacial pode ser estimada através de testes padrões digitais.

Diversos testes padrões digitais estão disponíveis para a comunidade científica [1], mas apenas os quatro mais usados são descritos a seguir.

(1) O teste padrão digital mais usado é o da Society of Motion Picture and Television Engineers – SMPTE, figura 2.18. Esse teste inclui uma escala de cinza

dividida em 11 faixas tonais, variando de 0% à 100% em intervalos de 10% e é apresentado sob um fundo que equivale a faixa de 50% da escala de cinza. A resolução espacial é avaliada através de um conjunto de linhas. A geometria e artefatos da imagem podem ser estimados visualizando-se o conjunto de linhas;

(2) O segundo teste padrão é conhecido como teste de Briggs. Este teste foi desenvolvido por Stewart Briggs do Boeing Aerospace, mas que também pode ser utilizado para imagens médicas. É formado por um conjunto de regiões, onde cada região é formada por dois blocos com diferentes intensidades, cada bloco possui 17 objetos de investigação que estão organizados em ordem decrescente de tamanho. As regiões são classificadas conforme seja possível a visualização dos objetos de investigação. No entanto, esse método é menos indicado por ser considerado subjetivo;

(3) O terceiro teste é formado por uma escala de cinza contínua e está disponível pelo Brigham and Women's Hospital Medical Image Perception Lab. O teste padrão digital, mostrado na figura 2.19, não deve ter uma aparência característica de círculos concêntricos durante o processo de visualização, pois quando isso ocorre, é um indicativo global de que o monitor não está funcionando dentro de suas especificações técnicas;

(4) O quarto teste padrão digital está sendo desenvolvido pela Clínica Mayo. Neste teste, o observador avalia três grupo de oito imagens, onde cada imagem é formada por um arranjo de 4 áreas limitadas, cada área contém um objeto alvo em uma das quatro localizações, superior esquerdo e direito, inferior esquerdo e direito. A tarefa do observador é registrar a localização de cada alvo. Esse método é menos indicado por consumir muito tempo para a avaliação do monitor.

Como o teste padrão digital SMPTE tem sido o mais usado em pesquisas recentes, para avaliação de monitores destinados ao laudo médico, então aspectos importantes do processo QC, usando esse teste são descritos a seguir.

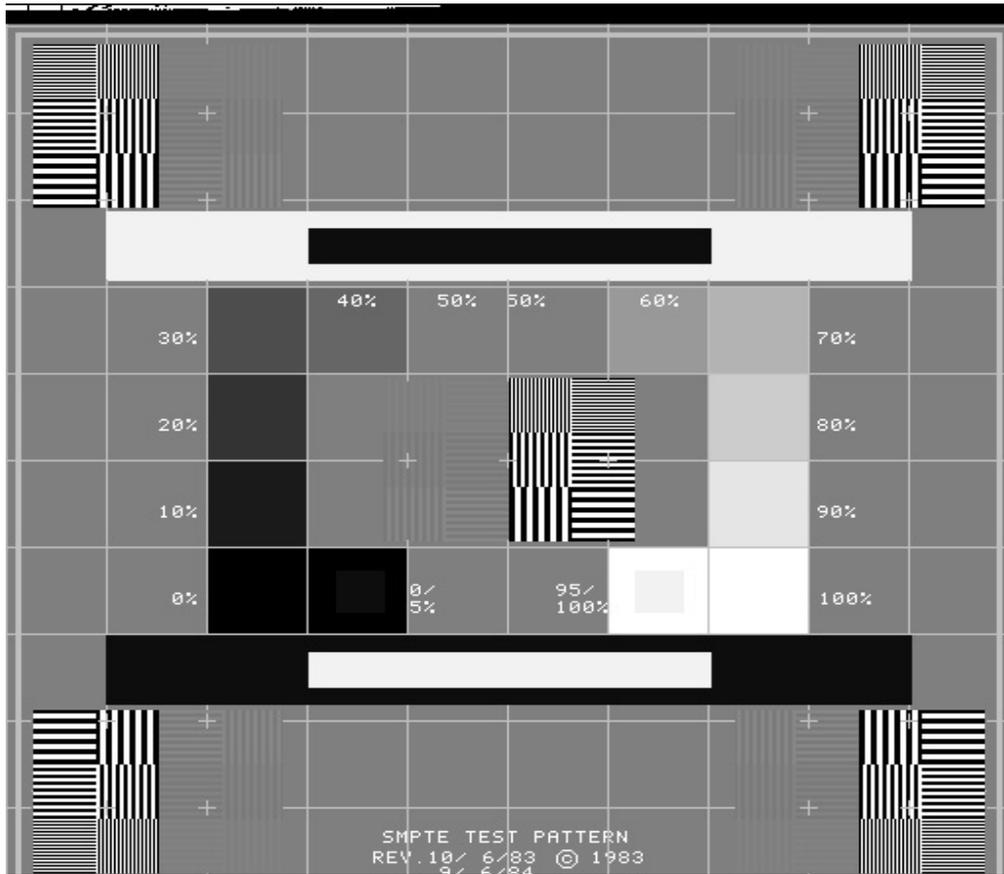


FIG. 2.18: Teste padrão SMPTE.

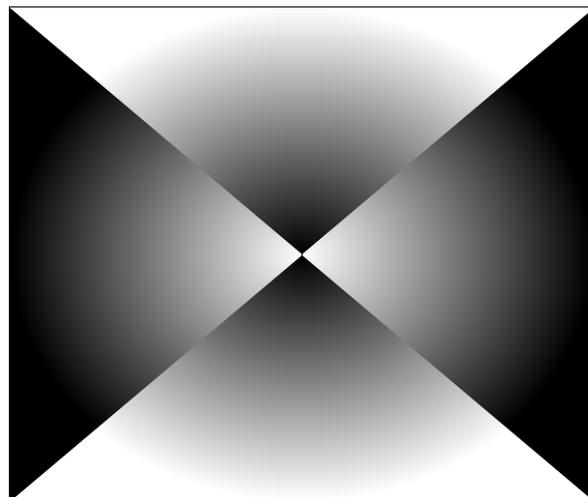


FIG. 2.19: Teste padrão de Brigham and Women's Hospital Medical Image Perception Lab.

2.8.2.1 PREPARO DO MONITOR

Para que o processo QC, dos parâmetros físicos do monitor, seja realizado usando-se o teste padrão SMPTE é importante que o monitor seja preparado. A primeira medida é certificar que o monitor esteja limpo e aquecido. As marcas de dedos e sujeiras devem ser removidas da tela do monitor para evitar uma possível diminuição de luminância de saída, o monitor CRT deve ser ligado no mínimo 2h antes da aplicação dos testes, pois quando um monitor é ligado após ter permanecido desligado por muitas horas, sua luminância de saída pode ser instável, levando de 2h a 6h para alcançar um aquecimento adequado e a estabilização da luminância [31]. Esse procedimento não é necessário para os monitores LCD.

2.8.2.2 BRILHO E CONTRASTE

O primeiro procedimento que deve ser realizado é o ajuste do brilho e do contraste dos monitores. De acordo com alguns artigos [32-36], esse ajuste é melhor realizado com o teste padrão SMPTE. Quando os quadrados menores de 5% e 95% são discerníveis sobre os quadrados maiores do fundo, com 0% e 100% da escala de cinza, respectivamente, indica que o contraste está adequado. Deve-se ajustar o brilho para o nível máximo possível, mesmo que os quadrados menores sejam vistos com uma leve mancha [14]. No entanto, a luminância de saída medida sobre o quadrado de 100% da escala de cinza não deve exceder a luminância máxima especificada pelo fabricante do monitor, a área escura em volta do teste padrão não deve ser facilmente distinguível das outras bordas da tela e as áreas brilhantes não devem estar fora de foco ou borradas, pois se algum desses casos ocorre, o brilho e possivelmente o contraste precisam ser reduzidos.

Embora esse teste mostre o contraste apenas nos extremos da escala de cinza, o contraste entre os dois extremos é geralmente uma função linear [14] e indica que o contraste entre tons medianos da escala, por exemplo entre 45% e 50% ou entre 50% e 55%, também é adequado.

O ajuste do brilho e do contraste são os dois valores mais fáceis de serem mudados num monitor e já que exercem influência sobre a qualidade da imagem, devem ser ajustados semanalmente [33]. A seção 2.8.5.2.1 apresenta a operação de normalização sobre a imagem, para expansão do contraste, através da manipulação do brilho e contraste.

2.8.2.3 LUMINÂNCIA MÁXIMA

O termo luminância máxima é empregado pelos usuários de monitores CRT e não representa a luminância máxima que o monitor pode gerar, mas representa o nível mais alto de luminância que o monitor é capaz de manter em operação [12].

A luminância é a medida de luz emitida de uma superfície com um pequeno ângulo sólido, geralmente de 6°. A unidade da luminância é o **nit** (*candela/m²*).

É um parâmetro importante no processo QA/QC, porque afeta diretamente o desempenho e percepção do observador. Krupinski et al [10] compararam o desempenho de observadores, utilizando dois monitores, um com luminância de 490nits (*candela/m²*) e outro com luminância de 280nits (*candela/m²*). Os resultados mostraram que apesar de não terem sido encontradas diferenças significativas no desempenho de detecção, o tempo de visualização usando-se o monitor de 280nits foi estatisticamente maior, devido à luminância inferior.

As variações de luminância máxima ocorrem devido a alterações no catodo termoiônico do feixe de elétrons, no interior do monitor, ou devido a ajustes pouco apropriados do brilho e contraste [37], e ainda não existe um limite padrão definido para a luminância máxima de monitores CRT, empregados na medicina. Contudo, o American College of Radiology – ACR estabeleceu um limite inferior de 171,3 nits (*candela/m²*) e a American Association of Physicists in Medicine – AAPM estabeleceu uma faixa de 100 a 300 nits (*candela/m²*) (tabela 2.5) .

A luminância pode ser medida no centro do quadrado da escala de cinza de 100%, do teste padrão SMPTE, ampliado para que preencha toda a área de visualização ou sobre um campo uniforme com o nível de 100% da escala de cinza, através de um aparelho chamado fotômetro. Se o valor da luminância medida é muito diferente do valor especificado pelo fabricante, então o brilho e o contraste devem ser reajustados [14]. Como não existe uma uniformidade espacial da luminância, de modo que se obtenha resultados exatamente repetitivos em qualquer ponto da tela, a luminância deveria ser medida na mesma posição da tela, mas como isso é impraticável, então alguma variação nas medidas já é esperada. Deve ser observado se são percebidas variações no decorrer do monitoramento e se exercem influência sobre a percepção visual do observador. Esse teste deve ser realizado mensalmente para detectar alguma degradação do desempenho do monitor.

2.8.2.4 ESTABILIDADE TEMPORAL DA LUMINÂNCIA

O objetivo do teste de estabilidade temporal da luminância é determinar a variação da luminância de saída em função do tempo.

Para realizar o teste da estabilidade temporal da luminância, o quadrado da escala de cinza de 100%, do teste padrão SMPTE, deve ser ampliado para que preencha toda a área de visualização ou deve ser apresentado um campo uniforme com o nível de 100% da escala de cinza, ou seja, uma tela branca e em seguida, medidas de luminância devem ser tomadas.

Uma leitura da luminância, no centro da tela deve ser imediatamente realizada após a tela branca ser apresentada, e também a cada 5 segundos nos primeiros 30 segundos e a cada 10 segundos durante 30 segundos seguintes [14]. Se a luminância aumenta ou diminui drasticamente em função do tempo, o monitor deve ser reavaliado pelo fabricante.

Como este parâmetro não varia comumente mês a mês, então é recomendado um teste trimestral [14 e 15]. Deve ser observado se os monitores atingem o nível de luminância máximo após os 60 segundos de monitoramento.

2.8.2.5 UNIFORMIDADE ESPACIAL DA LUMINÂNCIA

A não uniformidade espacial da luminância se refere à variação da luminância de saída em função do espaço, ou seja, de sua localização na tela. É comum ocorrerem pequenas variações na luminância entre um ponto e outro, na tela [38], devido às inevitáveis variações na camada de fósforo, usada na tela do monitor.

O teste da uniformidade espacial da luminância é realizado sobre o quadrado da escala de cinza de 100%, do teste padrão SMPTE, ampliado para que preencha toda a área de visualização ou sobre um campo uniforme com o nível de 100% da escala de cinza. A tela deve ser dividida numa matriz imaginária de 3 x 3 ou preferivelmente 4 x 4 de dimensão. Em seguida, a luminância de saída de cada quadrado imaginário deve ser medida e registrada. No entanto, a tela deve ser criteriosamente examinada e tomadas medidas adicionais de pontos óbvios mais brilhantes e mais escuros, e por último calculado o coeficiente de variação das medidas.

O coeficiente de variação [38] para uma amostra pode ser definido a partir das seguintes equações:

$$\text{Média da amostra: } \bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n} \quad (8)$$

$$\text{Variância da amostra: } S^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1} \quad (9)$$

$$\text{Desvio Padrão da amostra: } S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1}} \quad (10)$$

$$\text{Coeficiente de Variação: } V = \frac{S}{\bar{X}} \times 100\% \quad (11)$$

onde X_i é o valor da medida da luminância na posição i , que varia de 1 a 16, para uma matriz imaginária 4 x 4; n é o número total das medidas de luminância.

O valor ideal do coeficiente de variação é 0%, mas um coeficiente de variação de 10% não é visivelmente perceptível e corresponde a um intervalo de 25% na escala de cinza do teste padrão SMPTE [14]. A American Association of Physicists in Medicine – AAPM estabeleceu um limite de 30% para o coeficiente de variação, como pode ser observado na tabela 2.5 [15], assim como limites para outros parâmetros foram estabelecidos por outros órgãos internacionais.

TAB. 2.5: Manuais publicados sobre os parâmetros de visualização da imagem digital em salas de laudos.

Manual	Luminância Máxima ($cd.m^{-2}$)	Uniformidade Espacial da Luminância (%)	Estabilidade Temporal da Luminância	Valor Gama	Varição da Geometria	Luz Ambiente (lux)
AAPM (2003)	100 - 300	< 30%	*	*	< 2%	*
ACR (1998)	171,3	*	*	*	*	*
WHO (1982)	*	*	*	*	*	≤ 100
CEC (1997)	*	*	*	*	*	≤ 50

Onde: AAPM – American Association of Physicists in Medicine;
 ACR – American College of Radiology;
 WHO – World Health Organization;
 CEC – Comissão de European Communities;
 * - Indica que nenhum padrão estava disponível.

A uniformidade também pode ser definida como uma porcentagem do desvio máximo de luminância ou brilho [39]:

$$\text{Porcentagem do Desvio Máximo de Luminância} = \frac{C_{m\acute{a}x} - C_{m\acute{i}n}}{C_{m\acute{a}x} + C_{m\acute{i}n}} \times 100\% \quad (12)$$

Onde $C_{m\acute{a}x}$ é o valor mais alto da luminância de saída medido e $C_{m\acute{i}n}$ é o menor valor da luminância de saída medido. Valores muito altos devem ser investigados através do processo de caracterização dos monitores.

Uma avaliação trimestral é suficiente para esse parâmetro.

2.8.2.6 VALOR GAMA

A luminância (brilho) emitida por um pixel num monitor CRT não é diretamente proporcional aos valores da escala de cinza do teste padrão SMPTE [40], mas depende do contraste do monitor, que é determinado pelo valor gama, definido pela relação entre o brilho do monitor e os valores da escala de cinza (G) do teste SMPTE [15]:

$$B^* \propto G^* \quad (13)$$

$$\log(B^*) = \gamma \cdot \log(G^*) + C^* \quad (14)$$

onde C^* é uma constante do monitor e γ é o valor gama, do contraste do monitor. O valor gama pode ser encontrado através da medida da luminância de saída do centro de cada um dos 11 quadrados da escala de cinza (0% a 100%), do teste padrão SMPTE. Em seguida, calcula-se o melhor ajuste da reta com a inclinação gama para o logaritmo dos valores de luminância e dos valores da escala de cinza.

Para aumentar a exatidão das medidas, cada quadrado da escala de cinza deve ser ampliado para que preencha toda a área da tela e tomadas as medidas no centro da tela, preferivelmente no mesmo local.

Uma vez que o valor gama seja determinado num monitor, esse valor deve ser comparado com valores obtidos anteriormente e ainda com valores gama de outros monitores, da mesma sala de laudo. Grandes variações do valor gama de um monitor devem ser investigados e realizado ajuste de brilho e contraste. Por isso, esse teste deve ser realizado semanalmente.

2.8.2.7 GEOMETRIA

A geometria do campo de visualização refere-se à posição dos pixels na tela. Quando os pixels não são mostrados em suas devidas posições, a imagem apresenta uma forma distorcida. Existem muitos tipos de distorções da geometria, mas as mais conhecidas são as do tipo “almofada de alfinete” e “barril”. A distorção “almofada de alfinete” ocorre quando um ou mais lados da imagem estão encurvados de dentro para fora da imagem. Enquanto que na distorção “barril”, os lados estão encurvados de fora para dentro da imagem, como mostra a figura 2.20.

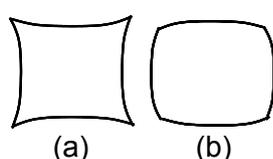


FIG. 2.20: Distorções geométricas: (a) “almofada de alfinete” e (b) “barril”.

Para avaliar a geometria do campo de visualização, a grade de fundo do teste padrão SMPTE deve ser examinado a uma distância de um metro. Deve ser observado se as linhas parecem retas ou se o campo apresenta distorção do tipo “almofada de alfinete” ou “barril”. A geometria é medida como uma proporção entre a altura e largura, medidos no centro do teste padrão SMPTE. O valor resultante deve ser o mais próximo de 1,0 [14].

Uma avaliação mensal é suficiente para esse parâmetro.

2.8.2.8 RESOLUÇÃO ESPACIAL

A resolução espacial de um monitor determina a capacidade de discernir pequenos objetos contíguos numa imagem. Essa resolução espacial é diferente da resolução espacial de endereçamento do pixel na matriz da imagem. Pode ser medida através da frequência de resposta do olho humano ao estimar a função de transferência do contraste de um monitor [32], mas esse teste exige diversas medidas de diversos observadores e não seria prático para ser implantado num procedimento de rotina. Por causa dessas desvantagens, o método qualitativo do teste padrão SMPTE pode ser aplicado, examinando a definição das bordas do conjunto de linhas paralelas na direção horizontal e vertical. Se as transições entre as áreas escuras e claras da grade

de linhas são discerníveis, então a grade é julgada resolvível e possui bordas definidas, do contrário é julgada não resolvível e possui bordas mal definidas.

As grades de linhas estão localizadas no centro do teste padrão SMPTE e nos quatro cantos. Cada grade deve ser examinada a uma distância de 40 cm [15]. No entanto, o modelo de teste fornecido pelo teste padrão SMPTE é considerado inadequado, pois numa recente pesquisa [15] todos os pares de linhas por milímetro (pl/mm) foram claramente visualizados pelos observadores, em todos os monitores. Por isso, outro teste deve ser proposto [14], com um maior número de pl/mm para avaliar a resolução espacial e contraste do monitor [15]. Devido a sua importância, esse parâmetro deve ser avaliado mensalmente.

2.8.3 INFLUÊNCIA DA LUZ AMBIENTE DA SALA DE LAUDO:

A iluminância é a medida da luz ambiente numa sala, mas também pode ser definida como a luz que incide sobre uma superfície. A unidade de medida da iluminância é o lux (1 foot-candela \approx 10,764 lux).

A luz ambiente incidente sobre a tela do monitor, influencia na visualização dos objetos da imagem, pois pode ser refletida de forma espiculada ou difusa, diminuindo a percepção do contraste da imagem [1].

A iluminância pode variar sob a influência da luz ambiente, assim como varia sob influência da luz natural. Por exemplo, a luz produzida pelo sol, num dia ensolarado, gera cerca de 10^5 lux. Num dia nublado gera cerca de 10^3 lux, ao entardecer gera cerca de 10^1 lux e a luz da lua gera cerca de 10^{-1} lux. Uma típica sala de escritório deve ter de 75-100 lux e uma sala para leitura de radiografias, também chamada de sala de laudos, deve ter de 2 – 25 lux [1]. As salas de laudo devem ter o menor nível de iluminância possível e compensar essa ausência de iluminação com fontes de luz indireta, para produzir um ambiente de visualização apropriado para os monitores. A luz indireta é a luz que não incide diretamente sobre a tela dos monitores, evitando o efeito de luz refletida, espiculada ou difusa.

A World Health Organization – WHO e a Comissão of European Communities – CEC especificaram limites de luz ambiente de ≤ 100 lux a 30 cm e ≤ 50 lux a um metro do monitor CRT, respectivamente, para salas de laudo médico [41 e 42] (tabela 2.5).

2.8.4 INFLUÊNCIA DA HABILIDADE DO OBSERVADOR E ESTATÍSTICA

Os observadores desempenham um papel tão importante quanto o processo de caracterização dos monitores (QA), na cadeia de eventos que determinam a qualidade da imagem [1]. Os erros e diferenças no desempenho do observador não dependem exclusivamente de fatores técnicos, da etapa de aquisição e do processo de controle de qualidade, mas dependem também de fatores cognitivos e perceptivos do observador [10]. Um teste estatístico chamado de Teste de Homogeneidade, que utiliza uma tabela de contingência 2 x 2, pode avaliar o desempenho dos observadores sobre um método, de modo que o excelente desempenho dos observadores pode validar um método proposto [38].

A menor tabela de contingência consiste de duas linhas e duas colunas e é conhecida como sendo 2 x 2 (tabela 2.6). Os graus de liberdade (ν) para as tabelas 2 x 2 são: $(2 - 1) \cdot (2 - 1) = 1$. Existem três tipos de tabelas de contingência 2 x 2, chamados de Categoria 1 ou Teste de Dicotomia Dupla, Categoria 2 ou Teste de Homogeneidade e Categoria 3 ou Distribuição Hipergeométrica.

A tabela de contingência 2 x 2 apresenta a seguinte forma:

TAB.2.6: Contingência 2 x 2.

f_{11}	f_{12}	L_1
f_{21}	f_{22}	L_2
C_1	C_2	n

Onde f_{ij} é a freqüência observada na linha i e coluna j ; L_i é o total de freqüência na linha i ; C_j é o total de freqüência na coluna j ; n é o número total de observações.

A categoria mais interessante para ser aplicada nesse trabalho é a do Teste de Homogeneidade. Nesse teste, duas freqüências totais são fixadas, em uma das margens da tabela 2 x 2, pode ser tanto o total de freqüências de linhas, quanto de colunas e representam amostras randômicas de duas populações independentes. Os totais da freqüência da colunas ou das linhas fixados representam tamanhos de amostras de duas populações e a hipótese nula (H_0) é aquela em que não há diferença entre proporções nas populações. Se por exemplo os totais das freqüências das colunas são fixados, então há o interesse em saber se as proporções das

observações contidas nas duas células da coluna 1 são significativamente diferentes das proporções nas correspondentes células da coluna 2.

Para se fazer a análise da tabela de contingência 2 x 2 e aplicar o Teste da Homogeneidade, é importante fazer uma correção da continuidade, para evitar erros associados. A correção da continuidade estima a diferença absoluta entre as freqüências esperadas. Para isso, compara a menor freqüência (f_{ij}) com as suas freqüências totais correspondentes, de modo que, uma vez identificada a menor freqüência (f_{ij}) na tabela 2 x 2, identifica-se a freqüência total na margem da coluna (C_j) que corresponde a m_1 e a freqüência total na margem da linha (L_i) que corresponde a m_2 .

$$\hat{f} = \frac{m_1 \cdot m_2}{n} \quad (15)$$

Então a diferença absoluta entre as freqüências esperadas (\hat{f}) e suas freqüências correspondentes observadas na tabela 2 x 2 é:

$$d = |f - \hat{f}| \quad (16)$$

Se $f \leq 2\hat{f}$, então define-se D como igual ao maior número múltiplo de 0,5, que é $< d$.
 Se $f > 2\hat{f}$, então define-se $D = d - 0,5$.

O teste do Qui-Quadrado (χ^2) deve ser realizado para verificar se há uma diferença entre as freqüências observadas e as esperadas, de modo que a hipótese nula seja aceita ou rejeitada.

$$\chi^2 = \frac{n^2 \cdot D^2}{L_1 \cdot L_2 \cdot C_1 \cdot C_2} \quad (17)$$

Os valores calculados de χ^2 são comparados com os tabelados, para um determinado nível de confiança, mais comumente usado 95%, e para os graus de liberdade da tabela. Se o valor calculado, com as freqüências observadas e a correção da continuidade, for superior aos valores críticos da distribuição de χ^2 tabelados, então a hipótese nula deve ser rejeitada.

2.8.5 INFLUÊNCIA DO SOFTWARE DE VISUALIZAÇÃO

As vantagens do uso de monitores para visualização sobre os filmes radiográficos, são devido às ferramentas de PDI disponíveis pelo software. Através do Processamento Digital de Imagens – PDI é possível manipular o brilho e contraste da imagem, aplicar filtros para diminuição de ruídos e realce de bordas, reconhecer automaticamente regiões de interesse específico e separar ou agrupar regiões de interesse específico [1 e 10]. Essas tarefas estão divididas no PDI, numa seqüência lógica em três níveis de igual importância: o pré-processamento, com operações pontuais de mapeamento linear e não-linear e com operações locais; o processamento, com a segmentação; e o pós-processamento, com operações lógicas e morfológicas, respectivamente. Essas operações são aplicadas sobre a imagem para tornar seus detalhes mais visíveis e interpretáveis. Devido a sua importância, a técnica de PDI é apresentada a seguir.

2.8.5.1 PRÉ-PROCESSAMENTO

O objetivo da etapa de pré-processamento é melhorar a imagem, corrigindo defeitos presentes que foram gerados durante a etapa de aquisição. A correção dos defeitos aumenta a probabilidade de obter sucesso nas etapas posteriores. Essa etapa envolve tipicamente técnicas de realce de contraste, remoção de ruído, manipulação de brilho e contraste, correção de iluminação irregular e detecção de bordas.

Os métodos de aquisição da imagem e os defeitos deles decorrentes são muito variados, e tão mais variados são os procedimentos empregados para corrigi-los. Da mesma forma, os detalhes que se deseja realçar podem ser muitos. Por isso, existem diversos procedimentos característicos da etapa de pré-processamento, onde cada um desses procedimentos é em geral específico para uma situação [43].

Os procedimentos da etapa de pré-processamento podem ser realizados em dois domínios, no domínio das freqüências e no domínio do espaço real. Os procedimentos realizados no domínio das freqüências são feitos através da modificação da imagem original pela transformada de Fourier, de onde se obtém um mapa dos sinais periódicos da imagem original, isto é, um mapa das altas freqüências, e após a aplicação dos procedimentos de pré-processamento diretamente sobre as freqüências, modifica-se novamente a imagem, já pré-processada, através da transformada inversa de Fourier. Quando no domínio das freqüências, cada pixel de uma imagem, com 256 tons de cinza, é representado por um número complexo que

ocupa 8 bytes. Os procedimentos realizados no domínio do espaço real são geralmente mais empregados, porque são menos custosos computacionalmente, visto que para uma imagem com 256 tons de cinza, cada pixel ocupa apenas 1 byte. Para imagens com tons de cinza de alta qualidade, no estudo de densitometria, cada pixel ocupa 2 bytes e para imagens coloridas cada pixel ocupa 3 bytes, um byte para cada cor básica (verde, azul e vermelho) [44].

Os procedimentos de pré-processamento no domínio do espaço real são realizados através de operações matemáticas que operam diretamente sobre os pixels das imagens. Essas operações podem ser divididas em quatro tipos principais:

- (i) pontuais;
- (ii) entre imagens;
- (iii) locais; e
- (iv) geométricas.

As operações pontuais são feitas ponto-a-ponto, onde a intensidade de cada pixel na imagem de saída depende única e exclusivamente da intensidade de seu correspondente na imagem de entrada e da função que modifica as intensidades da imagem de entrada.

As operações entre imagens são realizadas quando uma operação matemática é feita entre os pixels de duas ou mais imagens de entrada para gerar uma imagem de saída.

As operações locais ou por filtragem são feitas entre a imagem de entrada e um filtro espacial, conhecido como *kernel*, quando este é aplicado sobre uma vizinhança da imagem para gerar a imagem de saída.

As operações geométricas são realizadas com imagens que precisam sofrer interpolação para efeito 3D e estão com distorções rotacionais e de translação.

2.8.5.2 OPERAÇÕES PONTUAIS

Operações pontuais são operações onde para cada tom de cinza na imagem de entrada é retornado um único tom de cinza na imagem de saída. As operações pontuais podem ser definidas de acordo com a seguinte expressão:

$$g(x, y) = M[f(x, y)] \quad (18)$$

onde $f(x, y)$ é a imagem de entrada, $g(x, y)$ é a imagem de saída, (x, y) são as coordenadas dos pixels nas imagens e M é a função transformação que designa a operação.

As coordenadas de uma imagem de dimensão 5×5 , podem ser melhor entendidas observando-se a figura 2.21, onde o pixel central tem coordenada (x, y) . As coordenadas no eixo x crescem da esquerda para a direita e no eixo y , crescem de cima para baixo.

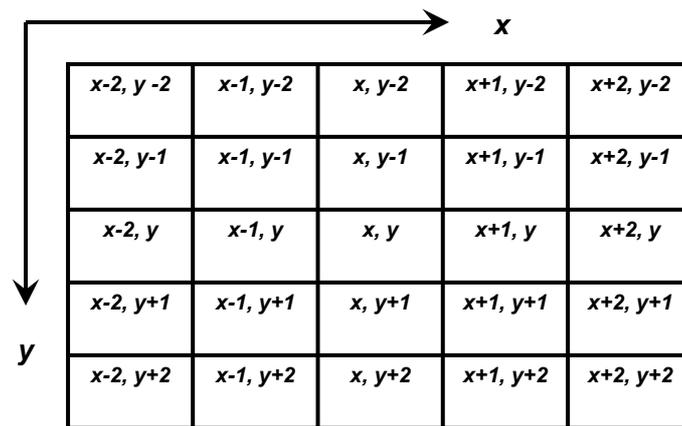


FIG. 2.21: Coordenadas de uma imagem bidimensional de dimensão 5×5 .

A função transformação M mapeia um tom de cinza s na imagem de saída $g(x, y)$ para cada tom de cinza r da imagem de entrada $f(x, y)$. Desta forma, a função transformação M é chamada função de mapeamento, o que faz com que as operações pontuais também sejam chamadas de operações de mapeamento [45].

Assim cada pixel com tom de cinza r na imagem de entrada $f(x, y)$ recebe o tom de cinza s na imagem de saída $g(x, y)$, de modo que as operações pontuais podem ser expressas, de forma mais simples, como:

$$s = M(r) \tag{19}$$

onde M é a função de mapeamento e r e s representam, respectivamente, os tons de cinza na imagem de entrada $f(x, y)$ e na imagem de saída $g(x, y)$.

A função de mapeamento de uma operação pontual pode ser linear ou não-linear. Uma função de mapeamento linear modifica o brilho e o contraste de uma imagem, sem alterar muito a forma de seu histograma. Como foi visto na figura 2.17, na seção 2.7.3.4, uma manipulação de brilho, em função de um mapeamento linear, apenas

provoca um deslocamento lateral do histograma e uma manipulação de contraste modifica sua largura. No entanto, as funções de mapeamento não-lineares alteram mais acentuadamente a forma do histograma da imagem, modificando prioritariamente alguma região do histograma ou visando dar a ele uma determinada forma, como será apresentado na seção 2.8.5.2.2.

2.8.5.2.1 MAPEAMENTO LINEAR

Uma generalização da função de mapeamento linear pode ser feita utilizando-se a equação da reta:

$$s = a \cdot r + l \quad (20)$$

onde a é o coeficiente angular e l é o coeficiente linear. O coeficiente linear afeta somente o brilho da imagem, um valor positivo faz o brilho aumentar, um valor negativo o reduz. O coeficiente angular afeta, conjuntamente, o brilho e o contraste da imagem. Ao se aplicar uma função de mapeamento linear numa dada imagem de entrada $f(x, y)$ para obter uma imagem de saída $g(x, y)$, com coeficiente linear igual a zero e com inclinação de 45° , onde o coeficiente angular dessa função é obtido pela tangente da inclinação e portanto, é igual a 1, a expressão que representa essa função pode ser escrita como:

$$s = r \quad (21)$$

A figura 2.22 [43], mostra como uma operação de mapeamento linear com coeficiente angular igual a 1 e coeficiente linear nulo age sobre uma imagem e seu histograma. Nesta situação, pode-se notar que os histogramas e as imagens são iguais.

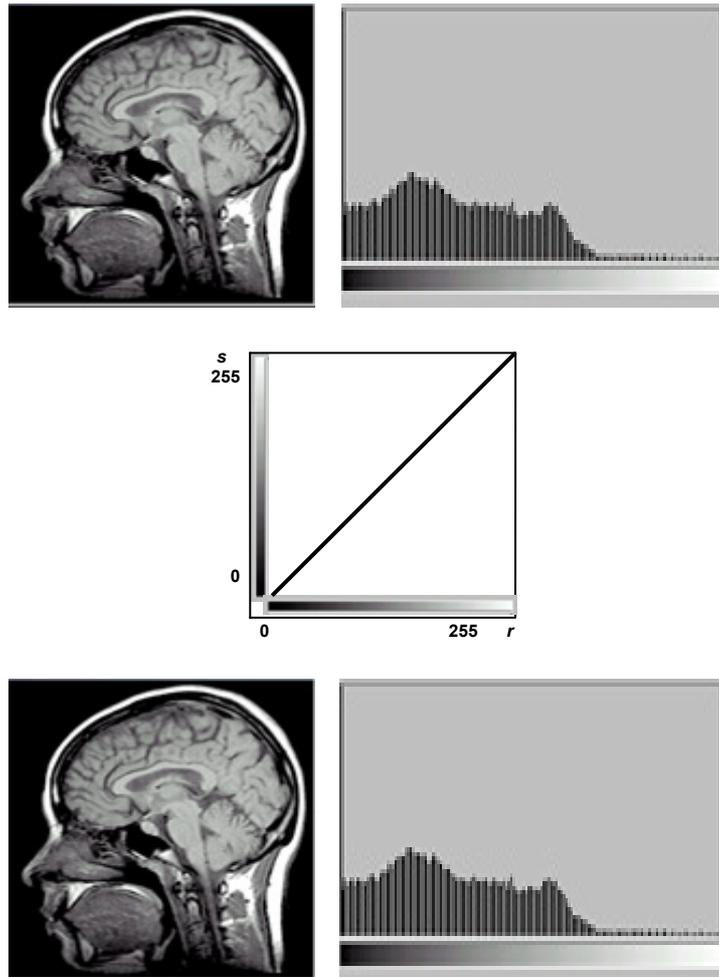


FIG. 2.22: Comparação de duas imagens e seus histogramas após uma operação de mapeamento linear [43].

Quando o coeficiente angular for igual a 1 e o coeficiente linear for maior que 1 ou negativo, a função de mapeamento apenas se deslocará para cima ou para baixo e provocará uma saturação de pixels brancos e pretos, nesses casos, o brilho aumenta e diminui, respectivamente [43].

Exemplos muito comuns de operações com função de mapeamento linear são as operações de expansão e redução de contraste e brilho. A operação de expansão de contraste e brilho mapeia os tons de cinza de médio a claro. Por exemplo, considerando uma escala com 256 tons de cinza, uma imagem de entrada, cujo histograma está compreendido desde 0 até uma intensidade média de 150, ao ser mapeada pela função apresentada na figura 2.23, passará a apresentar pixels mais claros, na imagem de saída. Isto ocorre quando o coeficiente angular é maior que 1 e o coeficiente linear é igual a 0. A expressão que representa essa função pode ser

escrita como:

$$s = a \cdot r \quad ; \quad a > 1 \quad ; \quad l = 0 \quad (22)$$

A figura 2.23 mostra a função de mapeamento da operação de expansão de contraste e brilho.

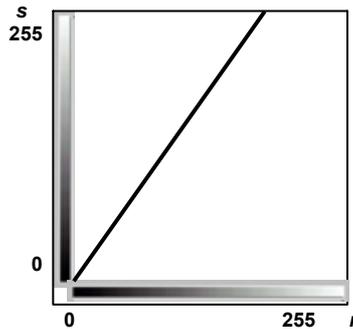


FIG. 2.23: Função de mapeamento linear para expansão de brilho e contraste.

A operação de redução de contraste e brilho mapeia os tons de cinza de claros à mais escuros. Isto pode ser ilustrado, quando se tem uma imagem, cujo histograma varia de 0 a 255, que ao ser mapeada pela função apresentada na figura 2.24 passará a apresentar pixels mais escuros, na imagem de saída. Isto ocorre quando o coeficiente angular for menor do que 1 e o coeficiente linear igual a 0, ambos, brilho e contraste, diminuem [43].

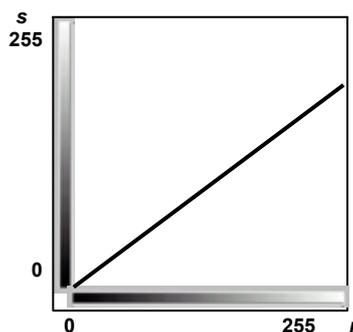


FIG. 2.24: Função de mapeamento linear para redução de brilho e contraste.

Uma outra função que pode ser usada para a redução de contraste e brilho, quando uma imagem, cujo histograma varia de 0 a 255, ao ser mapeada pela função apresentada na figura 2.25 [43], passará a apresentar pixels tanto menos escuros

quanto menos claros, na imagem de saída. Isto ocorre quando o coeficiente angular é menor que 1 e o coeficiente linear é maior que 1, caso em que tanto o brilho como o contraste diminuem [43]. A expressão que representa essa função pode ser escrita como:

$$s = a \cdot r + l \quad ; \quad a < 1 \quad ; \quad l > 1 \quad (23)$$

Uma operação de redução de contraste e brilho é representada na figura 2.25, onde se podem comparar os histogramas da imagem original e modificada, e notar uma contração do histograma da imagem de saída, denotando menor brilho e contraste, bem como uma maior quantidade de pixels dentro desse novo intervalo tonal.

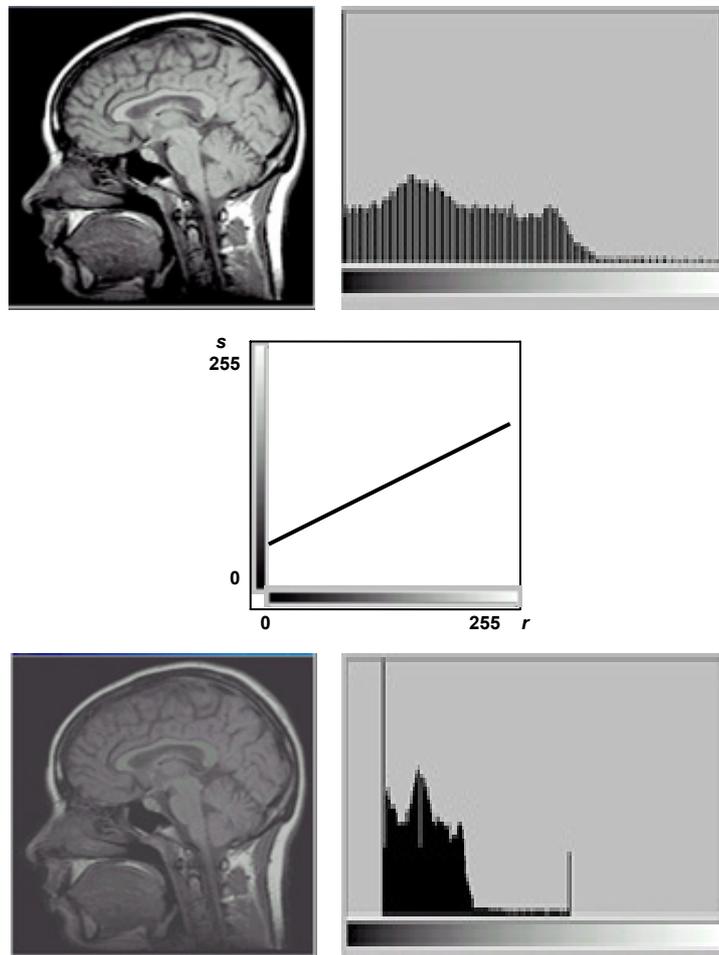


FIG. 2.25: Operação de mapeamento para redução de brilho e contraste [43].

Um outro exemplo de operação com função de mapeamento linear é a operação de negativo (figura 2.26), que mapeia os tons de cinza claros na imagem de entrada como escuros na imagem de saída e vice-versa, fornecendo, como imagem de saída,

um negativo da imagem de entrada. Para isto, esta função tem, como coeficientes angular e linear, respectivamente, os valores -1 e 255 , considerando uma escala com 256 tons de cinza, conforme a expressão:

$$s = 255 - r \quad ; \quad a = -1 \quad ; \quad l = 255 \quad (24)$$

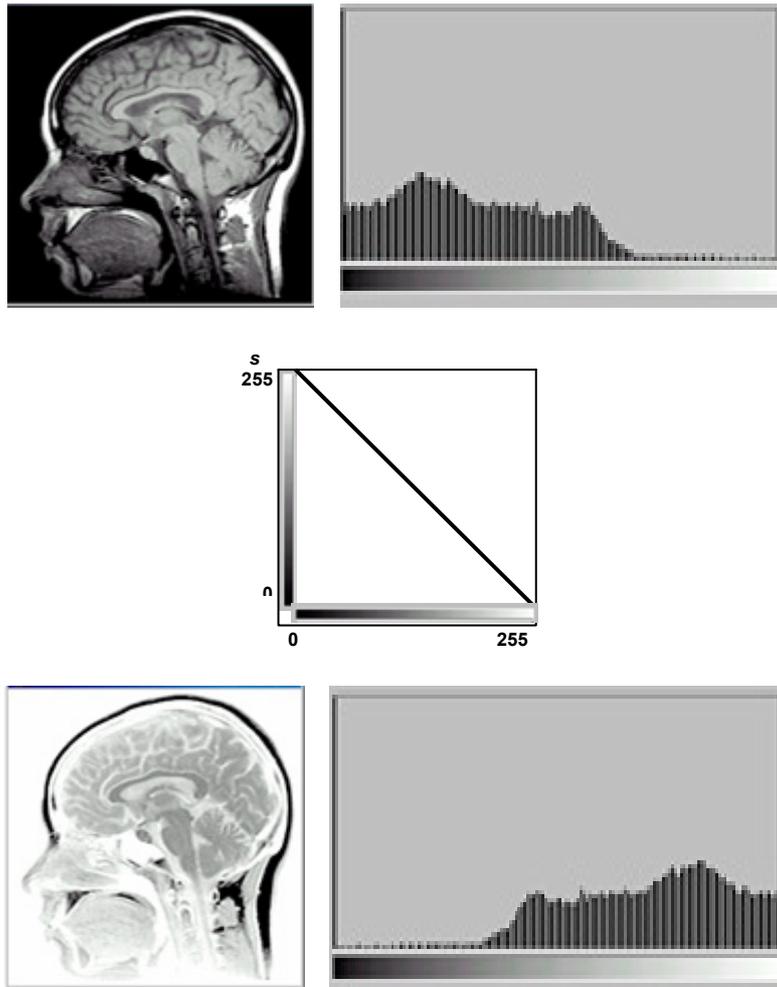


FIG. 2.26: Operação de negativo. Adaptada de OLIVEIRA [43].

Um outro exemplo de operação com função de mapeamento linear é a operação de aplicação de tabela de cores, que mapeia cada tom de cinza na imagem de entrada como uma cor na imagem de saída, fornecendo, como imagem de saída, uma imagem colorida.

A figura 2.27 [44], mostra a transformação de uma imagem com tons de cinza em uma imagem colorida, quando se realiza uma operação de mapeamento linear com aplicação de uma tabela de cores.

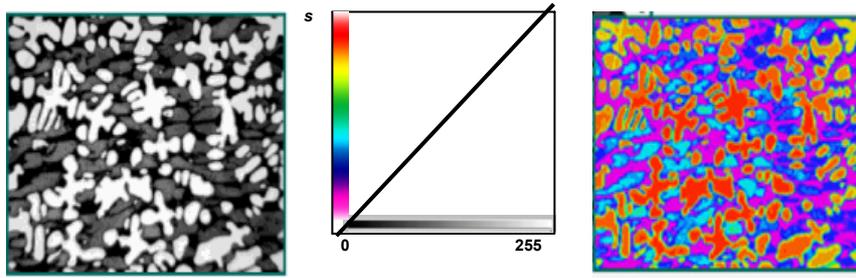


FIG. 2.27: Operação de aplicação de tabela de cores.

Uma forma mais específica de função de mapeamento linear ocorre na operação de normalização [45]. Esta operação pontual é composta por uma função que mapeia a faixa de tons de cinza da imagem de entrada para uma faixa desejada na imagem de saída. Assim, nesta operação, os coeficientes angular e linear da função de mapeamento não são escolhidos diretamente, mas calculados a partir dessas duas faixas de tons de cinza. Desta forma, a função de mapeamento de uma operação de normalização é definida como:

$$s = \frac{g_{\max} - g_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}}(r - f_{\min}) + g_{\min} \quad (25)$$

onde f_{\min} e f_{\max} são, respectivamente, o tom de cinza mínimo e máximo na imagem de entrada $f(x, y)$; g_{\min} e g_{\max} designam a faixa de tons de cinza desejada para a imagem de saída $g(x, y)$, sendo portanto, respectivamente, seu tom de cinza mínimo e máximo.

Como pode ser visto na equação 2.25, o coeficiente angular a de uma função de normalização, aqui chamado fator de escala, é calculado como:

$$a = \frac{g_{\max} - g_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}} \quad (26)$$

Caso o fator de escala, calculado pela equação 2.26 para uma determinada operação de normalização em uma determinada imagem, seja menor do que 1, trata-se de uma operação de redução do contraste, caso contrário, é uma operação de expansão de contraste.

A figura 2.28 [43], mostra um exemplo de operação de normalização para expansão do contraste. Uma imagem do Image Tool 3.0 [28], contendo tons de cinza

compreendidos entre 55 e 155 conforme seu histograma, é mapeada para uma imagem com tons de cinza em toda escala de 0 a 255, como pode ser visto em seu histograma.

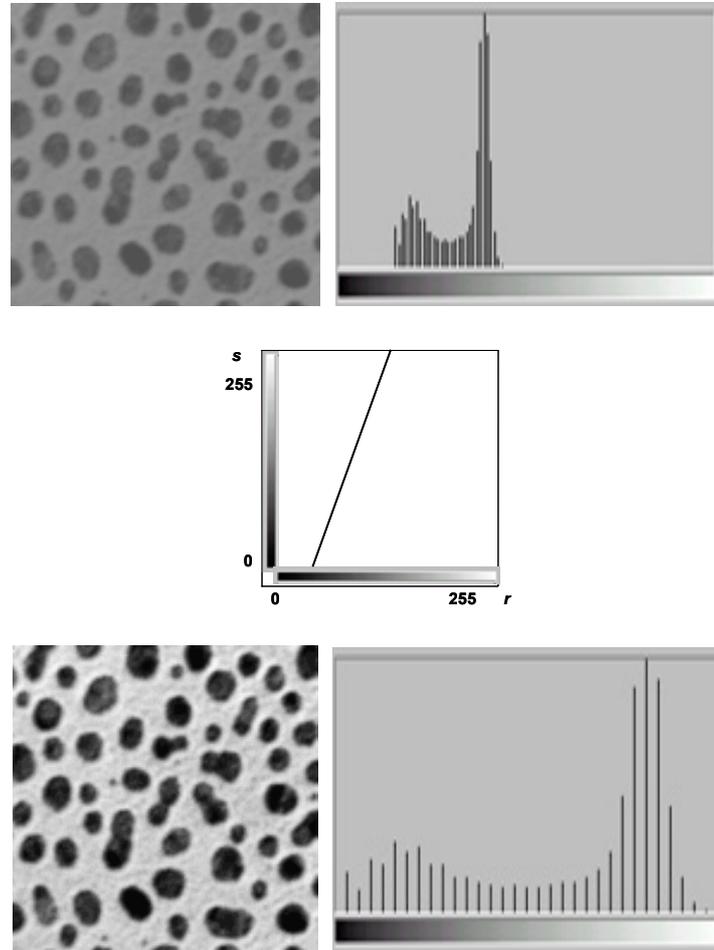


FIG. 2.28: Exemplo de operação de normalização para expansão do contraste [43].

Nas funções de mapeamento linear, o contraste é função do coeficiente angular, e o brilho é função dos coeficientes angular e linear, ou seja, o coeficiente angular afeta, conjuntamente, o brilho e o contraste da imagem, enquanto que o coeficiente linear afeta somente seu brilho:

$$C' = C(a) \tag{27}$$

$$B' = B(a, l) \tag{28}$$

onde C' é o contraste da imagem de saída; B' é o brilho da imagem de saída; e a e l são, respectivamente, os coeficientes angular e linear da função de mapeamento.

No entanto, o contraste e o brilho podem ser considerados independentes, desde

que se utilize uma variável b de manipulação do brilho. Assim, tem-se:

$$C' = C(a) \quad (29)$$

$$B' = B(b) \quad (30)$$

e a equação 2.25 pode ser reescrita de acordo com a seguinte expressão [45]:

$$s = a \cdot (r - B) + (b + B) \quad (31)$$

onde B é o brilho da imagem de entrada; e a é o coeficiente angular; e b a variável de manipulação do brilho.

Quando a função de mapeamento calcula s fora do domínio, ou seja, $[255 < s < 0]$, $[1023 < s < 0]$ ou $[4095 < s < 0]$, s precisa ser ajustado. Isto quer dizer que as equações que definem funções de mapeamento, onde as propriedades de brilho e contraste podem ser considerados independentes, são válidas somente para s no domínio de r , ou seja, $[0, 255]$, $[0, 1.023]$ ou $[0, 4.095]$. Caso a função de mapeamento calcule algum s fora deste domínio, o ajuste fará com que as propriedades de brilho e contraste não possam ser tratadas de maneira independente uma da outra. O modo de ajuste mais comum consiste em saturar a imagem de saída nos níveis de cinza extremos da escala, igualando s a 0, caso ele seja menor do que 0, e igualando-o a 255, 1.023 ou 4.095, caso seja maior do que 255, 1.023 ou 4.095, respectivamente.

2.8.5.2.2 MAPEAMENTO NÃO-LINEAR

As operações pontuais de mapeamento não-linear alteram a forma do histograma, visando dar a ele uma determinada forma ou modificando prioritariamente alguma região específica na escala de cinza.

As operações de mapeamento não-linear podem ser executadas através de duas formas, utilizando uma função de mapeamento não-linear ou diretamente sobre o histograma. Apesar de existirem diversos tipos de mapeamento não-linear, as mais comumente utilizadas são as funções logarítmica e exponencial [45].

Dada uma imagem de entrada $f(x, y)$, a aplicação de uma operação pontual de mapeamento logarítmica sobre esta, gera uma imagem de saída $g(x, y)$, onde essa imagem de saída tem um aumento no contraste das regiões escuras e uma redução

no contraste das regiões claras, aumentando, conseqüentemente, o brilho da imagem como um todo. Já a aplicação de uma função de mapeamento exponencial, provoca o efeito inverso na imagem de saída $g(x, y)$, e por isso há um aumento no contraste das regiões claras e uma redução no contraste das regiões escuras, diminuindo, assim o brilho da imagem como um todo. A figura 2.29 representa as funções de mapeamento não-lineares mais utilizadas.

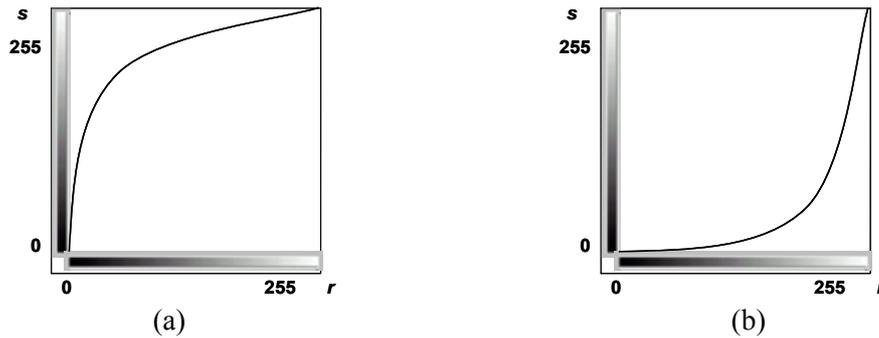


FIG. 2.29: Funções de mapeamento logarítmica (a) e exponencial (b).

As funções de mapeamento logarítmica e exponencial podem ser definidas, para imagens de 256 níveis de cinza, respectivamente, como:

$$s = ML(r) = 45,98 \cdot \ln(r + 1) \quad (32)$$

$$s = ME(r) = e^{\frac{r}{45,98}} - 1 \quad (33)$$

onde r e s representam respectivamente os tons de cinza na imagem de entrada e na imagem de saída; ML é a função de mapeamento logarítmica e ME é a função de mapeamento exponencial. O fator de 45,98 foi calculado para que não haja saturação e para que toda a escala de tons de cinza seja usada.

As funções podem ser definidas em outras bases, desde que a escolha seja criteriosa, a fim de solucionar o problema em questão. Neste trabalho, as funções foram definidas na base e , para que o efeito de saturação seja evitado e para que toda a escala de cinza seja utilizada.

A equalização do histograma é também comumente chamada de linearização, apesar de sofrer uma operação não-linear, é assim chamada porque gera um histograma uniformemente distribuído, com a forma de uma linha horizontal, de modo que o número de pixels em qualquer nível de cinza seja o mesmo.

A operação de equalização de histograma é baseada na utilização da função de distribuição acumulada do histograma como função de mapeamento [29]. A função de distribuição acumulada calcula, para cada tom de cinza r na imagem de entrada, um tom de cinza s na imagem de saída, de modo que:

$$s = M(r) = \sum_{i=0}^r \frac{n_i}{n} = \sum_{i=0}^r p(i) \quad (34)$$

onde r e s representam respectivamente os tons de cinza na imagem de entrada e na imagem de saída; n_i é o número de pixels com o tom de cinza i na imagem de entrada; n é o número total de pixels da imagem de entrada; e $p(i)$ é a função de distribuição de probabilidades de tons de cinza i que define o histograma da imagem de entrada.

Na figura 2.30 [43], apresenta-se um exemplo de operação de equalização de histograma.

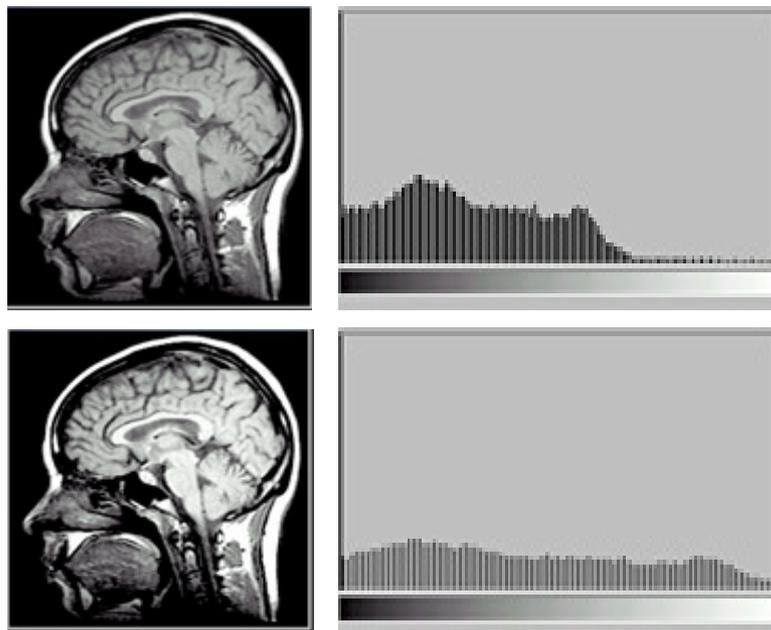


FIG. 2.30: Equalização do histograma de uma imagem com saída uniforme [43].

Ao observar a figura 2.30 [43], nota-se que esta operação de equalização de histograma produziu uma imagem com histograma uniforme, como se fosse representado por uma linha horizontal. No entanto, o que geralmente acontece, com a aplicação desta operação, é um histograma de saída não uniforme, como é

apresentado na figura 2.31, e que mesmo apesar disso, apresenta melhor distribuição do que o histograma da imagem original.

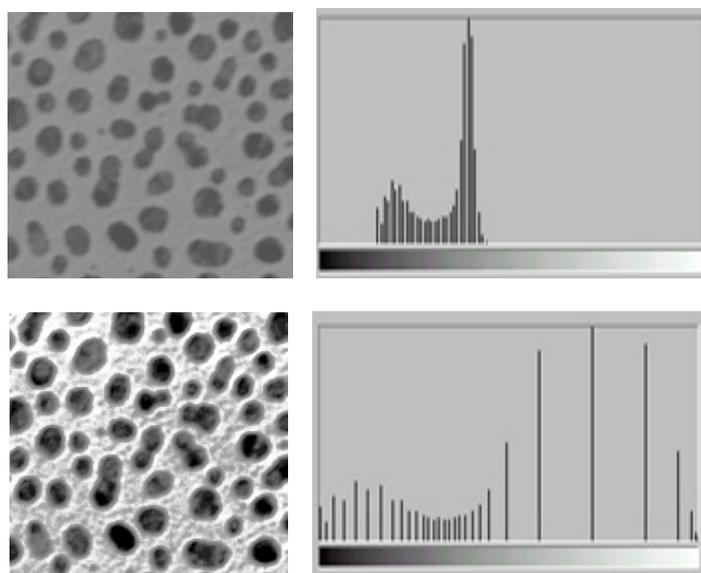


FIG. 2.31: Equalização do histograma de uma imagem com saída não uniforme [43].

Devido à escala de tons de cinza nas imagens de 8, 10 e 12 bits ser discreta, composta por valores inteiros no domínio $[0; 255]$, $[0; 1.023]$ e $[0; 4.095]$ respectivamente, podem ocorrer arredondamentos no mapeamento, fazendo com que o histograma da imagem não seja uniforme.

A especificação do histograma altera a imagem, buscando dar ao seu histograma de entrada uma determinada forma, a partir de um histograma especificado, cuja forma é uma estimativa do que se deseja para o histograma da imagem de saída [29].

As operações, que geram imagens com histogramas lineares, equalizados, ou com uma forma específica, são utilizadas principalmente quando se deseja processar automaticamente várias imagens com a mesma rotina, operando assim como uma medida para padronização das imagens a serem processadas.

A vantagem da equalização do histograma, quando comparada à operação de mapeamento linear de normalização, é que a equalização de histograma é uma operação, comumente disponível nos ambientes de processamento, totalmente automática. Enquanto que a normalização do histograma não é automática na maioria dos ambientes de processamento, havendo, portanto, a necessidade de se estipular um nível de brilho e contraste manualmente.

2.8.5.3 OPERAÇÕES LOCAIS

As operações locais são também conhecidas como operações de vizinhança, isto é justificado, porque são operações que calculam a intensidade de um determinado pixel na imagem de saída $g(x,y)$, em função não apenas da intensidade do seu correspondente na imagem de entrada $f(x,y)$, mas também em função da intensidade dos pixels vizinhos, como ilustrado na figura 2.32.

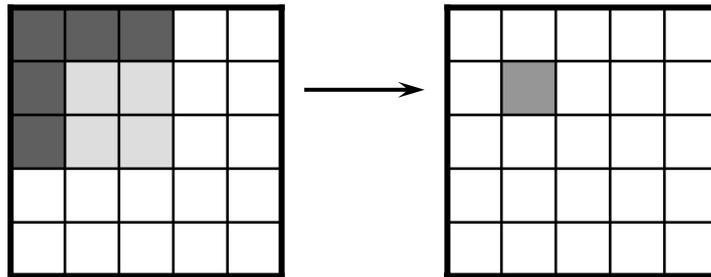


FIG. 2.32: Operação local.

Cada vizinho tem um peso associado, definido pelos elementos que formam um filtro espacial, denominado *kernel*, que representa uma matriz geralmente quadrada de dimensão ímpar, de pesos. O *kernel* também é conhecido como máscara, janela, ou elemento estruturante, que é na verdade, o delimitador de uma vizinhança.

A vizinhança de um pixel consiste na região onde se localizam os pixels que o cercam. Como o *kernel* é um delimitador de uma vizinhança, então a menor vizinhança que o *kernel* pode delimitar, possuindo um pixel central, é uma vizinhança 3×3 . O *kernel* varre a imagem de entrada, como mostra a figura 2.33, pixel por pixel, incluindo suas vizinhanças, e atribuindo, na imagem de saída, o valor da média ponderada a cada pixel de posição correspondente à do pixel central da vizinhança analisada.

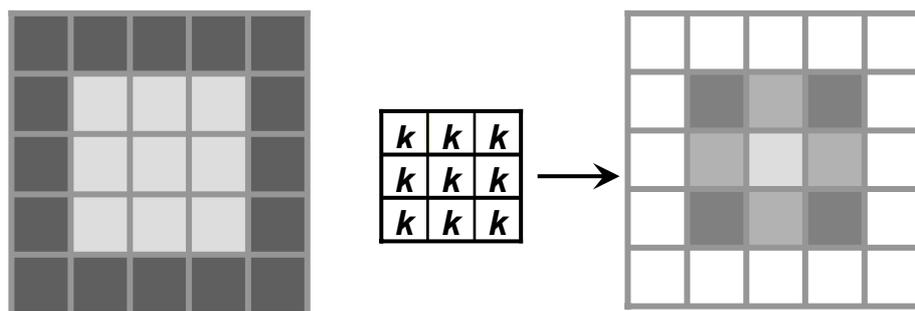


FIG. 2.33: Operações locais em uma imagem mostrando a aplicação de um kernel.

O processo de aplicação de um *kernel* sobre uma imagem é equivalente a uma *operação de convolução* entre a imagem de entrada $f(x,y)$ e o *kernel* $k(i,j)$, descrevendo um processo de transformação que a imagem de entrada sofre após ser aplicado um filtro espacial, ou seja, um *kernel*.

A figura 2.34 [43], ilustra o processo de transformação da imagem de entrada da figura 2.33, ou melhor, ilustra a operação de convolução sobre uma imagem, ponto-a-ponto, isto é, pixel por pixel, ao aplicar um filtro média, que será melhor abordado a seguir.

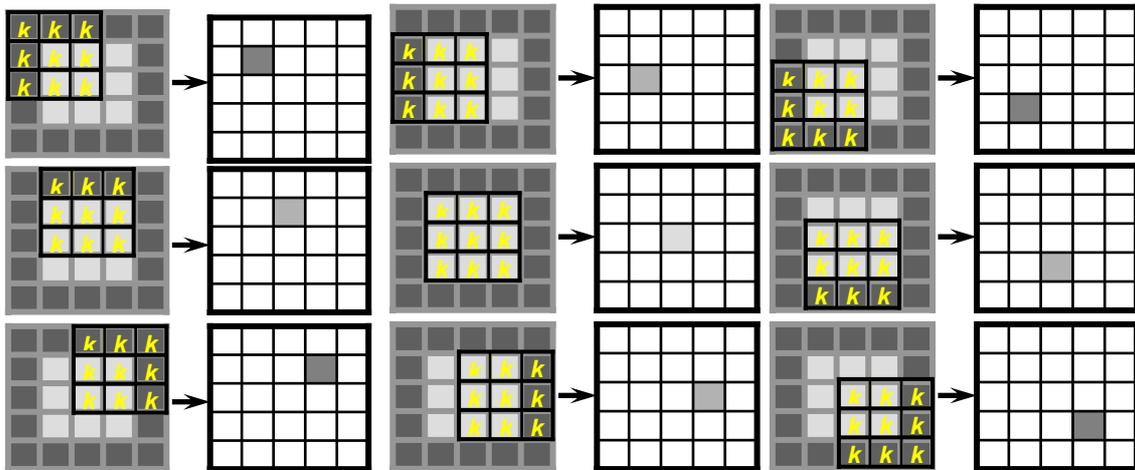


FIG. 2.34: Ilustração da operação de convolução sobre uma imagem com *kernel* de dimensão 3×3 [43].

A operação de convolução entre a imagem de entrada e o *kernel* é matematicamente definida como:

$$g(x,y) = \sum_{i=-m}^m \sum_{j=-m}^m f(x+i,y+j) \cdot k(i,j) ; \quad (35)$$

$$0 \leq x \pm m \leq X - 1 ; \quad (36)$$

$$0 \leq y \pm m \leq Y - 1 ; \quad (37)$$

$$m = \frac{K-1}{2} ; \quad (38)$$

$$K = (2 \cdot a + 1)a \in \mathbb{N}^* ; \quad (39)$$

onde $f(x, y)$ é a imagem de entrada, de dimensão $X \times Y$; $g(x, y)$ é a imagem de saída, de mesma dimensão; $k(i, j)$ é o *kernel*, de dimensão $K \times K$ e \mathbb{N}^* é um número natural positivo.

Ao analisar as equações (36), (37), (38) e a imagem de saída da figura 2.33, se percebe que o *kernel* não pode operar sobre as m primeiras e últimas linhas e colunas da imagem, ou seja, nas extremidades, isto é devido ao fato de que, o *kernel* só pode operar sobre uma vizinhança completa. Apesar da imagem filtrada apresentar menor dimensão do que a imagem de entrada (figura 2.33), a perda de informação não é significativa na maioria dos casos, considerando que as informações mais importantes estão geralmente no centro das imagens. No entanto, os analisadores de imagem adotam uma medida para correção desse problema em questão. Existem quatro principais formas de como tratam esta questão distintamente. Por isso, é importante ter o cuidado em saber com qual destas quatro formas o analisador de imagem, em uso, resolve esta questão.

As formas dos analisadores tratarem a questão da imagem filtrada ter menor dimensão que a imagem de entrada são:

(i) Não adotam nenhuma medida e consideram na imagem de saída somente os pixels filtrados, obtendo uma imagem de saída com dimensão $(X - 2 \cdot m) \times (Y - 2 \cdot m)$. Apesar da imagem filtrada ter menor dimensão, esta é a única opção que não introduz erro, apenas perda de informação das extremidades da imagem de entrada;

(ii) Replicar os pixels das extremidades para fora da imagem de entrada, gerando uma imagem intermediária com dimensão $(X + 2 \cdot m) \times (Y + 2 \cdot m)$, que após ser filtrada gera uma imagem de saída com dimensão $X \times Y$, como a imagem de entrada;

(iii) Atribuir o valor 0 aos pixels não filtrados da imagem de entrada, na imagem de saída; ou

(iv) Repetir os pixels não filtrados da imagem de entrada, na imagem de saída.

As operações locais são muito utilizadas em PDI, pois, a partir da escolha do *kernel* adequado, diversos procedimentos podem ser implementados. Os *kernels* podem ser classificados, conforme o procedimento que se deseja realizar sobre uma imagem e os principais procedimentos são: redução de ruído, correção de iluminação, detecção de bordas, realce de bordas e detalhes, como mostra a figura 2.35 [43]:

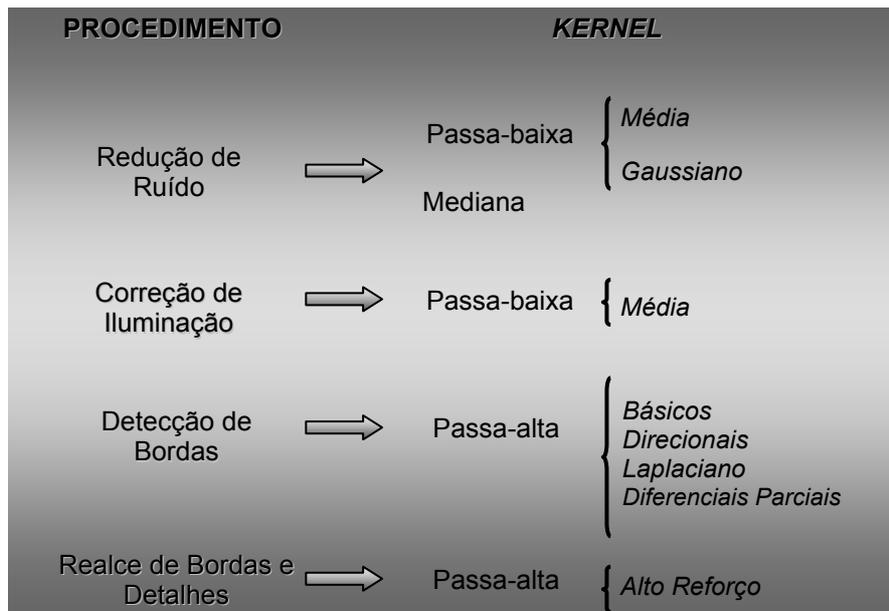


FIG. 2.35: Classificação dos *kernels* [43].

2.8.5.3.1 REDUÇÃO DE RUÍDO

Os filtros mais utilizados em PDI para redução de ruído são os filtros passa-baixa de média e gaussiano, e o filtro mediana.

(i) PASSA-BAIXA

Os filtros passa-baixa são definidos por *kernels* formados por pesos positivos. São chamados de passa-baixa por privilegiarem a passagem dos componentes de baixa frequência espacial, que também podem ser definidos como componentes de baixa derivada espacial, atenuando os componentes de alta frequência espacial, como ruídos e bordas.

MÉDIA

O filtro média é assim chamado porque atribui ao pixel filtrado na imagem de saída, a média dos valores de nível de cinza dos pixels da vizinhança analisada. A figura 2.36 mostra *kernels* de dimensões 3×3 , 5×5 e 7×7 .

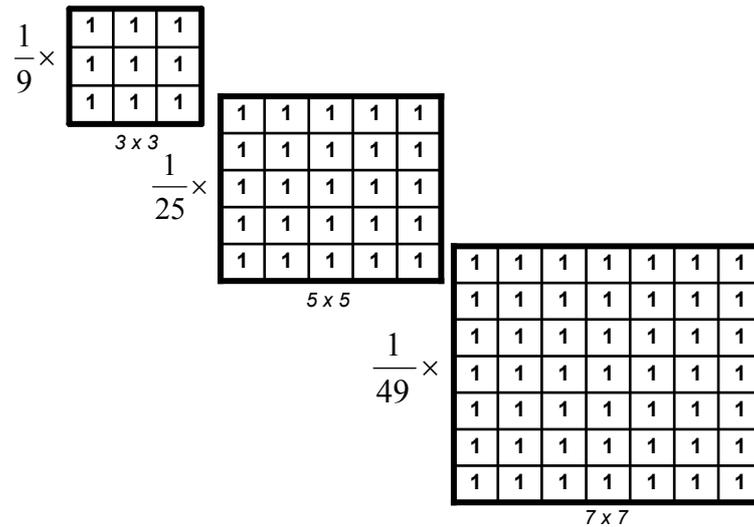


FIG. 2.36: Filtros passa-baixa de média 3×3 , 5×5 e 7×7 .

Os escalares que multiplicam os filtros, como pode ser observado na figura 2.36, são na verdade fatores de escala, para que não seja calculado nenhum valor de nível de cinza acima de 255, na imagem de saída, para uma escala com 256 tons de cinza. Os fatores de escala, que multiplicam qualquer tipo de filtro, são geralmente calculados como o inverso da soma dos pesos positivos do *kernel*.

A figura 2.37 [44], mostra a imagem de saída (figura 2.37-b) resultante de uma aplicação do filtro de média, de dimensão 3×3 , sobre a imagem de entrada (figura 2.37-a) que apresenta um ruído do tipo “spike”, ruído localizado com intensidade muito diferente da vizinhança [29]. A figura 2.37-c é a imagem resultante de cinco aplicações desse filtro. Percebe-se, ao se comparar as duas imagens filtradas, que a imagem que mais teve o ruído reduzido, foi a que ficou mais borrada. E por isso, nem sempre esse filtro é o mais indicado para esse tipo de ruído.

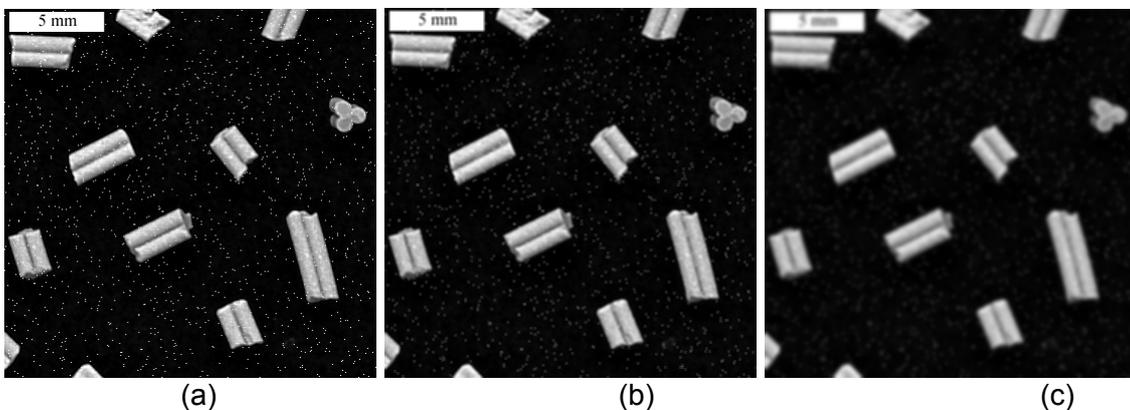


FIG. 2.37: Redução de ruído tipo “spike”: (a) Imagem de entrada; (b) Imagem filtrada uma vez; e (c) Imagem filtrada cinco vezes [43].

GAUSSIANO

O filtro gaussiano é um filtro média ponderada, que preserva mais a imagem que o filtro média, pois a borra menos. É circularmente simétrico, como pode ser visto na figura 2.38, possui um maior peso no seu centro e diminui gradativamente em direção às extremidades, ou seja, os pesos variam como uma função gaussiana, e por isso é chamado de filtro gaussiano. A figura 2.38 apresenta um filtro gaussiano de dimensão 9×9 e sua função.

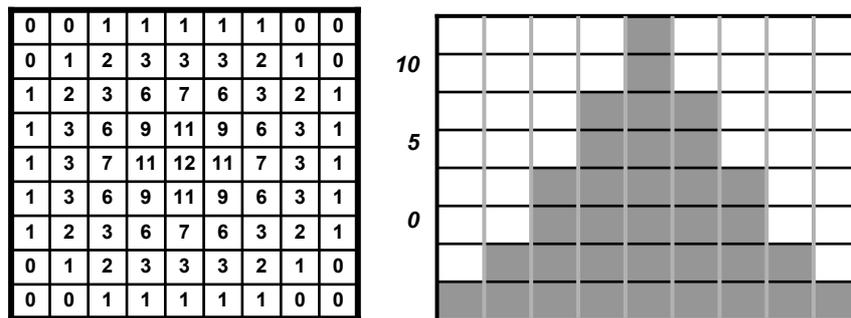


FIG. 2.38: Filtro gaussiano e sua função gaussiana.

(ii) MEDIANA

O filtro mediana é aquele que reduz o ruído de uma imagem produzindo um resultado melhor do que os filtros passa-baixa média e gaussiano. É especialmente indicado para reduzir o ruído do tipo “spike”, ruído localizado com intensidade muito diferente da vizinhança [29].

O filtro mediana é um filtro diferente dos que já foram apresentados nesse trabalho, onde o *kernel* só define o tamanho da vizinhança. Este filtro faz uma análise estatística da vizinhança para identificar a intensidade mediana da vizinhança. Isto é possível, porque o filtro mediana ordena os pixels da vizinhança em ordem crescente de nível de cinza e determina a intensidade mediana, como mostra a figura 2.39.

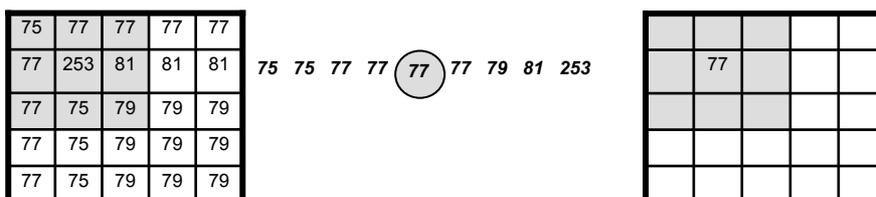


FIG. 2.39: Ilustração da aplicação do filtro mediana, de dimensão 3×3 , sobre uma imagem.

A figura 2.40 [43], mostra o resultado da aplicação do filtro mediana, de dimensão 3×3 , sobre a imagem da figura 2.37-a. É possível constatar uma melhor redução do ruído, sem causar o efeito de borramento da imagem de saída, ao comparar com as figura 2.37-b e figura 2.37-c.

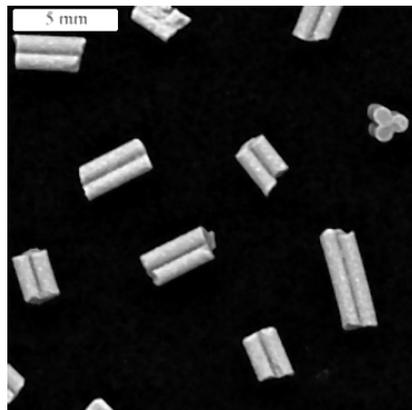


FIG. 2.40: Redução de ruído tipo “spike”: imagem filtrada por um filtro mediana [43].

2.8.5.3.2 CORREÇÃO DE ILUMINAÇÃO IRREGULAR

A correção de iluminação irregular ocorre quando se aplica um filtro passa-baixa de média, de grande dimensão, ou melhor, de tamanho maior que os objetos presentes na imagem, e tantas vezes quanto forem necessárias para gerar uma imagem de saída totalmente borrada. Esta imagem borrada equivale, na verdade, ao fundo irregular da imagem de entrada. Realiza-se então a subtração entre a imagem de entrada (figura 2.41-a) e o fundo calculado (figura 2.41-b), obtendo assim, a imagem com o fundo corrigido (figura 2.41-c).

A figura 2.41-a [44], apresenta uma imagem de areia obtida em microscópio óptico, e mostra um exemplo do procedimento de correção de iluminação irregular. Este procedimento é tipicamente empregado em imagens de microscopia óptica, onde obter imagens com o fundo uniforme não é uma prática trivial.

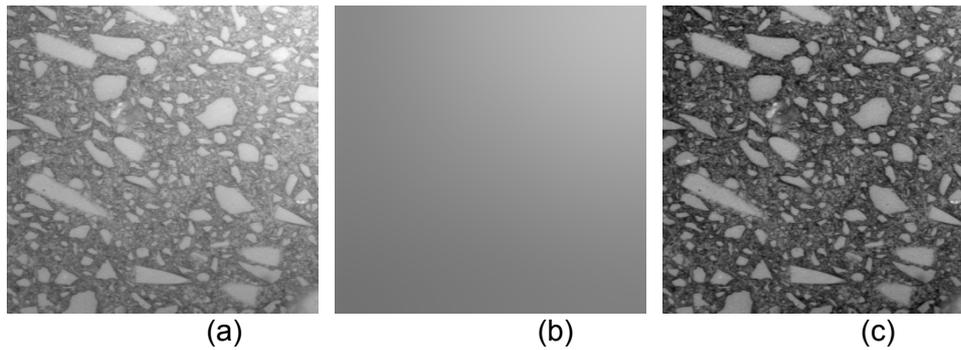


FIG. 2.41: Correção de iluminação irregular a partir da aplicação do filtro passa-baixa de média [43].

2.8.5.3.3 DETECÇÃO DE BORDAS

Os filtros mais utilizados para a detecção de bordas em PDI são os filtros básico, laplaciano, direcionais e os diferenciais parciais, todos do tipo passa-alta.

(i) PASSA-ALTA

Os filtros passa-alta são definidos por *kernels* formados por pesos positivos próximos ao centro e pesos negativos nas extremidades. São chamados de filtros passa-alta, porque provocam o efeito inverso dos filtros passa-baixa, isto é, privilegiam a passagem dos componentes de alta frequência espacial, ou seja, de alta derivada espacial, como as bordas.

Os filtros passa-alta são muito sensíveis a pixels brilhantes circundados por pixels escuros ou vice-versa, ruído do tipo “spike”, não sendo, portanto, adequados para detecção de bordas em imagens com este tipo de ruído.

Os fatores de escala utilizados pelos filtros passa-alta são definidos da mesma forma que para os filtros passa-baixa, como o inverso da soma dos pesos positivos do *kernel*.

BÁSICO

O filtro passa-alta básico é formado por um peso central positivo igual a 8 e pelos pesos negativos localizados na periferia igual a -1 [29].

A figura 2.42 [43], mostra o resultado da aplicação do filtro passa-alta básico, de dimensão 3×3 , sobre a fotografia da Lena. Observa-se que a soma dos pesos do

kernel é nula, por isso é dito como *kernel* que possui peso 0, retornando valores próximos ou iguais a 0 quando passa por regiões de baixa frequência espacial na imagem de entrada, e gerando assim, uma imagem de saída com bordas aguçadas sobre um fundo escuro.

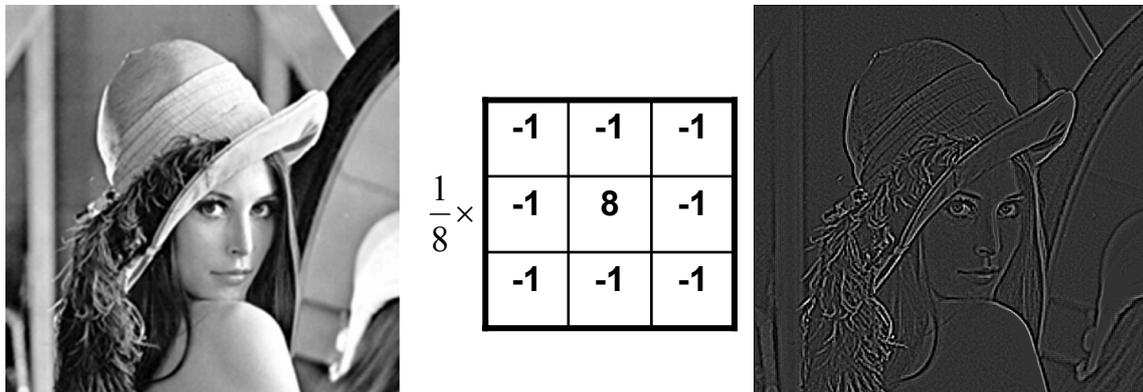


FIG. 2.42: Aplicação do filtro passa-alta básico a uma imagem [43].

FILTROS DIRECIONAIS

Os filtros passa-alta direcionais realçam as bordas dos objetos, segundo direções preferenciais de interesse, definidas pelos *kernels* [44]. A figura 2.43 apresenta os filtros direcionais mais utilizados em PDI para o realce de bordas nos sentidos indicados pelas setas.

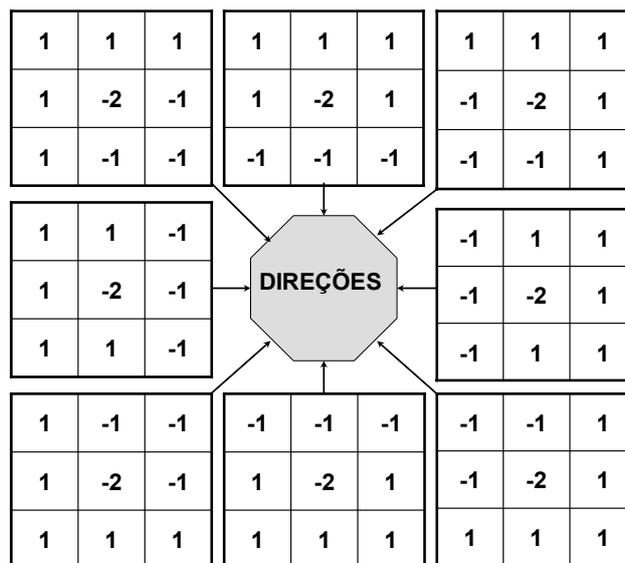


FIG. 2.43: Filtros passa-alta direcionais de dimensão 3 x 3.

LAPLACIANO

O filtro laplaciano, como o nome sugere, simula a segunda derivada. Ele é bastante sensível a ruído e, por isso, apesar de ser um operador de derivada, dificilmente é empregado para detecção de bordas [29]. Quando empregado, é geralmente após a aplicação de um filtro gaussiano, que atenua o ruído.

A figura 2.44 apresenta o filtro passa-alta laplaciano de dimensão 3×3 , também conhecido como filtro de peso 0.

$$\frac{1}{4} \times \begin{array}{|c|c|c|} \hline 0 & -1 & 0 \\ \hline -1 & 4 & -1 \\ \hline 0 & -1 & 0 \\ \hline \end{array}$$

FIG. 2.44: Filtro passa-alta laplaciano de dimensão 3×3 .

DIFERENCIAIS PARCIAIS

As bordas são regiões da imagem, caracterizadas por uma alta derivada espacial de intensidade, apresentando, portanto, grande variação de intensidade em um pequeno intervalo de espaço, numa certa direção. O vetor gradiente é normal às bordas em cada pixel, apontando para a direção de maior derivada espacial, e seu módulo equivale a esta derivada máxima [29]. Com isso, a detecção de bordas é geralmente feita através de filtros que estimam o módulo do gradiente.

Dada uma imagem $f(x, y)$, o módulo do gradiente é definido como:

$$\|\nabla f\| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2} \approx \left|\frac{\partial f}{\partial x}\right| + \left|\frac{\partial f}{\partial y}\right| \quad (40)$$

A equação 2.38 mostra que o módulo do gradiente pode ser calculado pela soma dos módulos das derivadas parciais em x e y . Assim, o módulo do gradiente da imagem de entrada $f(x, y)$ é obtido através da soma dos valores absolutos resultantes da aplicação de filtros, em $f(x, y)$, que simulam estas derivadas parciais. Existem diversas implementações de filtros operadores diferenciais parciais, mas os *kernels* mais conhecidos são:

TAB.2.7: Operadores diferenciais parciais.

Operador		$\frac{\partial}{\partial x}$	$\frac{\partial}{\partial y}$																		
Prewitt	$\frac{1}{3}x$	<table border="1"><tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr><tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr><tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr></table>	1	0	-1	1	0	-1	1	0	-1	<table border="1"><tr><td>-1</td><td>-1</td><td>-1</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>1</td><td>1</td><td>1</td></tr></table>	-1	-1	-1	0	0	0	1	1	1
		1	0	-1																	
		1	0	-1																	
1	0	-1																			
-1	-1	-1																			
0	0	0																			
1	1	1																			
Sobel	$\frac{1}{4}x$	<table border="1"><tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr><tr><td>2</td><td>0</td><td>-2</td></tr><tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr></table>	1	0	-1	2	0	-2	1	0	-1	<table border="1"><tr><td>-1</td><td>-2</td><td>-1</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>1</td><td>2</td><td>1</td></tr></table>	-1	-2	-1	0	0	0	1	2	1
		1	0	-1																	
		2	0	-2																	
1	0	-1																			
-1	-2	-1																			
0	0	0																			
1	2	1																			
Frei-Chen	$\frac{1}{2+\sqrt{2}}x$	<table border="1"><tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr><tr><td>$\sqrt{2}$</td><td>0</td><td>$-\sqrt{2}$</td></tr><tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr></table>	1	0	-1	$\sqrt{2}$	0	$-\sqrt{2}$	1	0	-1	<table border="1"><tr><td>-1</td><td>$-\sqrt{2}$</td><td>-1</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>1</td><td>$\sqrt{2}$</td><td>1</td></tr></table>	-1	$-\sqrt{2}$	-1	0	0	0	1	$\sqrt{2}$	1
		1	0	-1																	
		$\sqrt{2}$	0	$-\sqrt{2}$																	
1	0	-1																			
-1	$-\sqrt{2}$	-1																			
0	0	0																			
1	$\sqrt{2}$	1																			

Uma imagem de saída, calculada como o módulo do gradiente, é uma imagem formada, pixel a pixel, pela máxima derivada local na imagem de entrada. Regiões homogêneas na imagem de entrada, com pequena ou nenhuma variação de tom de cinza, terão intensidades próximas ou iguais a 0 na imagem de saída, enquanto que as bordas serão tão mais brilhantes, quanto mais abruptas e acentuadas forem as diferenças de intensidade entre as regiões que essas bordas separam na imagem de entrada.

2.8.5.3.4 REALCE DE BORDAS E DETALHES

O filtro mais utilizado em PDI para realçar bordas e detalhes é o filtro passa-alta de reforço, também chamado de filtro de alto reforço.

(i) ALTO REFORÇO

O filtro de alto reforço é um filtro passa-alta que privilegia a passagem dos componentes de alta frequência espacial, ou seja, de alta derivada espacial, permitindo a passagem dos componentes de baixa frequência espacial parcialmente.

O filtro de alto reforço é formado por um peso central positivo igual a 9 que multiplica o parâmetro a , e pelos pesos negativos localizados na periferia igual a -1 . Quando o parâmetro a é maior do que 1, o peso no centro do *kernel* aumenta, permitindo que os componentes de baixa frequência espacial passem parcialmente, como mostra a figura 2.45 [43].

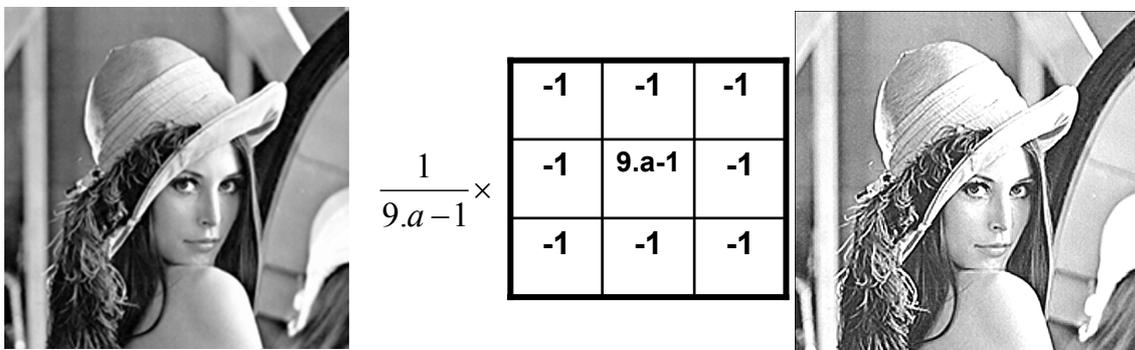


FIG. 2.45. Aplicação do filtro passa-alta de reforço a uma imagem [43].

De fato, a imagem resultante do filtro de alto reforço é uma adição da imagem resultante do passa-alta básico (figura 2.42) com uma fração da imagem de entrada, definida pela imagem de entrada multiplicada pelo fator de ganho $(a - 1)$ [43].

É importante destacar que além de todos esses filtros espaciais já citados, muitos outros podem ser definidos, tantos quantos forem necessários.

CAPÍTULO 3

3 MATERIAL E MÉTODO

Este trabalho foi realizado em três etapas principais: 1) aquisição de imagens digitais; 2) controle de qualidade dos monitores e 3) avaliação do desempenho do teste de resolução espacial proposto. Esta última etapa é de importância crucial para este trabalho, pois somente através da resposta de inspetores de radiografia industrial é que é possível validar o método proposto para o controle de qualidade dos monitores. A etapa 1 está dividida em 3 sub-etapas: a sub-etapa 1 foi adquirir imagens com placas de baixa resolução GP (General Plate), do Imaging Plate da Kodak, a sub-etapa 2 foi adquirir imagens com placas de baixa resolução GP (General Plate) e alta resolução HR (High Resolution), do Imaging Plate da Kodak e a sub-etapa 3 foi adquirir imagens com placas de alta resolução HR (High Resolution), do Imaging Plate da GE.

3.1 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS DIGITAIS

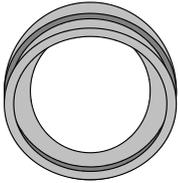
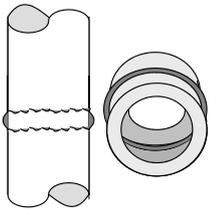
Foram adquiridas imagens digitais utilizando-se como fonte de radiação um aparelho de raio X industrial, do Laboratório de Instrumentação Nuclear – LIN (COPPE/UFRJ), onde 4 peças padrões, da Petrobrás, serviram como objetos de estudo e equipamentos Imaging Plate de dois fabricantes, ACR – 2000i Kodak Industrex e GE, foram usados como receptores de imagem [46].

A primeira sub-etapa foi aplicar uma técnica radiográfica de exposição mais adequada para cada peça padrão. Essa sub-etapa foi realizada, usando-se a placa de fósforo de baixa resolução GP, do Imaging Plate da Kodak.

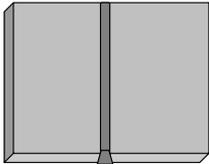
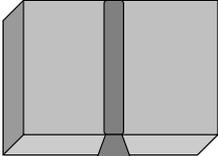
As peças padrões são apresentadas nas tabelas 3.1 e 3.2, em função do tipo de material, espessura, dimensões e forma, como foi discutido na seção 2.3.1. Em seguida, foram selecionados os IQI de fios simples mais adequados para as peças, como mostra a figura 3.1, permitindo uma futura comparação entre a sensibilidade especificada para filmes e a obtida com a imagem digital. O IQI segundo a norma ASME selecionado é indicado para materiais pesados, do grupo 1, são os aços carbono e de acordo com as espessuras das peças, a série B é a mais indicada, que vai do arame 6 ao 11, com diâmetros de 0,25 mm a 0,81 mm, respectivamente, como discutido na seção 2.4. Também foi selecionado um IQI conforme a norma DIN, para

materiais formados com ferro, que é o caso dos aços, com uma série de arames que vai do 10 ao 16, com diâmetros de 0,40 mm a 0,10 mm, respectivamente. O IQI da norma ASME compreende uma faixa grande de diâmetro de fios e por isso é usado como uma estimativa mais geral da sensibilidade da imagem digital, enquanto que o IQI da norma DIN compreende uma faixa menor de diâmetro e é usado como uma estimativa mais acurada.

TAB. 3.1: Peças Padrões Circunferenciais

	ANEL	
	Material:	Aço Carbono
	Espessura:	9,50 mm
	Espessura da Solda:	12 mm
	Diâmetro Externo:	450 mm
	Diâmetro Interno:	440 mm
	TUBO	
	Material:	Aço Carbono
	Altura:	170 mm
	Espessura:	6 mm
	Espessura da Solda:	8 mm
	Diâmetro Externo:	90 mm

TAB. 3.2: Peças Padrões Planas

	PLACA FINA	
	Material:	Aço Carbono
	Largura:	370 mm
	Altura:	400 mm
	Espessura:	6,7 mm
	Espessura da Solda	9 mm
	PLACA GROSSA	
	Material:	Aço Carbono
	Largura:	390 mm
	Altura:	410 mm
	Espessura:	23 mm
	Espessura da Solda	25 mm

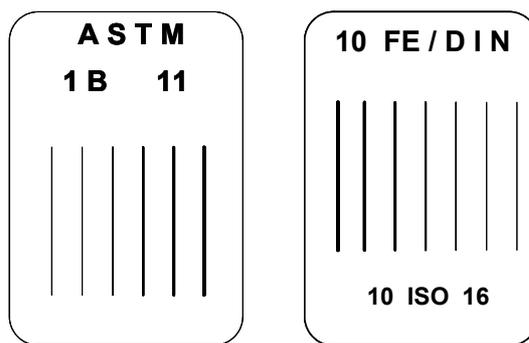


FIG. 3.1: IQI's das normas ASME e DIN selecionados para as exposições radiográficas.

Inicialmente, foram adotadas as técnicas radiográficas de exposição, como mostra a tabela 3.3., as quais serviram como ponto de partida para os procedimentos de exposição das peças. As imagens foram adquiridas no Imaging Plate da Kodak, com a placa GP.

TAB. 3.3: Técnicas radiográficas de exposição inicial.

Peça	Tela de Fósforo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo de Exposição (s)
Anel	GP	150 - 120	4	40 - 80
Tubo	GP	160 - 130	4	20 - 50
Placa Fina	GP	120 - 140	4	20 - 50
Placa Grossa	GP	160 - 180	4	40 - 60

A partir das técnicas de exposição sugeridas, foram realizados os primeiros testes experimentais deste trabalho, a fim de se obter uma técnica mais adequada e capaz de gerar imagens de qualidade superior a que tinha sido adquirida inicialmente.

A primeira sub-etapa da aquisição foi realizada, otimizando os resultados com a tela GP do Imaging Plate da Kodak e após terem sido alcançados resultados satisfatórios com a tela GP é que foram realizados os testes da segunda sub-etapa com a tela HR, mantendo-se a mesma técnica radiográfica e aumentando-se o tempo de exposição para todas as peças.

As imagens foram adquiridas com os IQI selecionados e posicionados sobre o cordão da solda, no centro das telas, conforme é recomendado para os filmes e

discutido na seção 2.4.5. Também foi usado o IQI de fios duplos, que varia de 0,5 pl/mm a 20 pl/mm, descrito na seção 2.7.3.2, para avaliar imagens digitais.

O objetivo inicial da segunda sub-etapa da aquisição foi verificar se são percebidas variações de sensibilidade e resolução espacial entre as placas de baixa resolução e de alta resolução, e se a placa de alta resolução oferece maior resolução espacial, como discutido na seção 2.7.2, para a radiografia industrial.

As imagens adquiridas foram analisadas usando-se o programa Industrex Lite 1.5 da Kodak, no seu estado original e processadas automaticamente pelo software. As imagens no estado original utilizam toda a escala tonal oferecida pelo computador. Enquanto, que as imagens processadas, apresentam histogramas que privilegiam objetos com intensidade dentro de uma faixa tonal, da escala de cinza, possivelmente realizada através de uma função de mapeamento, discutida na seção 2.8.5.2.

A terceira sub-etapa da aquisição foi realizada, utilizando-se a placa HR do Imaging Plate da GE, e mantendo-se as mesmas condições de exposição da etapa anterior.

Um dos objetivos da terceira sub-etapa é verificar se são percebidas variações entre as placas de fósforo de alta resolução (HR) dos dois fabricantes do Imaging Plate, Kodak e GE, na formação das imagens digitais e que fabricante é capaz de oferecer maior resolução de detalhes, para a radiografia industrial.

As imagens foram analisadas e os resultados foram comparados para os dois fabricantes, em função das sensibilidades indicadas pelos IQI nas imagens originais e processadas, nos seus ambientes específicos de processamento. O ponto focal do laser em ambos os equipamentos é de $87 \mu m$.

Como o software da Kodak faz uma manipulação de brilho e contraste automaticamente, então as imagens foram analisadas quando processadas e em seguida foram expandidos o brilho e o contraste, para que as imagens voltassem ao estado original, como pode ser entendido observando a figura 2.28, da seção 2.8.5.2.1. Já no software da GE, as imagens foram analisadas no estado original e após o processamento, uma vez que este não é automático. Foi aplicado um filtro para redução de ruído, como o filtro mediana, apresentado na seção 2.8.5.3.1.

O objetivo principal da terceira sub-etapa foi adquirir imagens digitais de excelentíssima qualidade para servirem como imagens padrões, independentemente do fabricante do Imaging Plate. As imagens padrões serão utilizadas como uma proposta para o teste de resolução espacial, que deve completar a metodologia proposta de controle de qualidade dos monitores destinados ao laudo de radiografia industrial.

3.2 CONTROLE DE QUALIDADE DOS MONITORES

A imagem padrão SMPTE foi usada para avaliar o desempenho do monitor (figura 2.18), já que é amplamente descrita na literatura e tem sido usada anteriormente em outros trabalhos [14 e 15] e um fotômetro da marca UNFORS INSTRUMENTS, modelo P11. O equipamento portátil tem dimensões de 48 mm x 74 mm x 143 mm, peso de 270 g, pode fazer leitura digital da luminância de 0,01 até 8.000 nits ($cd.m^{-2}$) e da iluminância de 0,01 até 8.000 lux.

Foram realizados testes em 05 monitores, 02 do tipo CRT e 03 do tipo Flat Panel pelo período de 6 meses (uma vez/mês) e os resultados obtidos para cada parâmetro são comparados com os limites estabelecidos pelos seguintes órgãos internacionais, já mostrado na Tab. 2.5:

- a) AAPM – American Association of Physicists in Medicine;
- b) ACR – American College of Radiology;
- c) WHO – World Health Organization;
- d) CEC – Comissão of European Communities.

Cada um dos 05 monitores testados estavam localizados numa sala de laudo com luz ambiente controlada. A tabela 3.4 apresenta as especificações técnicas do monitores investigados.

TAB. 3.4: Classificação e especificações dos monitores usados para as medidas.

Moni- tor	Fabri- cante	Modelo	Nº de Série	Resolução Espacial	Luminância Máxima ($cd.m^{-2}$)	Tamanho (cm x cm)
1	Dell	Flat Panel 1907 FPT	CN-0DC323- 71618-69N-ADJ5	1280 x 1024	300	37 x 30
2	Done Planar	Dome E3	602PNKH00007	4096 x 1536	800	42,5 x 32
3	Dell	Laptop Precision	CJPNYB1/273133 53325	1920 x 1200	110	24,5 x 38,3
4	Agfa	Torre MGD 2621 P	5205155	1280 x 1600	300	30,5 x 42
5	Sam- sung	Sync Master 753DFS	DF17HXARBO 1994J	1280 x 1024	250	32,5 x 24,5

Deste ponto em diante os tipos de monitores são referidos como 1, 2, 3, 4 e 5. Os 05 monitores estão ligados a cinco diferentes salas de laudo.

A luminância máxima de saída do monitor 3 não esteve disponível, durante todo o período de investigação. Desta forma, foi considerada a luminância máxima de saída medida.

3.2.1 PREPARO DO MONITOR

O monitor deve ser preparado para a avaliação dos parâmetros físicos, com o teste padrão SMPTE. Para isso, devem ser removidas as marcas de dedos e sujeiras, para evitar uma possível diminuição de luminância de saída e o monitor CRT deve ser ligado no mínimo 2h antes da aplicação dos testes, como discutido na seção 2.8.2.1.

3.2.2 BRILHO E CONTRASTE

Para ajustar o brilho e o contraste dos monitores, deve-se ajustar o brilho para o nível máximo possível e observar se os quadrados menores de 5% e 95%, da imagem padrão SMPTE, são discerníveis sobre os quadrados maiores do fundo, com 0% e 100% da escala de cinza, indicando que o contraste está adequado. No entanto, a luminância de saída, deve ser medida com um fotômetro sobre o quadrado de 100%, da escala de cinza da imagem padrão SMPTE, e não deve exceder a luminância máxima especificada pelo fabricante do monitor. A área escura em volta do teste padrão não deve ser facilmente distinguível das outras bordas da tela e as áreas brilhantes não devem estar fora de foco, pois se algum desses casos ocorrem, o brilho e possivelmente o contraste precisam ser reduzidos, como discutido na seção 2.8.2.2.

O ajuste do brilho e do contraste devem ser ajustados mensalmente. A seção 2.8.5.2.1 apresenta a operação de normalização sobre a imagem, para a expansão do contraste, através da manipulação do brilho e contraste.

3.2.3 ESTABILIDADE TEMPORAL DA LUMINÂNCIA

Para realizar o teste da estabilidade temporal da luminância, o quadrado da escala de cinza de 100%, da imagem padrão SMPTE, deve ser ampliado para que preencha toda a área de visualização ou deve ser apresentado um campo uniforme com o nível

de 100%, da escala de cinza, e em seguida, medidas de luminância devem ser tomadas com o fotômetro.

Uma leitura da luminância, no centro da tela deve ser imediatamente realizada após a tela branca ser apresentada, a cada 5 segundos nos primeiros 30 segundos e a cada 10 segundos durante os 30 segundos seguintes [14], como discutido na seção 2.8.2.3, e após 1 minuto durante 3 minutos. Se a luminância aumenta ou diminui drasticamente em função do tempo, o monitor deve ser reavaliado pelo fabricante.

Esse parâmetro deve ser avaliado mensalmente, apesar de não variar comumente mês a mês e ser recomendado como um teste trimestral [14 e 15]. Deve ser observado se os monitores atingem o nível de luminância máximo após os 60 segundos de monitoramento.

A luminância medida após 60 segundos será tomada como a luminância máxima.

3.2.4 UNIFORMIDADE ESPACIAL DA LUMINÂNCIA

O teste da uniformidade espacial da luminância é realizado sobre o quadrado de 100%, da escala de cinza, da imagem padrão SMPTE, ampliada para que preencha toda a área de visualização ou sobre um campo uniforme com o nível de 100%, da escala de cinza. A tela deve ser dividida numa matriz imaginária de 3 x 3 ou preferivelmente 4 x 4 de dimensão. Em seguida, a luminância de saída, de cada quadrado imaginário, deve ser medida com o fotômetro e registrada. No entanto, a tela deve ser criteriosamente examinada e medidas adicionais devem ser tomadas de pontos óbvios mais brilhantes e mais escuros. Por último, devem ser calculados o coeficiente de variação das medidas e a porcentagem do desvio máximo de luminância ou brilho para fins comparativos. Esse parâmetro deve ser avaliado mensalmente.

3.2.5 LUMINÂNCIA MÁXIMA

A luminância pode ser medida no centro do quadrado de 100%, da escala de cinza, da imagem padrão SMPTE, ampliada para que preencha toda a área de visualização ou sobre um campo uniforme com o nível de 100% da escala de cinza, através do fotômetro. Se o valor da luminância medida for muito diferente do valor especificado pelo fabricante, então o brilho e o contraste devem ser reajustados [14]. Como não existe uma uniformidade espacial da luminância, de modo que se obtenha

resultados exatamente repetitivos em qualquer ponto da tela, a luminância deveria ser medida na mesma posição da tela, mas como isso é impraticável, então alguma variação nas medidas já é esperada. Deve ser observado se são percebidas variações no decorrer do monitoramento e se exercem influência sobre a percepção visual do observador. Esse teste deve ser realizado mensalmente para detectar alguma degradação do desempenho do monitor, como discutido na seção 2.8.2.5.

3.2.6 VALOR GAMA

O valor gama pode ser encontrado através da medida da luminância de saída do centro de cada um dos 11 quadrados da escala de cinza (0% a 100%), da imagem padrão SMPTE. Em seguida, calcula-se o melhor ajuste da reta com a inclinação gama para o logaritmo dos valores de luminância e para o logaritmo dos valores da escala de cinza, de acordo com a equação:

$$\log(B) = \gamma \cdot \log(G) \quad (41)$$

Para aumentar a exatidão das medidas, cada quadrado da escala de cinza deve ser ampliado para que preencha toda a área da tela e tomadas as medidas no centro da tela, preferivelmente no mesmo local.

Uma vez que o valor gama seja determinado num monitor, esse valor deve ser comparado com valores obtidos anteriormente e ainda com valores gama de outros monitores, da mesma sala de laudo. Grandes variações do valor gama de um monitor devem ser investigados e realizado ajuste de brilho e contraste. Esse teste será realizado mensalmente.

3.2.7 GEOMETRIA

Para avaliar a geometria do campo de visualização, a grade de fundo do teste padrão SMPTE deve ser examinado a uma distância de um metro. Deve ser observado se as linhas parecem retas ou se o campo apresenta distorção do tipo “almofada de alfinete” ou “barril”. A geometria é medida como uma proporção entre a altura e largura, medidos no centro da imagem padrão SMPTE, como discutido na seção 2.8.2.7, através de uma régua ou trena. O valor resultante deve ser o mais próximo de 1,0 possível [14]. Uma avaliação mensal é suficiente para esse parâmetro.

3.2.8 RESOLUÇÃO ESPACIAL

Uma vez que o modelo de teste fornecido pela imagem padrão SMPTE é considerado inadequado, pois em uma recente pesquisa [15] todos os pares de linhas por milímetro (pl/mm) foram claramente visualizados pelos observadores, em todos os monitores, outro teste deve ser proposto [14], com um maior número de pl/mm para avaliar a resolução espacial e contraste do monitor [15], como discutido na seção 2.8.2.8. As imagens das peças adquiridas nesse trabalho, que apresentaram os resultados mais satisfatórios, em função dos IQI de fios simples e duplo, são tomadas como imagens padrões e devem ser aplicadas para avaliar a resolução espacial dos monitores.

O conjunto de imagens padrões adquiridas nesse trabalho devem ser avaliadas por um observador inexperiente, com o objetivo de subestimar os resultados. O observador deve julgar quais são os fios de menor diâmetro visíveis de cada IQI de fios simples e qual é a maior quantidade de pl/mm discernível, usando o critério da norma API 1104 [18], que diz que o fio essencial especificado deverá estar bem visível em toda a largura da face da solda e em mais 3mm para cada lado da margem da solda, para os IQI's de fio simples, como apresentado na tabela 2.4.

Os resultados da visibilidade de cada IQI, usado nas imagens padrões, devem ser analisados para apontar se o método proposto, de avaliação da resolução espacial dos monitores, é válido.

Devido a sua importância, esse parâmetro deve ser avaliado mensalmente.

As 4 imagens padrões usadas para avaliar a resolução espacial do monitor, estão apresentadas na tabela 3.5, em função dos fios essenciais, para cada tipo de IQI empregado e dos arames que são facilmente vistos por observadores não treinados.

O teste da resolução espacial, usando o IQI de fios duplos, considera o critério usado para radiografias aplicadas à área nuclear [16], para determinar os pl/mm essenciais para cada imagem padrão, então o sistema digital deve ser capaz de resolver 7 pl/mm.

TAB. 3.5: Imagens padrões digitais das peças.

Peça	Nome do Arquivo	Tela de Fósforo	Imagem	ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO	
				ENC	ESS	ENC	ESS	ENC	ESS
ANEL	arco 03GE	HR	Original	-	6	-	12	5	7
			Processada	6*	6	12*	12	8*	7
TUBO	tubo 03GE	HR	Original		5	-	13	8*	7
			Processada		5	13*	13	9*	7
PLACA FINA	placafina 02GE	HR	Original	7	6	11	12	9*	7
			Processada	6*	6	14*	12	8*	7
PLACA GROSSA	Placa grossa 02GE	HR	Original	11	9	-	9	7*	7
			Processada	7*	9	12*	9	7*	7
Onde:	ENC – representa o número do fio encontrado por observadores não treinados ;								
	ESS – representa o número do fio essencial;								
	■ – indica que o IQI não foi usado;								
	* – indica os melhores resultados, onde o fio encontrado é igual ou supera o fio essencial.								

3.3 LUZ AMBIENTE DA SALA DE LAUDO

A luz ambiente deve ser medida por um fotômetro na unidade do lux (1 foot-candela \approx 10,764 lux), a distâncias de 30 cm e 100 cm da tela do monitor, sob condições normais de trabalho. Deve ser observada a influência sobre o desempenho do observador, na etapa de visualização das imagens digitais padrões.

Os testes do controle de qualidade dos monitores devem ser realizados sob restrição de luz ambiente e sob altos níveis de luz ambiente, para que seja possível avaliar a influência da luz ambiente sobre a aplicação dos testes.

CAPÍTULO 4

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A área da radiografia industrial tem investido de forma muito gradativa, num ambiente para laudo totalmente digital. No entanto, a eficiência do laudo depende profundamente da qualidade dos monitores, nos quais as imagens estão sendo visualizadas e problemas com luminância ou resolução espacial, poderiam comprometer a interpretação dessas imagens.

Para assegurar que os monitores estão funcionando com excelente desempenho, uma quantidade relativamente grande de parâmetros têm que ser avaliados em intervalos regulares. Estes parâmetros já estão bem descritos para imagens médicas pela AAPM, mas ainda não existe qualquer proposta desses parâmetros para radiografias industriais.

Apesar de uma variedade de imagens padrões estarem disponíveis para avaliar os parâmetros individualmente, é importante que se tenha um procedimento de controle bem sucedido e que os testes sejam simples, confiáveis, sem consumo de tempo, que possam ser realizados em qualquer ambiente e que não dependam de um equipamento economicamente custoso. Este é o principal motivo pelo qual a imagem padrão SMPTE tenha sido aplicada neste trabalho e em trabalhos recentes [14, 15, 37]. Embora, a imagem padrão SMPTE tenha algumas limitações, como o teste da resolução espacial, que é considerado inadequado, a escolha deste modelo permite a medida de uma variedade de parâmetros importantes, com um tempo e custo mínimo.

Para suprir a deficiência da imagem padrão SMPTE, o teste para medida da resolução espacial proposto apresenta um maior número de lp/mm e por isso, é considerado válido, para ser usado no procedimento de controle de qualidade dos monitores proposto para a radiografia industrial.

Os resultados são obtidos em cada uma das duas etapas principais: 1) na aquisição de imagens digitais e 2) no controle de qualidade dos monitores

4.1 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS DIGITAIS:

As imagens adquiridas com a placa GP do Imaging Plate da Kodak na primeira sub-etapa são apresentadas na tabela 4.1. Pode-se observar que os resultados

otimizados para a tensão e tempo de exposição estão dentro das faixas sugeridas inicialmente e apresentadas na tabela 3.3 [46].

TAB. 4.1: Técnicas radiográficas de exposição intermediária usando a placa GP - Kodak.

PEÇA (Técnica Rad. de Exposição)	Nome do Arquivo	Tela de Fósforo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo de Exposição (s)
ANEL (PS-VS)	arco 01	GP	140	6	60
	arco 02	GP	130	6	60
TUBO (PD-VD)	tubo 01	GP	150	6	40
	tubo 02	GP	150	5	30
PLACA FINA (PS-VS)	placafina 01	GP	130	6	20
PLACA GROSSA (PS-VS)	placagrossa 01	GP	170	6	50

Durante os teste foi observado, que resultados eram mais satisfatórios aumentando-se a corrente do equipamento de raio X, pois ocorreu um aumento na formação de detalhes nas imagens dos IQI, que apresentaram bordas mais definidas para diâmetros menores. As técnicas de exposição obtidas mostraram-se mais adequadas que as sugeridas inicialmente.

Em seguida, foi realizada a segunda sub-etapa, onde a técnica radiográfica de exposição foi repetida, utilizando-se as placas HR do Imaging Plate da Kodak. Os resultados são apresentados na tabela 4.2.

TAB. 4.2: Técnicas radiográficas de exposição intermediária usando a placa HR - Kodak.

Peça (Técnica Rad. de Exposição)	Nome do Arquivo	Tela de Fósforo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo de Exposição (s)
ANEL (PS-VS)	arco 03	HR	130	6	120
	arco 04	HR	140	6	120
TUBO (PD-VD)	tubo 03	HR	150	6	60
	tubo 04	HR	140	6	50
PLACA FINA (PS-VS)	placafina 02	HR	130	6	40
PLACA GROSSA (PS-VS)	placagrossa 02	HR	170	6	120

Os resultados da tabela 4.2 mostram que o tempo de exposição usando-se a placa HR teve que ser o dobro do que foi exigido para a formação da imagem na placa GP, como consta na seção 2.7.2. Além disso, foram percebidas variações na formação das imagens digitais, entre a placa de fósforo de baixa resolução e de alta resolução, GP e HR, respectivamente.

As imagens foram analisadas no ambiente de visualização e processamento da Kodak, onde foram encontrados e registrados os fios de menores diâmetros dos IQI, com bordas definidas. A análise foi realizada por dois observadores não treinados, como mostra a tabela 4.3.

Os resultados mostrados na tabela 4.3 indicam que as imagens das peças originais não estariam aptas para o laudo. Enquanto que as imagens processadas, como já discutida sua importância na seção 2.8.5, apresentaram maior sensibilidade, principalmente para as placas, pois os fios encontrados resolvíveis, evidenciados na tabela 4.3, são os fios essenciais para cada peça ou de diâmetro menor nas imagens processadas.

Apesar de se ter estabelecido que os sistemas de Imaging Plate devem ser capazes de resolver 7 pl/mm, os resultados mostram que os sistemas foram capazes de resolver um número maior de pl/mm do que foi estabelecido nesse trabalho.

Considerando ainda que a resolução espacial, em função do tamanho do pixel, deveria ser de aproximadamente $100 \mu m$. Através da equação 1 é possível calcular uma resolução espacial limitante do pixel, para 7 pl/mm, 8 pl/mm e 9 pl/mm, encontrados nas imagens, iguais a $71 \mu m$, $62 \mu m$ e $55 \mu m$, respectivamente.

Comparando-se o desempenho das placas GP e HR, na tarefa de oferecer maior resolução de detalhes, para a radiografia industrial. Os resultados apontam que a placa HR é superior à placa GP, como pode ser observado na tabela 4.3, para as imagens tubo04kodak e placafina02kodak.

TAB. 4.3: Imagens digitais das peças com as placas GP e HR da Kodak.

Peça	Nome do Arquivo	Tela de Fósforo	Imagem	ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO	
				ENC	ESS	ENC	ESS	ENC	ESS
ANEL	arco 01Kodak	GP	Original	-	6	-	12	-	7
			Processada	8	6	10	12	-	7
	arco 02Kodak	GP	Original	-	6	-	12	-	7
			Processada	9	6	10	12	-	7
	arco 03Kodak	HR	Original	-	6	-	12	-	7
			Processada	8	6	10	12	8*	7
arco 04Kodak	HR	Original	-	6	-	12	-	7	
		Processada	7	6	11	12	9*	7	
TUBO	tubo 01Kodak	GP	Original	■	5	-	13	-	7
			Processada	■	5	11	13	8*	7
	tubo 02Kodak	GP	Original	■	5	-	13	-	7
			Processada	■	5	11	13	8*	7
	tubo 03Kodak	HR	Original	■	5	-	13	-	7
			Processada	■	5	12	13	9*	7
tubo 04Kodak	HR	Original	■	5	-	13	-	7	
		Processada	■	5	13*	13	9*	7	
PLACA FINA	placafina 01Kodak	GP	Original	-	6	-	12	-	7
			Processada	6*	6	12*	12	9*	7
	placafina 02Kodak	HR	Original	-	6	-	12	-	7
			Processada	6*	6	13*	12	8*	7
PLACA GROSSA	placa grossa 01Kodak	GP	Original	-	9	-	9	-	7
			Processada	8*	9	-	9	8*	7
	placa grossa 02Kodak	HR	Original	-	9	-	9	-	7
			Processada	8*	9	-	9	8*	7
Onde:	ENC – representa o número do fio encontrado por observadores não treinados ;								
	ESS – representa o número do fio essencial;								
	■ – indica que o IQI não foi usado;								
	* – indica os melhores resultados, onde o fio encontrado é igual ou supera o fio essencial.								

A terceira sub-etapa da aquisição foi realizada utilizando-se o Imaging Plate da GE, apenas com a placa HR e mantendo-se as mesmas condições da segunda etapa. Os resultados apresentados na tabela 4.4 mostram que as imagens processadas novamente apresentaram maior sensibilidade, para todas as peças. Os fios resolvíveis estão evidenciados na tabela 4.4.

TAB. 4.4: : Imagens digitais das peças com a placa HR da GE.

Peça	Nome do Arquivo	Tela de Fósforo	Imagem	ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO	
				ENC	ESS	ENC	ESS	ENC	ESS
ANEL	arco 03GE	HR	Original	-	6	-	12	5	7
			Processada	6*	6	12*	12	8*	7
	arco 04GE	HR	Original	-	6	-	12	7*	7
			Processada	7	6	12*	12	8*	7
TUBO	tubo 03GE	HR	Original		5	-	13	8*	7
			Processada		5	13*	13	9*	7
	tubo 04GE	HR	Original		5	-	13	8*	7
			Processada		5	13*	13	8*	7
PLACA FINA	placafina 02GE	HR	Original	7	6	11*	12	9*	7
			Processada	6*	6	14*	12	8*	7
PLACA GROSSA	Placa grossa 02GE	HR	Original	11	9	-	9	7*	7
			Processada	7*	9	12*	9	7*	7
Onde:	ENC – representa o número do fio encontrado por observadores não treinados ;								
	ESS – representa o número do fio essencial;								
	■ – indica que o IQI não foi usado;								
	* – indica os melhores resultados, onde o fio encontrado é igual ou supera o fio essencial.								

Comparando as tabelas 4.3 e 4.4 é possível notar que a placa HR da GE foi capaz de oferecer maior resolução de detalhes, para a radiografia industrial, do que a placa HR da Kodak, principalmente em função dos IQI da ASME e DIN. Para o IQI de fios duplos não foram encontrados resultados significativamente diferentes.

Os equipamentos Imaging Plate de ambos os fabricantes alcançaram a sensibilidade exigida nos filmes, em função dos IQI de fios simples (ASME e DIN), uma vez que os fios essenciais foram encontrados nas imagens tomadas como padrões, quando não superados. Nas imagens do ANEL, adquiridas com o equipamento da GE, foram encontrados os fios essenciais nº 6 (ASTM) e 12 (DIN),

que correspondem a detalhes de $25 \mu m$ e o fio duplo nº 8 que corresponde a detalhes de $62 \mu m$. Por outro lado, foram encontrados detalhes de $40 \mu m$ e $33 \mu m$ nas imagens adquiridas com o equipamento da Kodak, ou seja, fios de diâmetro maiores que os fios essenciais, os fios duplos encontrados correspondendo a detalhes de $62 \mu m$ e $55 \mu m$.

Nas imagens do TUBO foram encontrados os fios essenciais de nº 13 indicando detalhes de $20 \mu m$ e os fios duplos nº 8 e 9 que correspondem a objetos de $62 \mu m$ e $55 \mu m$, respectivamente. Já com o equipamento da Kodak, são encontrados nas imagens detalhes de $25 \mu m$ e $20 \mu m$, onde em uma das imagens o diâmetro de $25 \mu m$ excede ao diâmetro do fio essencial, e fios duplos nº 9.

Nas imagens da PLACA FINA foram encontrados os fios nº 6 (ASME) e 14 (DIN), que correspondem a objetos de $25 \mu m$ e $16 \mu m$, respectivamente enquanto que com o equipamento da Kodak foram encontrados objetos de $25 \mu m$ e $20 \mu m$. Embora com ambos os equipamentos tenha se encontrado os fios essenciais, de $25 \mu m$, é importante notar que o equipamento da GE foi capaz de distinguir objetos de menores diâmetros em relação ao equipamento da Kodak.

Nas imagens da PLACA GROSSA são encontrados detalhes de até $33 \mu m$ e $25 \mu m$, menores do que o diâmetro do fio essencial de $51 \mu m$, e de $71 \mu m$ pelo IQI de fios duplos. Apesar do equipamento da Kodak, mostrar detalhes menores do que o diâmetro do fio essencial, pois foram encontrados detalhes de $40 \mu m$, e os fios duplos apontarem uma resolução espacial de $62 \mu m$.

Considerando que com o equipamento da GE foi possível obter melhores resultados para três das quatro imagens adquiridas, então pode-se dizer que o desempenho do equipamento da GE foi superior ao da Kodak.

O objetivo principal da terceira sub-etapa foi adquirir imagens digitais com qualidade suficiente para servirem como imagens padrões para o teste de resolução espacial do monitor, na etapa de controle de qualidade do monitor, independentemente do fabricante do Imaging Plate. Assim, 4 imagens foram selecionadas da tabela 4.4, usando o critério de maior sensibilidade dos IQI, ou seja, as imagens que apresentaram os níveis mais altos de sensibilidade e indicam alta qualidade da imagem.

As imagens padrões são apresentadas na tabela 4.5 e os resultados obtidos por dois observadores pouco experientes em inspeção de radiografias industriais, para futura comparação com os resultados que poderão ser obtidos por inspetores experientes e pouco experientes que atuam no mercado industrial.

TAB. 4.5: : Imagens digitais padrões para o teste de resolução espacial do monitor.

Peça	Nome do Arquivo	Tela de Fósforo	Imagem	ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO	
				ENC	ESS	ENC	ESS	ENC	ESS
ANEL	arco 03GE	HR	Original	-	6	-	12	5	7
			Processada	6*	6	12*	12	8*	7
TUBO	tubo 03GE	HR	Original	■	5	-	13	8*	7
			Processada	■	5	13*	13	9*	7
PLACA FINA	placafina 02GE	HR	Original	7	6	11	12	9*	7
			Processada	6*	6	14*	12	8*	7
PLACA GROSSA	Placa grossa 02GE	HR	Original	11	9	-	9	7*	7
			Processada	7*	9	12*	9	7*	7
Onde:	ENC – representa o número do fio encontrado por observadores não treinados ;								
	ESS – representa o número do fio essencial;								
	■ – indica que o IQI não foi usado;								
	* – indica os melhores resultados, onde o fio encontrado é igual ou supera o fio essencial.								

4.2 LUZ AMBIENTE DA SALA DE LAUDO:

O período de investigação dos monitores teve duração de 06 meses, no qual o controle de qualidade proposto para os monitores destinados ao laudo de radiografia industrial foi realizado mensalmente e para cada mês de investigação, foram obtidas 84 medidas para cada um dos 5 monitores. Este período de investigação resultou em 2.520 leituras, sendo que metade das leituras foi realizada sob a condição ideal de uma sala de laudo, com baixo nível de luz ambiente, ou seja, sob restrição de luz ambiente, e a outra metade das leituras foram obtidas repetindo-se todos os teste do controle de qualidade sob as condições mais desfavoráveis de uma sala de laudo, com um alto nível de luz ambiente. A variação do nível de luz ambiente durante o período de investigação é interessante para constatar se exerce alguma influência sobre os resultados dos testes.

Das 1260 leituras realizadas sob restrição de luz ambiente, 100% estavam em condições apropriadamente abaixo do nível de 100 lux, especificado pela WHO [41] para sala de laudo médico. As medidas foram tomadas a distâncias de 30 cm e de 100 cm dos monitores e os resultados são apresentados na figura 4.1.

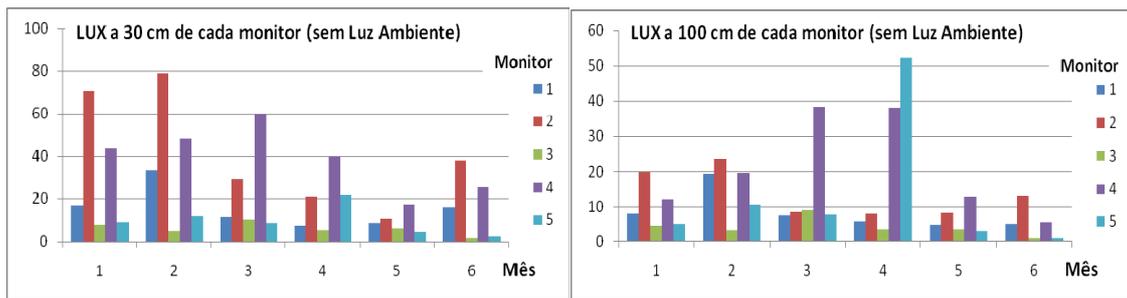


FIG.4.1: Resultados dos níveis de luz ambiente a distâncias de 30 cm e 100 cm, sob restrição de luz ambiente.

Enquanto que as demais 1260 leituras, aproximadamente 100% foram obtidas com níveis de luz ambiente acima de 100 lux. Algumas condições superaram quase 20 vezes o nível permitido, como podem ser vistos na figura 4.2.

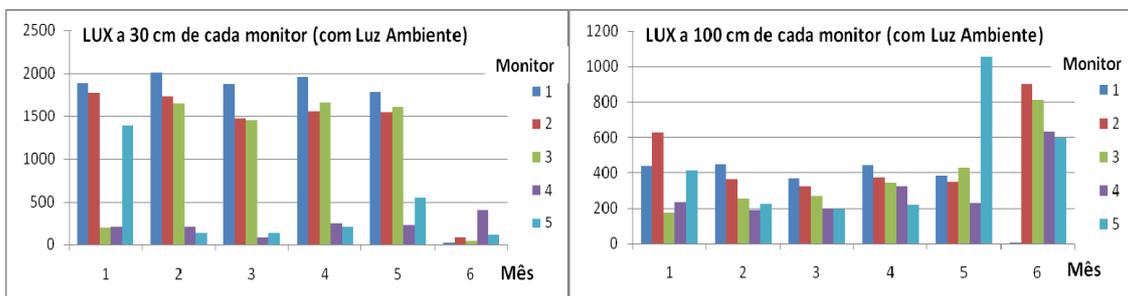


FIG.4.2: Resultados dos níveis de luz ambiente a distâncias de 30 cm e 100 cm, sem restrição de luz ambiente.

Os resultados obtidos para os testes de luminância máxima, uniformidade espacial e estabilidade temporal da luminância, variação de geometria e de resolução espacial são apresentados e discutidos na seqüência, sob restrição de luz ambiente, descrito “sem luz” e sob altos níveis de luz ambiente, descrito “com luz”.

4.3 CONTROLE DE QUALIDADE DOS MONITORES

4.3.1 ESTABILIDADE TEMPORAL DA LUMINÂNCIA

Os valores das leituras estão normalizados, de modo que o valor obtido na primeira medida, ou seja no instante 0 (zero) segundo de contagem, seja de 100%.

A figura 4.3 apresenta os resultados do teste de estabilidade da luminância, investigado dentro de um intervalo de 0 a 180 segundos, para cada um dos 5 monitores, durante o período de 6 meses, sob restrição de luz.

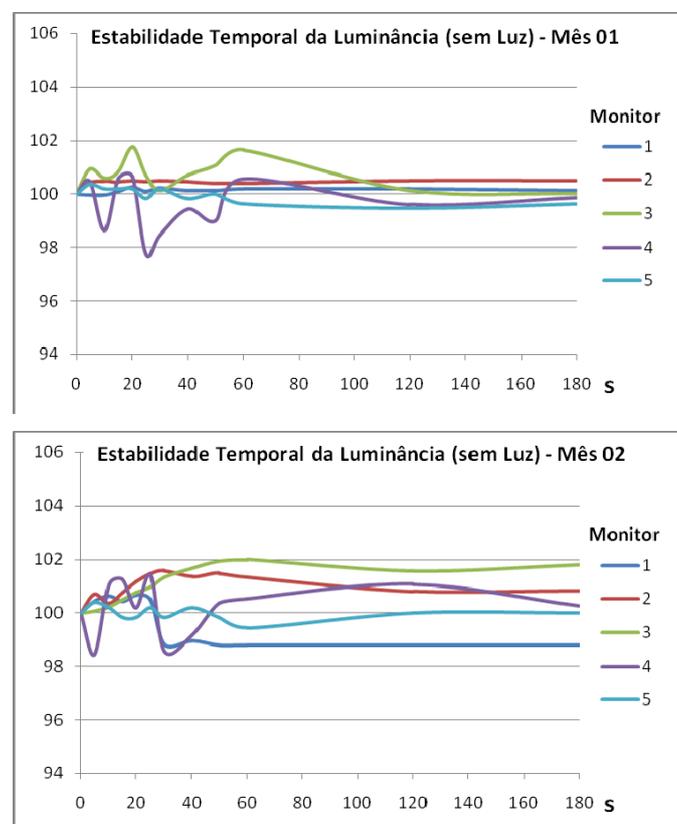


FIG.4.3: Resultados da estabilidade temporal da luminância, sob restrição de luz ambiente, por mês de investigação.

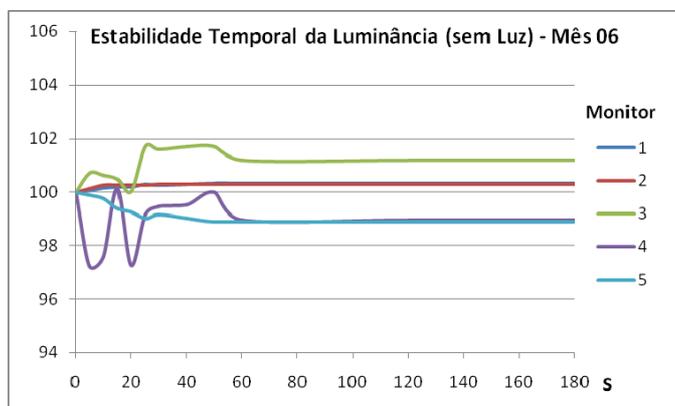
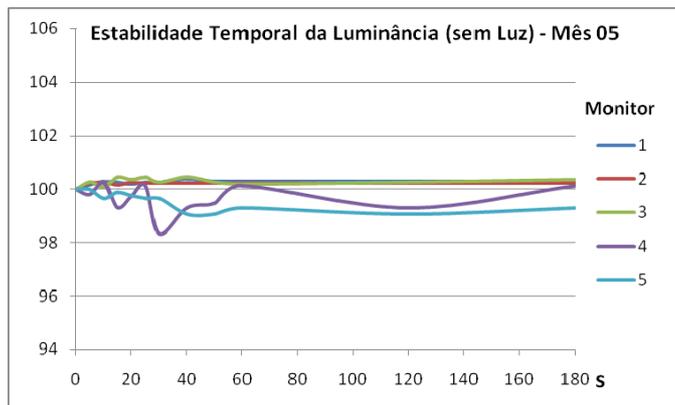
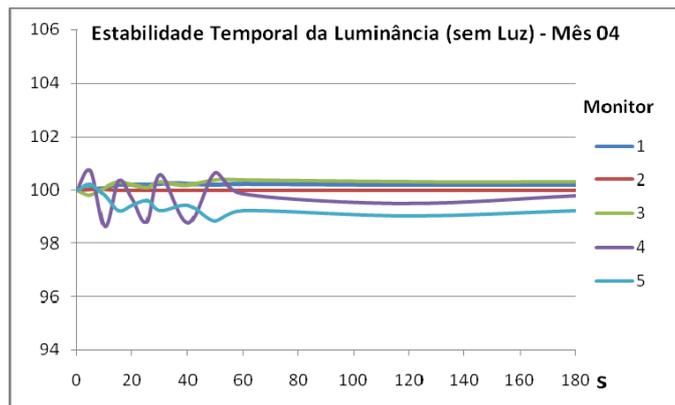
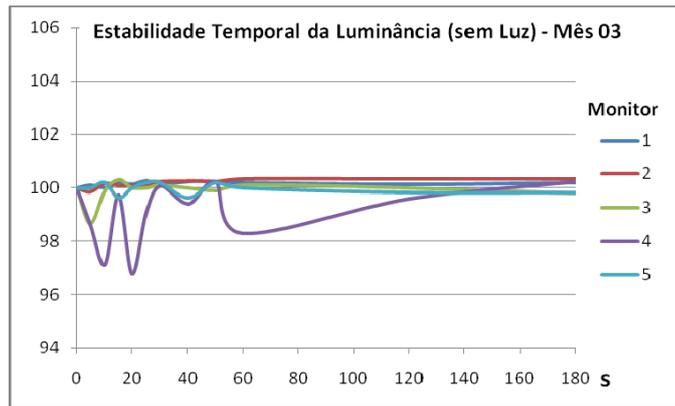


FIG.4.3: Resultados da estabilidade temporal da luminância, sob restrição de luz ambiente, por mês de investigação (cont.).

É possível observar nos gráficos da figura 4.3 que todos os monitores ficam dentro de 4% do nível de luminância original deles e após 60 segundos, não se observa variações drásticas de luminância, até o final do período de investigação.

Os monitores 3, 4 e 5 foram os que apresentaram maior variação da luminância ao longo dos primeiros 60 segundos, enquanto que os monitores 1 e 2 permaneceram aproximadamente 100% estáveis, com um sutil aumento da luminância em relação a original. Após os primeiros 60 segundos, os monitores ficam dentro de um intervalo máximo de 2% do nível original deles e não se observa uma diminuição drástica de luminância em nenhum dos monitores. Diminuições drásticas seriam inaceitáveis e o monitor deveria ser melhor investigado pelo fabricante através do processo de caracterização dos monitores.

A figura 4.4 apresenta os resultados do teste de estabilidade da luminância aplicado com altos níveis de luz ambiente.

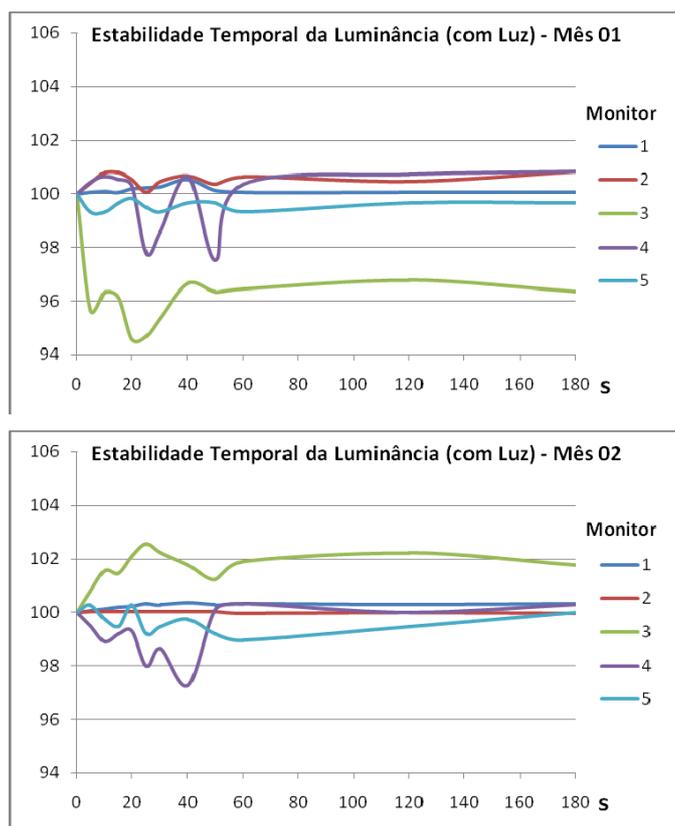


FIG.4.4: Resultados da estabilidade temporal da luminância, com altos níveis de luz ambiente, por mês de investigação.

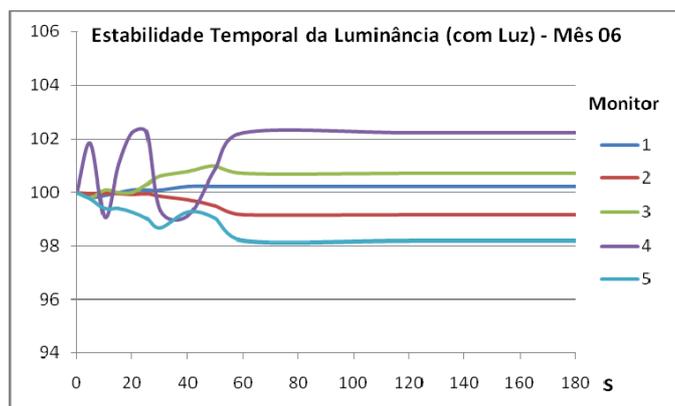
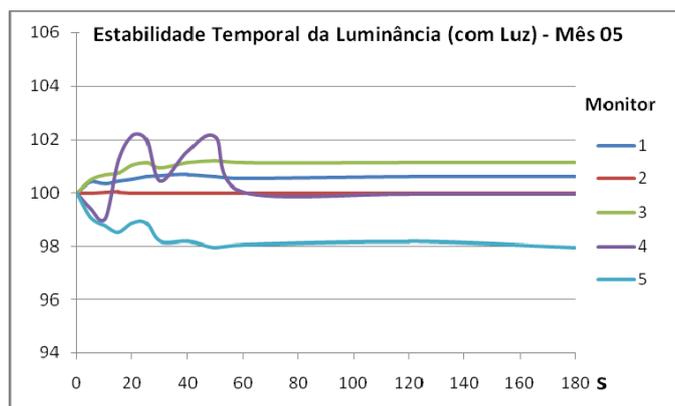
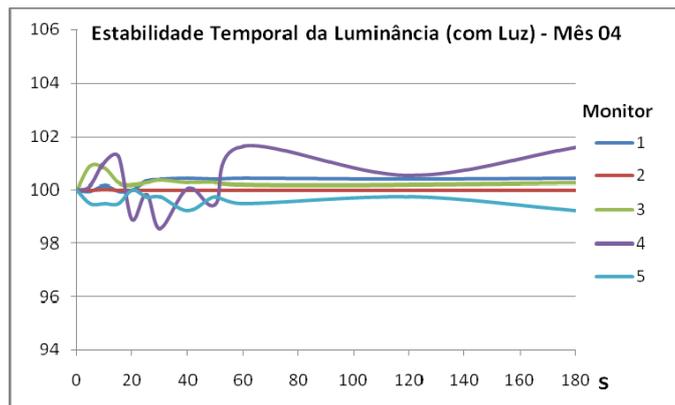
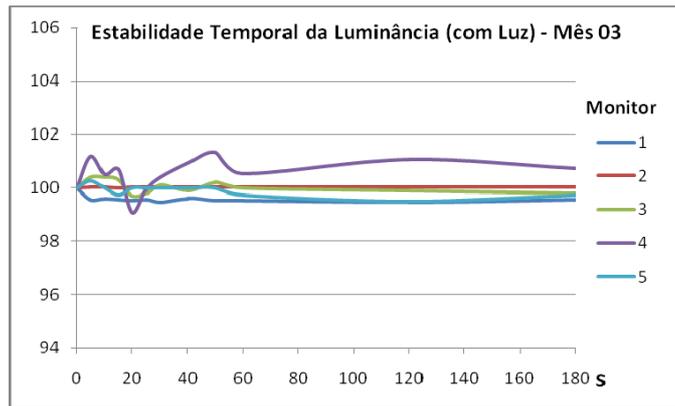


FIG.4.4: Resultados da estabilidade temporal da luminância, com altos níveis de luz ambiente, por mês de investigação (cont.).

Os gráficos da figura 4.4 mostram que há um aumento da variação da luminância em relação ao nível original de luminância de cada monitor, chegando a um máximo de 6%. Apesar de, após os primeiros 60 segundos, todos os monitores alcançarem níveis de luminância constantes, há uma maior variação desses níveis, que chega ao máximo de 4%, em relação aos níveis de luminância originais.

Os monitores 3, 4 e 5 apresentaram maior variação de luminância durante todo o tempo de investigação, enquanto que os monitores 1 e 2 tiveram um desempenho similar ao desempenho obtido sob restrição de luz ambiente.

Ainda não há um limite estabelecido por órgãos internacionais para esse parâmetro e a variação máxima da estabilidade da luminância ao longo do período de investigação foi de 2%, sob a condição de restrição de luz ambiente e de alto nível de luz ambiente.

A pequena variação observada entre os valores obtidos nas distintas condições de luz ambiente, pode indicar que o alto nível de luz ambiente pode influenciar um pouco nesse teste.

4.3.2 UNIFORMIDADE ESPACIAL DA LUMINÂNCIA

A uniformidade espacial da luminância de saída do monitor é expressa pela porcentagem do coeficiente de variação, obtida de várias medidas num arranjo matricial da tela do monitor. Mesmo sabendo que o valor ideal seria de 0%, na figura 4.5 pode-se observar que os monitores investigados apresentam uma porcentagem máxima de 8%, quando sob a condição de restrição de luz ambiente, e de quase 7%, sob altos níveis de luz ambiente na sala de laudo. Embora esses níveis, em ambas condições de luz ambiente, estejam abaixo do limite estabelecido pela AAPM, que deve ser <30%, é possível observar que o alto nível de luz ambiente na sala de laudo pode influenciar a medida do coeficiente de variação da luminância. Apenas para o monitor 5, o coeficiente de variação foi exageradamente acentuado, todos os demais monitores tiveram um desempenho constante ao longo do período de investigação, sob as diferentes condições de luz ambiente.

Os monitores 1, 2, 3 e 4 apresentaram um progressivo aumento no coeficiente de variação da luminância, chegando ao máximo de 4% em relação ao valor inicial, no fim do período de investigação, sob as diferentes condições de luz ambiente.

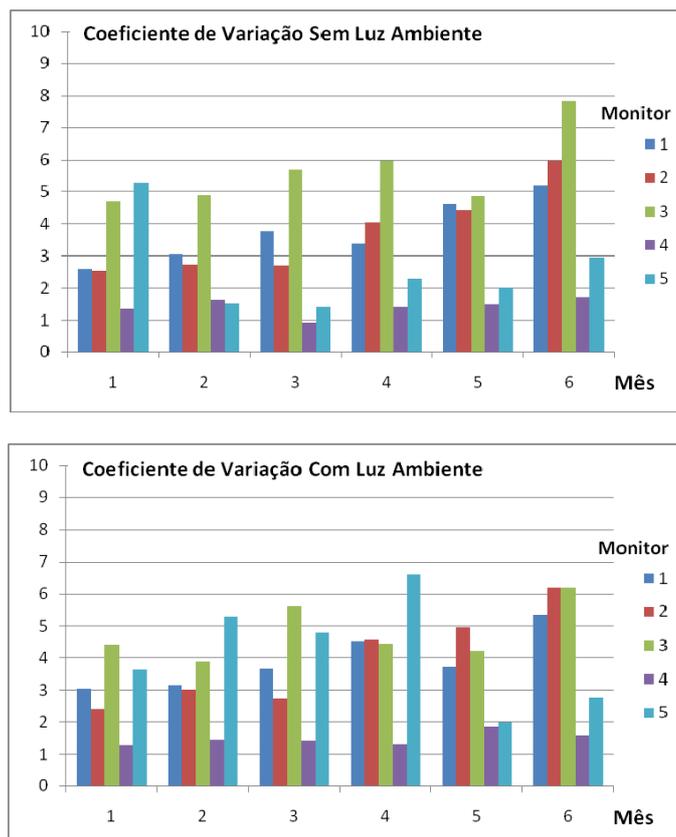


FIG.4.5: Resultados da uniformidade espacial da luminância, sob restrição de luz e sob altos níveis de luz ambiente.

A condição de altos níveis de luz ambiente, na sala de laudo, influencia um pouco nos resultados do teste de uniformidade espacial da luminância.

4.3.3 LUMINÂNCIA MÁXIMA

A figura 4.6 mostra que os monitores investigados estão calibrados para faixas distintas de luminância máxima de operação. Exceto os monitores 1 e 4, que estão calibrados para 300 cd.m^{-2} .

Não foram observadas variações drásticas de luminância ao longo do período de investigação, para todos os monitores, exceto para o monitor 5, que teve uma diminuição drástica do primeiro mês para o segundo mês de investigação, quando sob restrição de luz ambiente.

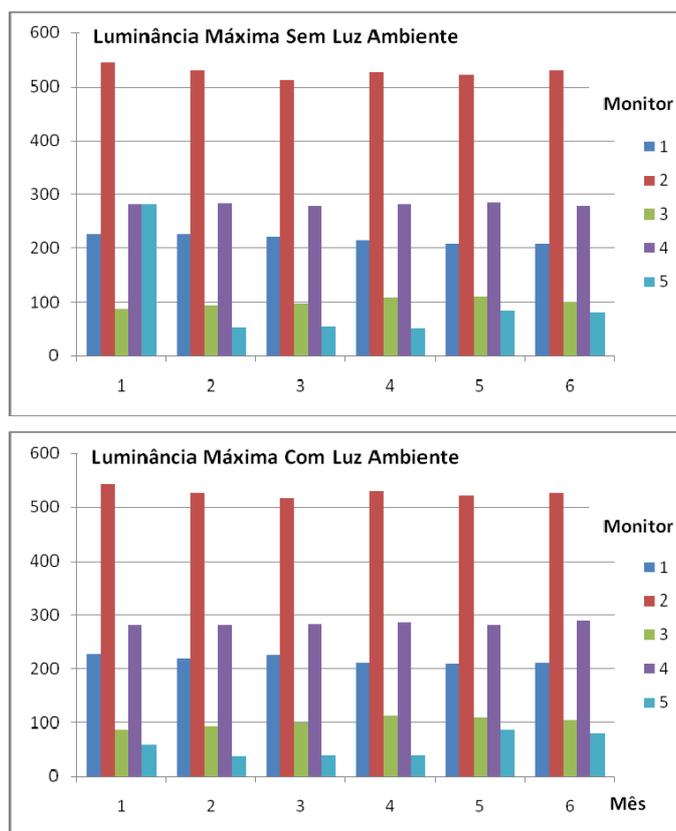


FIG.4.6: Resultados da luminância máxima de saída dos monitores, sob restrição de luz ambiente e sob altos níveis de luz ambiente.

Os monitores tiveram desempenho similar tanto para as diferentes condições de luz ambiente, quanto ao longo do tempo de investigação. Os monitores 1, 2 e 4 apresentaram níveis de luminância máxima acima do limite mínimo estabelecido pela ACR, que deve ser $> 171,3 \text{ cd.m}^{-2}$, para sala de laudo médico.

A faixa de luminância estabelecida pela AAPM, também para salas de laudo, é de $100\text{-}300 \text{ cd.m}^{-2}$, com isso pode-se observar que o monitor 2 supera essa faixa e que apenas os monitores 1 e 4 atenderiam bem à esse limite. O monitor 3, ao longo do período de investigação, teve uma pequena variação, alcançando nos últimos 4 meses, o limite estabelecido pela AAPM, nas distintas condições de luz ambiente.

4.3.4 VALOR GAMA

Os valores gama descrevem o nível de contraste dos monitores, de modo que quanto maior o valor gama, maior é a capacidade de contraste de um monitor.

Os valores gama obtidos no período de investigação variam de 0,3 a 1,3, sob ambas condições de luz ambiente, como mostra a figura 4.7.

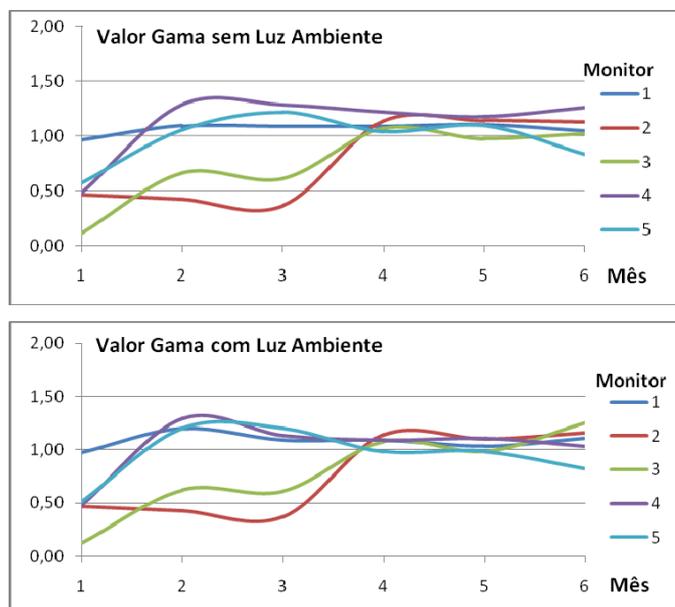


FIG.4.7: Resultados dos valores gama dos monitores, sob restrição de luz ambiente e sob altos níveis de luz ambiente.

Durante os três primeiros meses de investigação, observou-se uma variação nos valores gama e a partir do 4º mês, os valores gama permaneceram praticamente constantes, para todos os monitores, até o final da investigação, exceto para o monitor 1, que se manteve constante durante todo o período de investigação. Nos meses em que o valor gama permaneceu constante, para cada monitor, os valores variaram de 0,9 a 1,3. Apenas o monitor 5 atingiu o nível mais baixo, o valor de 0,9 e os demais atingiram valores iguais ou superiores a 1.

Os resultados obtidos para as diferentes condições de luz ambiente, foram similares e pode-se dizer que as condições de altos níveis de luz ambiente influenciam pouco nos resultados desse teste.

Ainda não há um limite estabelecido por órgãos internacionais para este parâmetro.

4.3.5 GEOMETRIA

O limite para a variação da geometria é muito pequeno e deve ser inferior a 2%, segundo a AAPM, para salas de laudo médico. Na figura 4.8, pode-se observar que todos os monitores apresentam uma variação máxima de 2%, exceto o monitor 5, que supera esse limite e alcança uma variação máxima de 3%, mas essa variação não é percebida visualmente pelo observador. Esse teste foi o único que não foi realizado sob diferentes condições de luz ambiente, dada a simplicidade das medidas sobre a imagem padrão.

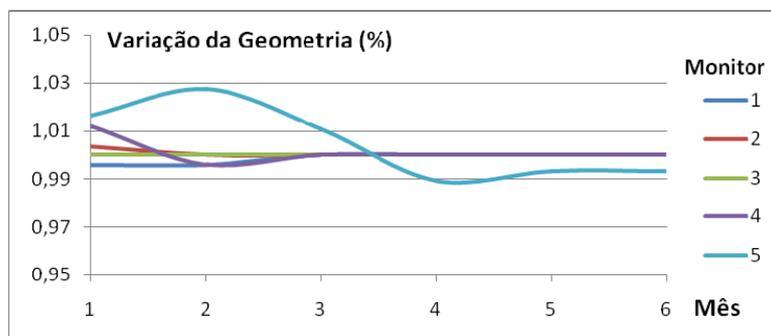


FIG.4.8: Resultados da variação de geometria.

Os resultados do controle de qualidade dos monitores estão apresentados nas tabelas 4.6 e 4.7.

TAB. 4.6: Valores médios mensais dos parâmetros de cada monitor, obtidos em 6 meses de investigação, sob restrição de luz ambiente.

Monitor /Mês	Luminância Máxima ($cd.m^{-2}$)	Uniformidade Espacial da Luminância (%)	Estabilidade Temporal da Luminância	Valor Gama	Geometria	Luz Ambiente (lux)	
						30 cm	100 cm
1						30 cm	100 cm
Mês 1	225,00	2,59	225,00	0,97	1,00	16,90	8,00
Mês 2	225,20	3,04	225,20	1,09	1,00	33,30	19,40
Mês 3	220,50	3,78	220,50	1,09	1,00	11,60	7,40
Mês 4	214,10	3,37	214,00	1,09	1,00	7,40	5,80
Mês 5	207,40	4,62	207,40	1,10	1,00	8,70	4,70
Mês 6	207,00	5,19	207,00	1,05	1,00	15,74	5,07
2							
Mês 1	544,10	2,53	544,60	0,47	1,00	70,70	20,00
Mês 2	529,20	2,74	526,50	0,42	1,00	78,60	23,70
Mês 3	512,00	2,70	512,00	0,36	1,00	29,40	8,50
Mês 4	525,80	4,05	525,80	1,14	1,00	21,00	8,00
Mês 5	521,20	4,43	521,20	1,14	1,00	10,80	8,20
Mês 6	530,60	5,98	530,60	1,13	1,00	38,13	13,13
3							
Mês 1	87,00	4,72	85,60	0,12	1,00	7,90	4,40
Mês 2	93,08	4,88	92,90	0,66	1,00	4,90	3,20
Mês 3	97,60	5,70	97,30	0,61	1,00	10,40	8,90
Mês 4	109,40	5,96	109,30	1,07	1,00	5,50	3,50
Mês 5	110,50	4,85	110,70	0,98	1,00	6,30	3,40
Mês 6	100,10	7,82	100,10	1,03	1,00	1,43	0,88
4							
Mês 1	280,50	1,33	278,50	0,48	1,01	43,70	12,30
Mês 2	283,00	1,63	282,20	1,29	1,00	48,00	19,70
Mês 3	277,90	0,92	283,30	1,29	1,00	59,80	38,40
Mês 4	280,90	1,40	280,70	1,22	1,00	40,00	38,00
Mês 5	284,80	1,47	284,80	1,18	1,00	17,00	13,00
Mês 6	277,50	1,70	277,50	1,26	1,00	25,67	5,45
5							
Mês 1	280,50	5,26	53,60	0,57	1,02	8,80	5,10
Mês 2	51,90	1,52	52,20	1,06	1,03	11,80	10,70
Mês 3	52,90	1,40	52,80	1,22	1,01	8,70	7,80
Mês 4	50,50	2,29	50,50	1,04	0,99	21,60	52,20
Mês 5	83,70	2,02	83,70	1,10	0,99	4,40	3,00
Mês 6	80,50	2,97	80,50	0,84	0,99	2,32	1,06

TAB. 4.7: Valores médios mensais dos parâmetros de cada monitor, obtidos em 6 meses de investigação, sem restrição de luz ambiente.

Monitor /Mês	Luminância Máxima ($cd.m^{-2}$)	Uniformidade Espacial da Luminância (%)	Estabilidade Temporal da Luminância	Valor Gama	Geometria	Luz Ambiente (lux)	
						30 cm	100 cm
1						30 cm	100 cm
Mês 1	227,50	3,04	227,50	0,97	1,00	1891,00	435,00
Mês 2	218,70	3,16	218,70	1,20	1,00	2015,00	446,00
Mês 3	226,40	3,64	226,50	1,09	1,00	1875,00	366,40
Mês 4	210,90	4,51	210,90	1,09	1,00	1960,00	440,00
Mês 5	208,30	3,72	208,40	1,04	1,00	1790,00	380,00
Mês 6	210,80	5,34	210,80	1,11	1,00	15,74	5,07
2							
Mês 1	543,50	2,41	544,60	0,47	1,00	1775,00	626,80
Mês 2	525,80	3,02	525,80	0,42	1,00	1734,00	360,00
Mês 3	516,90	2,75	516,90	0,37	1,00	1472,00	320,20
Mês 4	530,40	4,57	530,40	1,14	1,00	1565,00	370,00
Mês 5	521,50	4,97	521,50	1,10	1,00	1552,00	348,00
Mês 6	526,30	6,19	526,30	1,15	1,00	80,60	898,30
3							
Mês 1	86,80	4,39	86,70	0,12	1,00	190,00	175,00
Mês 2	91,70	3,89	91,60	0,62	1,00	1656,00	255,00
Mês 3	98,20	5,61	98,00	0,61	1,00	1446,00	272,20
Mês 4	111,40	4,42	111,50	1,07	1,00	1661,00	340,00
Mês 5	109,00	4,21	109,00	0,98	1,00	1617,00	425,00
Mês 6	104,10	6,18	104,10	1,25	1,00	44,13	806,00
4							
Mês 1	280,20	1,28	281,50	0,47	1,01	201,00	236,00
Mês 2	281,10	1,44	281,00	1,29	1,00	200,60	190,40
Mês 3	282,20	1,42	282,70	1,13	1,00	81,30	195,00
Mês 4	285,10	1,32	285,00	1,09	1,00	243,00	322,00
Mês 5	280,20	1,85	280,00	1,10	1,00	220,00	232,00
Mês 6	289,50	1,58	289,50	1,03	1,00	408,30	634,30
5							
Mês 1	58,20	3,64	58,40	0,51	1,02	1383,00	412,00
Mês 2	37,30	5,27	37,70	1,20	1,03	131,60	226,50
Mês 3	38,00	4,80	38,00	1,20	1,01	132,60	198,20
Mês 4	38,60	6,61	38,50	0,98	0,99	203,00	220,00
Mês 5	86,30	1,98	86,20	0,98	0,99	554,00	1055,00
Mês 6	80,80	2,78	80,80	0,82	0,99	115,80	598,90

4.3.6 RESOLUÇÃO ESPACIAL

Espera-se também validar o teste de resolução espacial proposto, mediante a limitação de visualização de todos os fios e pares de linhas por milímetro (pl/mm) presentes nas imagens padrões processadas por PDI, através da observação dessas imagens nos monitores testados. As tabelas 4.8 e 4.9, em anexo, apresentam os resultados obtidos em função de todos os IQI's utilizados e sob as duas condições de luz ambiente.

As imagens padrões foram visualizadas em todos os monitores e os laudos foram realizados por um observador não experiente.

É importante notar o monitor que apresenta o maior número de reprovações, ou seja, onde os fios encontrados foram de diâmetro superior ao fio essencial definido pelas normas ASME e DIN. Nesse caso o monitor 5 foi o que obteve o maior número de reprovações, nas duas condições de luz ambiente e o monitor 2 foi o que obteve melhores resultados.

Os resultados obtidos quando a observação das imagens foi realizada sob restrição de luz foram melhores do que aqueles obtidos sob altos níveis de luz ambiente, pois o número de reprovações foi inferior. Desta forma, é possível afirmar que é imprescindível a restrição de luz ambiente numa sala de laudo de radiografias, sejam convencionais ou digitais.

Outro resultado interessante pode ser observado das referidas tabelas, quando se percebe que em pelo menos uma das imagens observadas, mais especificamente a do arquivo **tubo 03GE**, foram visualizados os fios duplos que conferem a resolução espacial mínima que um sistema de visualização deve ter, para imagens digitais industriais, em todos os monitores. Apesar das outras imagens não apresentarem a resolução mínima para que a imagem seja destinada ao laudo, devido a inexperiência do observador, ou ao processamento digital inadequado, ou até mesmo ao processo de aquisição da imagem, que pode ter sido realizado de forma imprópria.

Foi possível se visualizar em alguns monitores mais pl/mm do que o limite mínimo, de 7 pl/mm, na referida imagem. Como nem todos os pl/mm foram visualizados nas imagens, esse resultado aponta para a possibilidade dessa imagem ser usada para estimar a resolução espacial limitante dos monitores, mas para que esse resultado tenha significância estatística, um maior número de observadores deveria ser submetido ao método e estatística contidos no Anexo. Essa etapa da pesquisa não foi aplicada, dada a dificuldade de colaboração de inspetores de radiografia industrial digital, uma vez que suas habilidades são testadas, geram certo receio e constrangimento dos prováveis colaboradores.

TAB. 4.8: Imagens digitais padrões para o teste de resolução espacial do monitor, analisadas sob altos níveis de luz ambiente.

	Nome do Arquivo																								
Imagens Processadas	arco 03GE						tubo 03GE						Placa fina 02GE						Placa grossa 02GE						
IQI's	ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO		ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO		ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO		ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO		Índice de Reprovação
Monitor	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	
1	6	7	12	11	7	7	5	■	13	13	7	*8	6	6	12	*14	7	6	9	*8	9	*11	7	6	4
2	6	6	12	12	7	7	5	■	13	13	7	*8	6	6	12	*14	7	6	9	*7	9	*11	7	6	2
3	6	6	12	11	7	7	5	■	13	13	7	7	6	6	12	*14	7	6	9	*7	9	*11	7	5	3
4	6	6	12	10	7	7	5	■	13	13	7	*8	6	6	12	*14	7	6	9	*7	9	*11	7	5	3
5	6	8	12	10	7	6	5	■	13	11	7	7	6	6	12	12	7	6	9	*8	9	*11	7	5	6
Onde:	ENC – representa o número do fio encontrado por observadores não treinados ;																								
	ESS – representa o número do fio essencial;																								
	■ – indica que o IQI não foi usado;																								
	* – indica os melhores resultados, onde o fio encontrado é igual ou supera o fio essencial.																								

TAB. 4.9: : Imagens digitais padrões para o teste de resolução espacial do monitor, analisadas sob restrição de luz ambiente.

	Nome do Arquivo																								
Imagens Processadas	arco 03GE						tubo 03GE						Placa fina 02GE						Placa grossa 02GE						
IQI's	ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO		ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO		ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO		ASTM 1B		DIN FE 10		FIO DUPLO		Índice de Reprovação
Monitor	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	Fio ESS	Fio ENC	
1	6	6	12	11	7	7	5		13	13	7	*8	6	6	12	*14	7	6	9	*7	9	*11	7	6	3
2	6	6	12	12	7	7	5		13	13	7	*8	6	6	12	*14	7	6	9	*7	9	*11	7	6	2
3	6	6	12	11	7	7	5		13	13	7	7	6	6	12	*14	7	6	9	*7	9	*11	7	6	3
4	6	6	12	11	7	7	5		13	13	7	*8	6	6	12	*14	7	6	9	*7	9	*11	7	5	3
5	6	7	12	10	7	7	5		13	12	7	7	6	6	12	*13	7	6	9	*8	9	*11	7	5	5
Onde:	ENC – representa o número do fio encontrado por observadores não treinados ;																								
	ESS – representa o número do fio essencial;																								
	■ – indica que o IQI não foi usado;																								
	* – indica os melhores resultados, onde o fio encontrado é igual ou supera o fio essencial.																								

4.3.7 VALORES PROPOSTOS PARA OS PARÂMETROS FÍSICOS

Os valores mínimos para os parâmetros físicos, para os monitores destinados a laudos de radiografia industrial, são apresentados na tabela 4.10, onde podem ser comparados com os valores já estabelecidos por entidades competentes em laudos de radiografias digitais na área médica.

É possível observar que os valores propostos são mais conservadores do que os estabelecidos, para monitor usado para laudos médicos.

TAB. 4.10: Comparação de valores dos parâmetros físicos publicados em manuais e valores propostos.

Manual	Luminância Máxima ($cd.m^{-2}$)	Uniformidade Espacial da Luminância (%)	Estabilidade Temporal da Luminância (%)	Valor Gama	Variação da Geometria	Luz Ambiente (lux)	Resolução Espacial (pl/mm)
AAPM (2003)	100 - 300	< 30%	*	*	< 2%	*	*
ACR (1998)	171,3	*	*	*	*	*	*
WHO (1982)	*	*	*	*	*	≤ 100	*
CEC (1997)	*	*	*	*	*	≤ 50	*
LIN – COPPE (2008)	100 - 600	< 10%	2 % (após 60 s)	> 1,0	< 2 %	≤ 100 (30 cm) ≤ 50 (100 cm)	≥ 7
<p>Onde: AAPM – American Association of Physicists in Medicine; ACR – American College of Radiology; WHO – World Health Organization; CEC – Comissão de European Communities; LIN – COPPE – Laboratório de Instrumentação Nuclear da COPPE/UFRJ</p>							
* - Indica que nenhum padrão estava disponível.							

CAPÍTULO 5

5 CONCLUSÕES

Uma produção científica [46] descreve o processo de como a qualidade da radiografia digital sofre influência, de degradação de informação, já na etapa de sua aquisição. Assim, dois equipamentos Imaging Plate, de mesmas especificações técnicas e de diferentes fabricantes, são capazes de gerar imagens de qualidades diferentes, mas que mesmo assim, a qualidade das imagens alcança a sensibilidade exigida para filmes radiográficos, em um dos equipamentos.

Para suprir a deficiência da imagem padrão SMPTE, o teste para medida da resolução espacial proposto nesse trabalho, com um maior número de pl/mm pode ser usado para avaliar a resolução espacial e contraste do monitor, como um teste aplicado no procedimento de controle de qualidade dos monitores usados na radiografia industrial, visto que todos os pares de linhas por milímetro (pl/mm) não são discerníveis em todas as imagens adquiridas e que o IQI de fios pode ser usado para uma estimativa mais refinada da resolução espacial.

Os monitores analisados pelo protocolo de controle de qualidade proposto são de diferentes especificações técnicas e, portanto os resultados obtidos para cada teste são claros e conclusivos, em relação as vantagens e desvantagens de cada monitor.

Os testes foram realizados mensalmente e podem ser classificados como simples e de baixo custo, segundo o grau de dificuldade na aplicação e de acordo com o valor do equipamento necessário, o fotômetro. Para a aplicação dos testes não se exige um profissional com muita qualificação nesta área, mas qualquer profissional da área ou não pode ser treinado e capacitado para seguir o método e obter as informações de interesse, para a radiografia industrial digital. O tempo exigido para a realização de todos os testes combinados pode variar de 5 – 10 minutos por monitor.

O principal objetivo do protocolo de controle de qualidade foi verificar o desempenho dos distintos monitores, para verificar alguma degradação ao longo do período de 6 meses de investigação. Esse período de investigação foi superior ao período destinado para analisar monitores para laudos médicos [14 e 15], onde ocorreu a degradação do desempenho dos monitores.

Entre os testes realizados para o controle de qualidade dos monitores, de estabilidade temporal, de uniformidade espacial, de luminância máxima, de contraste e geometria, os testes que foram mais influenciados quando realizados sob altos níveis de luz ambiente, cujos resultados se distanciaram significativamente dos obtidos quando os testes foram aplicados sob restrição de luz ambiente são: de estabilidade

temporal e uniformidade espacial. Portanto, recomenda-se a restrição de luz ambiente para a aplicação dos testes de controle de qualidade dos monitores destinados ao lado de radiografias industriais.

Os limites propostos nesse trabalho para os parâmetros, ainda não especificados pelos órgãos internacionais competentes, são, mais especificamente, para a estabilidade temporal da luminância, que após os primeiros 60 segundos, os monitores devem ficar dentro de um intervalo máximo de 2% do nível original deles e para o valor gama, que deve ser $> 1,0$.

Os resultados obtidos com o teste da resolução espacial apontam para a possibilidade de que este possa ser usado para avaliar a resolução espacial limitante dos monitores, uma vez que todos os pl/mm não foram visíveis por um observador inexperiente, em resposta a limitação da percepção visual.

Com uma das imagens padrões foi possível estimar uma resolução espacial limitante, em todos os monitores, superior a que é recomendada para radiografias digitais em aplicações nucleares, foram visualizados até 8 pl/mm.

O teste proposto para avaliar a resolução espacial do monitor deve ser melhor avaliado, em conjunto com os testes de desempenho do inspetor e de estatística, em uma pesquisa futura.

Foi observada a influência de altos níveis de luz ambiente em salas de laudo, dificultando a percepção de detalhes e degradando significativamente os resultados do laudo. Esses resultados reforçam a importância da restrição da luz ambiente em salas de laudo de radiografia industrial, como mais um fator que influencia a qualidade final da imagem.

A degradação dos resultados encontrados para alguns parâmetros, durante o período de investigação, ressalta a importância da aplicação do método de controle de qualidade proposto para o monitor, periodicamente.

CAPÍTULO 6

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] CARRINO, John A, "Digital Image Quality: A Clinical Perspective". Disponível em: <http://www.scarnet.org/pdf/primer3ch3.pdf> (visitado em 20/02/2006).
- [2] EWERT, U., "New Trends in Industrial Radiography", *NDT.net*, v.7, n.2(Feb.), pp. 1-5, 2002.
- [3] REDOUANE, D., Yacine, K., Amal, A., Farid, A., Amar, B., "Evaluation of Corroded Pipelines Wall Thickness Using Image Processing in Industrial Radiography". *Proceedings of 15th WCNDT*, 1-6, Roma, 2000.
- [4] ONEL Y., Ewert, U. E Willems, P., "Radiographic Wall Thickness Measurements of Pipes by a New Tomographic Algorithm". *Proceedings of 15th WCNDT*, 1-6, Roma, 2000.
- [5] ZSCHEREL, U., Onel, Y., Ewert, U., "New Concepts for Corrosion Inspection of Pipelines by Digital Industrial Radiology (DIR)". *Proceedings of 15th WCNDT*, 1-10, Roma, 2000.
- [6] BLETTNER, A., Chauveau, D., Gresset, F., "Results of the First Industrial Applications of the New Generation of Imaging Plates". *Proceedings of 15th WCNDT*, 1-6, Roma, 2000.
- [7] VEITH, E., Bucherie, C., Lechien, J. L., Rattoni, B., "Inspection of Offshore Flexible Riser with Eletromagnetic and Radiographic Techniques". *Proceedings of 15th WCNDT*, 1-9, Roma, 2000.
- [8] JAGANNATHAN, H., Bhaskar, N. P., Sriraman, P. C. N., e Vijay, N. A., "Step Towards Automatic Defect Pattern Analysis and Evaluation in Industrial Radiography Using Digital Image Processing". *Proceedings of 15th WCNDT*, 1-5, Roma, 2000.
- [9] BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEICHTHOLD, E.M., BOONE, J.M. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2 ed. Filadelfia, USA, 2001.

- [10] KRUPINSKI E. "Medical Image Perception: Influence of Monitor Quality on Observer Performance". Disponível em: <http://www.scarnet.org/pdf/primer3ch12.pdf> (visitado em 20/02/2006).
- [11] KRUPINSKI E., Roehrig H. "Recent developments in evaluating soft-copy for medical images", *Recent Res Development Optical ENGG*, v. 3, pp. 35-49, 2000.
- [12] ROEHRIG H. "The monochrome cathode ray tube display and its performance". In: Kim Y., Horri S. (eds), *Handbook of medical imaging*, pp. 156-220 Bellingham, WA: SPIE Press, 2000.
- [13] WANG J., Langer S. "A brief review of human perception factors in digital displays for picture archiving and communication systems", *Journal of Digital Imaging*, v. 10, pp. 158-68, 1997.
- [14] PARSONS D. M., Kim Y., Haynor D. R. "Quality Control of Cathode-Ray Tube Monitors for Medical Imaging Using a Simple Photometer", *Journal of Digital Imaging*, v. 8 (Feb.), pp. 10-20, 1995.
- [15] WADE C., Brennan P. C. "Assessment of monitor conditions for the display of radiological diagnostic images and ambient lighting", *The British Journal of Radiology*, v. 77, pp. 465-471, 2004.
- [16] ASME. Nondestructive Examination, Volume V. New York: American Society of Mechanical Engineers, 2001.
- [17] DIN EM 462-1. Non-destructive Testing – Image Quality of Radiographs. Berlin: Deutsches Institut For Norming e.V., 1994.
- [18] API Standard 1104. Welding of Pipelines and Related Facilities. American Petroleum Institute, Nineteenth Edition, 1999, pp. 1-70.
- [19] AWS D1.1. American Welding Society D1.1, v.. VIII, EUA, 1996.
- [20] API Specification 5L. Specification for Line Pipe. American Petroleum Institute, 4 ed., July 2000.

- [21] KNOLL, G. F., *Radiation Detection and Measurement*. Second Edition. New York, John Willey Sons, 1979.
- [22] PRICE, W. J., *Nuclear Radiation Detection*. 1 ed. New York, Mc Graw-Hill Book Co., 1964.
- [23] KODAK. www.kodak.com.br/eknec/documents/35/0900688a802f7735/PT-BR_ACR2000i.pdf (visitado em junho de 2004).
- [24] GE. www.geinspectionstechnologies.com/en/products/xr/dxr/cr/index.html.
- [25] FILHO, Kepler de Souza Oliveira. Apostila de Fundamentos de Radiodiagnósticos por Imagem. Instituto de Física da UFRGS, 2003.
- [26] BUSHONG, Stewart C. *Manual de Radiologia para Técnicos*. 6 ed. Madrid, Harcourt España, 1998.
- [27] CASTLEMAN, Keneth R. *Digital Image Processing*. 1 ed. New Jersey, Prentice - Hall, 1996.
- [28] UNIVERSIDADE DO TEXAS. *Image Tool 3.0*. <http://ddsdx.uthscsa.edu/dig/itdesc.html> [capturado em abril 2003].
- [29] GONZALEZ, R. C. e WOODS. *Digital Image Processing*. 2 ed. USA, 2002.
- [30] KELLER P. A. "Resolution measurement techniques for data display cathode Ray tubes". *Displays*, v. 7, pp. 17-29, 1986.
- [31] DAVID SARNOFF RESEARCH CENTER, *Test Procedures for Evaluation of CRT Display Monitors*. In: Version 2.0, National Information Display Laboratory, David Sarnoff Research Center: Princeton, NJ, 1991.
- [32] ROEHRIG H., Blume H., Ji T. L., et al. "Performance tests and quality control of cathode ray tube displays", *Journal of Digital Imaging*, v. 3, pp. 134-145, 1990.

- [33] GRAY J. E. "Use of the SMPTE test pattern in picture archiving and communication systems", *Journal of Digital Imaging*, v. 5, pp. 54-58, 1992
- [34] BRONSKILL M. J. "Experience with the SMPTE test pattern in quality control of magnetic resonance images". *SPIE Medical Imaging*, v. 486, pp. 180-184, 1984
- [35] NAWFEL R. D., Chan K. H., Wagenaar D. J., et al. "Evaluation of video gray-scale", *Medical Physics*, v. 19, pp. 561-567, 1992.
- [36] BLUME H., Ji T. L., Roehrig H., Physical Performance Data of the Sony DDM-2802F Monitor. Department of Radiology and Optical Sciences Center, University of Arizona, Tucson, April 1992.
- [37] ROEHRIG H., Willis C. E., Damento M. A. "Characteris of monochrome CRT display systems in the field", *Journal of Digital Imaging*, v. 12, pp. 152-65, 1999.
- [38] ZAR, Jerrold H. *Biostatistical Analysis*. 1 ed. New Jersey, Prentice Hall, 1996.
- [39] NEMA. *Standards for the performance of radionuclide imaging devices*. In: Publication N° NU-1, National Electrical Manufactures Association, Washington, D.C., 1980.
- [40] ROEHRIG H., Seeley G. W., Dallas W. J., et al. "Physical Evaluation of CRT Displays", *SPIE Medical Imaging*, v. 767, pp. 717-725, 1987
- [41] WHO. *Quality assurance in diagnostic radiology*. Geneva, Switzerland: World Health Organization, 1982.
- [42] CEC. *Criteria for acceptability of radiological (including radiotherapy) and nuclear installations*. In: Radiation Protection N° 91, Luxemburgo, Comission of European Communities, 1997.
- [43] OLIVEIRA, C. Q. *Processamento Digital de Imagens Aplicado à Exploração de Imagens Radiológicas*. Dissertação de M.Sc, IME, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2004.

- [44] PACIORNIK, Sidnei. Introdução ao Processamento Digital de Imagens. <http://www.dcomm.puc-rio.br/cursos/ipdi> [capturado em julho 2003].
- [45] WEEKS, Jr. A. R. *Fundamentals of Electronic Image Processing*. 1 ed. SPIE / IEEE, 1996.
- [46] OLIVEIRA, C.Q.; Lopes. R.T. Oliveira, D.F. - *Acquired image quality in digital industrial radiographic equipments*. 2007 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007 - Santos, SP, 30 – 05 Outubro 2007.

ANEXO

METODOLOGIA PARA ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO PDI, DA HABILIDADE DO OBSERVADOR E ESTATÍSTICA

Os observadores desempenham um papel muito importante nesse trabalho, pois recebem a tarefa de observar as imagens padrões e julgar a sensibilidade da imagem, através do discernimento dos fios. As imagens devem ser apresentadas no maior número de inspetores de radiografias industriais, de empresas que já utilizam a técnica radiográfica digital do Imaging Plate.

Para a obtenção de observações, o mais homogêneas possível, foi necessário propor um procedimento a ser seguido pelos inspetores.

- a) As imagens devem ser analisadas num único computador por todos os inspetores. Por exemplo, o monitor 3.
- b) As imagens serão apresentadas num único software de processamento digital de imagens e as únicas ferramentas que poderão ser manipuladas é o contraste e o brilho.

Procedimento Operacional:

- 1) A sala de laudo deve estar sob restrição de luz ambiente;
- 2) A imagem ARCO deve ser apresentada;
- 3) O inspetor deve fazer o ajuste de brilho e contraste que achar conveniente e anotar os valores utilizados para brilho e contraste;
- 4) Realizar o laudo da imagem ARCO e anotar os fios discerníveis dos IQI's;
- 5) Repetir os procedimentos 2, 3 e 4 para as outras três imagens padrões;
- 6) A sala de laudo deve estar sob altos níveis de luz ambiente;
- 7) A imagem ARCO deve ser apresentada;
- 8) O inspetor deve fazer o mesmo ajuste de brilho e contraste utilizado, quando a análise foi sob restrição de luz ambiente.
- 9) Realizar o laudo da imagem ARCO e anotar os fios discerníveis dos IQI's;
- 10) Repetir os procedimentos 7, 8 e 9 para as outras três imagens padrões.

O teste estatístico mais adequado para avaliar os resultados é o Teste de Homogeneidade, com correção de continuidade.

Para a análise é necessário definir a hipótese nula (H_0) e a alternativa (H_A). O objetivo é avaliar a habilidade dos observadores num dos monitores testados, em função de sua capacidade em reconhecer os fios essenciais nas imagens, haja vista, que em todas as imagens os fios essenciais foram encontrados por dois observadores

inexperientes. Foram escolhidas duas populações independentes de inspetores e a habilidade de visualizarem os fios essenciais deve ser testado. A hipótese nula (H_0) é de que a proporção de inspetores com a habilidade de reconhecer os fios essenciais é a mesma para os dois grupos de inspetores. A hipótese alternativa (H_A) é de que a proporção de inspetores com a habilidade de reconhecer os fios essenciais não é a mesma para os dois grupos de inspetores. Essa análise deve ser realizada separadamente para cada uma das 4 imagens padrões propostas.

As análises devem ser realizadas para o nível de confiança de 95% e 1 (um) grau de liberdade, já que os graus de liberdade (v) para as tabelas 2 x 2 são: $(2 - 1) \cdot (2 - 1) = 1$.

As informações da tabela de contingência 2 x 2 são apresentados:

TAB.1: Tabela de contingência 2 x 2 para o teste de homogeneidade dos observadores.

HIPÓTESE	GRUPO 1	GRUPO 2	TOTAL:
Com Habilidade	f_{11}	f_{12}	L_1
Sem Habilidade	f_{21}	f_{22}	L_2
TOTAL:	C_1	C_2	n

Onde f_{ij} é a frequência observada na linha i e coluna j ; L_i é o total de frequência na linha i ; C_j é o total de frequência na coluna j ; n é o número total de observações.

Deve-se fazer a correção da continuidade para estimar a diferença absoluta entre as frequências esperadas, através da equação:

$$\hat{f} = \frac{n_{11} \cdot n_{22}}{n} \quad (15)$$

Então a diferença absoluta entre as frequências esperadas (\hat{f}) e suas frequências correspondentes observadas na tabela 2 x 2 é:

$$d = |f - \hat{f}| \quad (16)$$

Se $f \leq 2\hat{f}$, então define-se D como igual ao maior número múltiplo de 0,5, que é $< d$.

Se $f > 2\hat{f}$, então define-se $D = d - 0,5$.

Os valores calculados de χ^2 são comparados com os tabelados, para um determinado nível de confiança, mais comumente usado 95%, e para os graus de liberdade da tabela. Se o valor calculado, com as frequências observadas e a correção da continuidade, for superior aos valores críticos da distribuição de χ^2 tabelados, então a hipótese nula deve ser rejeitada.

$$\chi^2_c = \frac{n^2 \cdot D^2}{L_1 \cdot L_2 \cdot C_1 \cdot C_2} \quad (17)$$