



ESTUDO COMPARATIVO DE SISTEMAS DE RADIOGRAFIA DIGITAL NA INSPEÇÃO DE SOLDA

Joseilson Rodrigues Nascimento

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2012

ESTUDO COMPARATIVO DE SISTEMAS DE RADIOGRAFIA DIGITAL NA
INSPEÇÃO DE SOLDA

Joseilson Rodrigues Nascimento

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

Dr. Davi Ferreira de Oliveira, D.Sc.

Prof. João Marcos Alcoforado Rebelo, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

FEVEREIRO DE 2012

Nascimento, Joseilson Rodrigues

Estudo Comparativo de Sistemas de Radiografia Digital na Inspeção de Solda, Joseilson Rodrigues Nascimento. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XVIII, 106 p., 29,7 cm

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Dissertação (Mestrado) – UFRJ / COPPE, Engenharia Nuclear, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 102-106

1. Radiografia Computadorizada. 2. Detector Digital Direto. 3. Qualidade de Imagem. I. Lopes, Ricardo Tadeu. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Energia Nuclear. II. Título.

Dedico esta dissertação

À Deus

À minha família pelo exemplo de força e dedicação

À minha amiga, companheira e noiva Ana Carolina

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Ricardo Tadeu Lopes pela oportunidade, orientação, compreensão, disponibilidade, confiança, amizade e por todos os ensinamentos transmitidos para concretização deste trabalho.

Ao grande Dr. Davi “O Urso” por toda a amizade e companheirismo desde a Graduação e pela atenção e disponibilidade incessante.

Às duas grandes amigas Aline e Alessandra por toda ajuda científica e pela grande amizade em todos os momentos.

Ao corpo docente do LIN pela cooperação, apoio, incentivo, amizade e por todas as dicas que muito ajudaram na conclusão deste trabalho.

Aos funcionários do LIN pela força, amizade e toda alegria que fizeram dos dias difíceis muito divertidos, contribuindo para um bom desenvolvimento das práticas.

Ao Cenpes/Petrobras e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pelo apoio financeiro.

Ao Tenaris Confab pelo apoio no desenvolvimento deste trabalho. Todos os corpos de prova foram fabricados e disponibilizados pela empresa Tenaris Confab, e todo material e equipamento utilizados foram disponibilizados pelo Laboratório de Instrumentação Nuclear - LIN e pelo Laboratório de Ensaios Não Destrutivos, Corrosão e Soldagem – LNDC.

Ao Laboratório de Ensaios Não Destrutivos, Corrosão e Soldagem – LNDC pelo laboratório disponibilizado para fazer todos os ensaios radiográficos.

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

ESTUDO COMPARATIVO DE SISTEMAS DE RADIOGRAFIA DIGITAL NA INSPEÇÃO DE SOLDA

Joseilson Rodrigues Nascimento

Fevereiro/2012

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foi desenvolvido um estudo comparativo entre as seguintes metodologias utilizadas na técnica de radiografia: Matriz de Detectores Digitais (DDA) com conversão indireta, Radiografia Computadorizada (CR) e o filme convencional AA400 Kodak. Os sistemas foram avaliados segundo as normas: CEN EN 14784-1 e EN 14784-2 ambas de 2005, ASME BPVC V de 2010, Petrobrás N-2821 revisão B de 2011 e ISO/DIS 10893-7 com os parâmetros de qualidade, Sensibilidade ao Contraste (CS), Resolução Espacial Básica (BSR) e Relação Sinal-Ruído Normalizada (SNR_N). Estes sistemas foram avaliados com o tempo mínimo para aquisição de imagens de acordo com os padrões especificados pelas normas que regem cada equipamento. Os resultados demonstram que os tempos de aquisição utilizados em DDA foram menores que os utilizados nas demais técnicas, e, com este mesmo tempo, os resultados da sensibilidade ao contraste (CS) ficaram acima dos utilizados em norma. A técnica computadorizada apresentou melhores resultados de SRb, atingindo valores de 65 μ m, sendo o menor valor obtido para o DDA de 160 μ m. Este resultado foi obtido por todos os corpos de prova avaliados com DDA. De acordo com a ISO/DIS 10893-7, todos os corpos de prova por compensação, atingiram os parâmetros de qualidade de CS e SRb. No caso da SNR_N , o sistema de DDA apresentou melhor resultado que o sistema CR com *Image Plate* (IP).

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

COMPARATIVE STUDY OF DIGITAL RADIOGRAPHY SYSTEMS IN WELD INSPECTION

Joseilson Rodrigues Nascimento

February/2012

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

In this work was developed a comparative study among the following methodologies using in the radiography technique: Digital Detectors Array (DDA) with indirect conversion, Computed Radiography (CR) and the conventional film AA400 Kodak. The systems were evaluated in accordance with the norms: CEN EN 14784-1 and EN 14784-2 both of 2005, ASME BPVC V of 2010, Petrobrás N-2821 revision B of 2011 and ISO/DIS 10893-7 with the quality parameters, Contrast Sensibility (CS), Basic Spatial Resolution (BSR) and Normalized Signal-to-Noise Ratio (SNR_N). These systems were evaluated with the minimum time for image acquisition in accordance with the standards stipulated by the norms that rules each equipment. The results demonstrate that the acquisition time used in DDA were lower than those used in the other techniques, and, with this same time, the results of contrast sensibility (CS) were above of those used in the norm. The computed technique presented the better results of SRb, reaching values of 65 μm , and the minimum value obtained for DDA was of 160 μm . This result was obtained by all bodies-of-proof evaluated with DDA. In accordance with ISO/DIS 10893-7, all bodies-of-proof reached the quality parameters CS and BSR by compensation. In the case of SNR_N , the DDA system presented a better result than the CR system with image plate.

ÍNDICE

1 – INTRODUÇÃO.....	1
2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
2.1 – PROCESSO RADIOGRÁFICO	4
2.1.1 – FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA.....	5
2.1.2 – INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA.....	5
2.1.2.1 – Absorção Fotoelétrica.....	6
2.1.2.2 – Espalhamento Compton.....	7
2.1.2.3 – Produção de pares.....	9
2.1.3 – EQUIPAMENTOS DE RAIOS X	11
2.1.3.1 – Tubo de Vidro.....	13
2.1.3.2 – Catodo.....	13
2.1.3.3 – Anodo	14
2.1.4 – PRODUÇÃO DE RAIOS X.....	15
2.1.4.1 – Espectro Contínuo	15
2.1.4.2 – Espectro Característico	16
2.2 – TÉCNICA DE PROCESSAMENTO RADIOGRÁFICO.....	17
2.3 – FILMES RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS.....	17
2.3.1 – ELEMENTO SENSÍVEL À RADIAÇÃO.....	19
2.3.1.1 – Densidade Ótica.....	21
2.3.1.2 – Velocidade.....	22
2.3.1.3 – Classificação dos Filmes.....	22
2.3.1.4 – Curva Característica dos Filmes.....	22
2.3.1.5 – Contraste.....	23
2.3.1.6 – Definição.....	23
2.3.1.7 – Ruído.....	24
2.3.2 – PROCESSAMENTO DE FILMES RADIOGRÁFICOS.....	24
2.3.2.1 – Processamento Químico.....	24
2.3.2.1.1 – Revelação.....	24
2.3.2.1.2 – Banho de Parada.....	25
2.3.2.1.3 – Fixação.....	25
2.3.2.1.3 – Lavagem dos Filmes.....	25
2.3.2.2 – Processamento Químico e Mecânico	26

2.3.2.3 – Telas Intensificadora de Imagens.....	26
2.4 – RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA	26
2.4.1 – ESTRUTURA FÍSICA DA PLACA DE FÓSFORO	27
2.4.2 – FUNCIONAMENTO DAS PLACAS DE FÓSFORO	28
2.4.3 – EFICIÊNCIA DE ABSORÇÃO DE RAIOS X NA PLACA DE FÓSFORO	30
2.4.4 – CURVA DE SENSIBILIDADE	31
2.4.5 – PROCESSO DE AQUISIÇÃO DA IMAGEM	32
2.4.5.1 – Leitor da Radiografia Computadorizada	32
2.5 – RADIGRÁFIA DIGITAL DIRETA	34
2.5.1 – DETECTOR DIRETO COM CONVERSÃO DIRETA	35
2.5.2 – DETECTORES DIRETO COM CONVERSÃO INDIRETA.....	36
2.5.2.1 – Princípio de Operação.....	37
2.5.2.2 – Matriz de Sensores de Silício Amorfo.....	38
2.5.2.3 – Métodos de Conversão do Raio X.....	40
2.5.2.4 – Cintilador de Fósforo Oxulfito de Gadolinio (Gd_2O_2S).....	42
2.5.2.5 – Cintilador de Iodeto de Césio (CsI).....	42
2.5.3 – CONTROLE DE QUALIDADE DO DETECTOR DIRETO.....	43
2.5.3.1 – Calibração do Detector Direto.....	43
2.5.3.2 – Normalização do Pixel Ruim para DDA.....	44
2.5.3.3 – Normalização da Imagem Latente " <i>Burn In</i> "	46
2.6 – IMAGEM DIGITAL.....	47
2.6.1 – QUALIDADE DA IMAGEM DIGITAL.....	48
2.6.1.1 – Resolução Espacial	48
2.6.1.1.1 – Radiografia Computadorizada.....	48
2.6.1.1.2 – Radiografia Digital Direta.....	51
2.6.1.2 – Resolução em Contraste.....	52
2.6.1.3 – Razão Sinal-Ruído (SNR).....	57
2.6.1.4 – Relação Sinal-Ruído normalizado (SNR_N).....	58
3 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	59
3.1 – CORPOS DE PROVA.....	59
3.2 – INDICADORES DE QUALIDADE DE IMAGEM (IQI).....	60
3.2.1 – IQI DE ARAME PARA SENSIBILIDADE AO CONTRASTE.....	60
3.2.2 – IQI DE FIO DUPLO – RESOLUÇÃO ESPACIAL	62
3.3 – RADIOGRAFIA CONVENCIONAL E COMPUTADORIZADA	65
3.4 – RADIOGRAFIA DIGITAL DIRETA.....	67

3.5 – PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	69
3.5.1 – RADIOGRAFIA CONVENCIONAL.....	69
3.5.2 – RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	71
3.5.3 – RADIOGRAFIA DIGITAL DIRETA.....	72
3.5.4 – DETERMINAÇÃO DA SENSIBILIDADE AO CONTRASTE, IQI DE FIO.....	73
3.5.5 – MEDIÇÃO DA RESOLUÇÃO ESPACIAL BÁSICA (BSR).....	74
3.5.6 – DETERMINAÇÃO DA RELAÇÃO SINAL-RUÍDO NORMALIZADA (SNRN).....	75
4 – RESULTADOS.....	77
4.1 –RADIOGRAFIA CONVENCIONAL.....	77
4.2 –RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	81
4.3 –RADIOGRAFIA DIGITAL DIRETA.....	87
4.4 – DISCUSSÕES.....	98
5 – CONCLUSÕES.....	100
5.1 – SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	102

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Processo Radiográfico	4
FIGURA 2.2 – Absorção Fotoelétrica.....	6
FIGURA 2.3 – Espalhamento Compton	8
FIGURA 2.4 – Seção de choque diferencial de espalhamento Compton	9
FIGURA 2.5 – Produção de Pares	10
FIGURA 2.6 – Importância relativa dos três principais processos de interação.....	11
FIGURA 2.7 – Esquema de um equipamento de raios X.....	12
FIGURA 2.8 – Ampola de raios X	12
FIGURA 2.9 – Ilustração do catodo e da capa focalizadora	14
FIGURA 2.10 – a) anodo fixo e b) anodo rotatório.....	15
FIGURA 2.11 – Espectro de radiação contínua	16
FIGURA 2.12 – Espectro de radiação contínua com os picos característicos.....	17
FIGURA 2.13 – Camada dos filmes radiográficos.....	18
FIGURA 2.14 – Estrutura do microcristal de haleto de prata.....	19
FIGURA 2.15 – Seqüência de interação do fóton com o microcristal de haleto de prata;.....	20
FIGURA 2.16 – Densidade óptica e grau de enegrecimento.....	21
FIGURA 2.17 - Curva característica de filmes radiográficos	23
FIGURA 2.18 – Composição das camadas da placa de fósforo.....	27
FIGURA 2.19 – Espectro de fotoestímulo do BaFBr:Eu ²⁺	30
FIGURA 2.20 – Gráfico de absorção em função da energia do raios X	30
FIGURA 2.21 – Comparação da curva de sensibilidade entre o filme convencional e a placa de fósforo.....	32
FIGURA 2.22 – Sistema da imagem de fósforo de armazenamento.....	33
FIGURA 2.23 – Configuração do método de conversão direto e indireto	35

FIGURA 2.24 – Diagrama esquemático simplificado da estrutura transversal de pixels de uma conversão direta com sensor de raios X.....	36
FIGURA 2.25 – Estrutura de uma matriz de detectores e uma estrutura transversal de um pixel de conversão indireta com Cintilador	37
FIGURA 2.26 – Arranjo de pixels compostos por fotodiodos e TFTs na matriz de detector direto.....	38
FIGURA 2.27 – Arranjo eletrônico de pixels compostos por fotodiodos e TFTs na matriz de detector direto.....	39
FIGURA 2.28 – Diagrama do circuito de uma matriz de sensores de silício amorfo ...	39
FIGURA 2.29 – Gráfico da Eficiência Quântica de Detecção dos principais cintiladores utilizados em Detectores Digitais	41
FIGURA 2.30 – Conversão de luz pelos cintiladores de Gd_2O_2S e CsI	41
FIGURA 2.31 – Estrutura de um cintilador. (a) de fósforo Gd_2O_2S ; (b) Iodeto de Césio (CsI);.....	43
FIGURA 2.32 – Exemplo de calibração (a) Imagem inadequada; (b) Imagem adequada em um DDA;	44
FIGURA 2.33 – Imagem de pixels ruins não corrigidos	45
FIGURA 2.34 – Exemplos de pixels ruins e como se aplica suas correções.....	46
FIGURA 2.35 – Imagem “ <i>Burn In</i> ” obtida após quarenta minutos.....	46
FIGURA 2.36 – Conceito de uma imagem digital	47
FIGURA 2.37 – Comportamento entre os valores de <i>pixel</i> e os níveis de cinza	48
FIGURA 2.38 – Processos de degradação da resolução espacial	50
FIGURA 2.39 – (a) Imagem de 1024 x 1024, 8 bits; (b) Imagem de 512 x 512 e definida para 1024 x 1024 pixels por duplicação de linhas e colunas; (c) até (f) Imagens redefinidas de 256 x 256, 128 x 128, 64 x 64 e 32 x 32 para 1024 x 1024 pixels;	52
FIGURA 2.40 – (a) tamanho 452 x 374, imagem com 256 níveis de cinza. (b) a (d) imagem exibida com 128, 64 e 32 níveis de cinza, mantendo constante a resolução espacial; (e) a (g) imagens exibidas com 16, 8, 4 e 2 níveis de cinza;.....	53

FIGURA 2.41 – Intensidade relativa do feixe de raios X após atravessar o corpo de prova.....	54
FIGURA 2.42 – Estágios de formação do contraste da imagem	55
FIGURA 2.43 – Formação de uma imagem digital. (a) Imagem (b) Imagem contínua. (c) Amostragem. (d) Quantificação	56
FIGURA 2.44 – (a) Imagem contínua projetada em uma matriz de sensores (b) Resultado da amostragem e quantificação da imagem	56
FIGURA 3.1 – Fotografia dos corpos de prova com diferentes espessuras.....	60
FIGURA 3.2 – Arranjo experimental de posicionamento dos IQIs de Fio e de Fio duplo.....	61
FIGURA 3.3 – IQI de arame	62
FIGURA 3.4 – Indicador de qualidade de fio duplo	63
FIGURA 3.5 – Perfil de linha do IQI de fio duplo	64
FIGURA 3.6 – Perfil de linha de um par de fios mostrando a diferença de pelo menos 20% dos valores de máximo e mínimo de intensidade entre os dois fios.....	64
FIGURA 3.7 – Arranjo experimental da radiografia convencional.....	65
FIGURA 3.8 – Sistema CR50P e notebook para radiografia computadorizada.....	66
FIGURA 3.9 – Detector Direto Digital DXR250V da GE IT.....	68
FIGURA 3.10 – Esquema experimental para radiografia convencional.....	70
FIGURA 3.11 – Esquema experimental para radiografia computadorizada.....	71
FIGURA 3.12 – Esquema experimental para radiografia digital direta.....	72
FIGURA 3.13 – Exemplo de uma imagem de corpo de prova com IQI de Fio.....	73
FIGURA 3.14 – Método para medição dos valores de BSR.....	75
FIGURA 3.15 – Posições para medidas da Relação Sinal-Ruído no corpo de prova....	76
FIGURA 3.16 – Medição dos valores de SNR_N	76
FIGURA 4.1 – Imagem radiográfica convencional do CP 01 com destaque para os fios identificados.....	78

FIGURA 4.2 – Imagem radiográfica convencional do CP 02 com destaque para os fios identificados.....	78
FIGURA 4.3 – Imagem radiográfica convencional do CP 10 com destaque para os fios identificados.....	79
FIGURA 4.4 – Imagem radiográfica convencional do CP 11 com destaque para os fios identificados.....	79
FIGURA 4.5 – Imagem radiográfica convencional do CP 12 com destaque para os fios identificados.....	80
FIGURA 4.6 – Imagem radiográfica convencional do CP 18 com destaque para os fios identificados.....	80
FIGURA 4.7 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 01 com destaque para os fios identificados.....	82
FIGURA 4.8 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 02 com destaque para os fios identificados.....	82
FIGURA 4.9 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 10 com destaque para os fios identificados.....	83
FIGURA 4.10 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 11 com destaque para os fios identificados.....	83
FIGURA 4.11 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 12 com destaque para os fios identificados.....	84
FIGURA 4.12 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 18 com destaque para os fios identificados.....	84
FIGURA 4.13 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 01.....	85
FIGURA 4.14 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 02.....	85
FIGURA 4.15 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 10.....	86
FIGURA 4.16 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 11.....	86
FIGURA 4.17 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 12.....	86
FIGURA 4.18 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 18.....	87
FIGURA 4.19 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 01.....	88

FIGURA 4.20 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 02.....	88
FIGURA 4.21 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 10.....	89
FIGURA 4.22 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 11.....	89
FIGURA 4.23 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 12.....	90
FIGURA 4.24 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 18.....	90
FIGURA 4.25 – Comparação de sensibilidade ao contraste dos IQIs centrais de acordo com os requisitos normativos de acordo com cada técnica radiográfica.....	91
FIGURA 4.26 – Comparação de sensibilidade ao contraste dos IQIs da extremidade de acordo com os requisitos normativos para cada técnica radiográfica.....	91
FIGURA 4.27 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 01.....	92
FIGURA 4.28 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 02.....	93
FIGURA 4.29 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 10.....	93
FIGURA 4.30 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 11.....	94
FIGURA 4.31 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 12.....	94
FIGURA 4.32 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 18.....	95
FIGURA 4.33 – Corpos de prova 01, Espessura 19,21 mm – (a) Filme AA400 – 160 s, (b) <i>Image Plate</i> – 90 s e (c) DDA – 3,5 s	95

FIGURA 4.34 – Corpos de prova 02, Espessura 25,25 mm – (a) Filme AA400 – 270 s, (b) <i>Image Plate</i> – 210 s e (c) DDA – 4,5 s.....	96
FIGURA 4.35 – Corpos de prova 10, Espessura 9,67 mm – (a) Filme AA400 – 100 s, (b) <i>Image Plate</i> – 90 s e (c) DDA – 3 s.....	96
FIGURA 4.36 – Corpos de prova 11, Espessura 4,85 mm – (a) Filme AA400 – 60 s, (b) <i>Image Plate</i> – 42 s e (c) DDA – 3,5 s.....	97
FIGURA 4.37 – Corpos de prova 12, Espessura 6,40 mm – (a) Filme AA400 – 110 s, (b) <i>Image Plate</i> – 42 s e (c) DDA – 2,5 s.....	97
FIGURA 4.38 – Corpos de prova 18, Espessura 32,30 mm – (a) Filme AA400 – 410 s, (b) <i>Image Plate</i> – 210 s e (c) DDA – 10 s.....	98

ÍNDICE DE TABELA

TABELA 3.1 – Especificação dos corpos de prova.....	60
TABELA 3.2 – IQI de Arame (ISO 19232-1).....	61
TABELA 3.3 – Parâmetros do Indicador de Qualidade de Imagem.....	63
TABELA 3.4 – Características do aparelho de raios X e acessórios utilizados para radiografia convencional e computadorizada.....	67
TABELA 3.5 – Características do Detector Direto Digital utilizado.....	68
TABELA 3.6 – Características do aparelho de raios X e acessórios utilizados para radiografia Direta.....	69
TABELA 3.7 – Parâmetros utilizados para ensaios com filme convencional.....	70
TABELA 3.8 – Parâmetros utilizados para ensaios com IP.....	71
TABELA 3.9 – Parâmetros experimentais utilizados para radiografia Digital Direta...	73
TABELA 3.10 – Fio essencial proposto pela ISO/DIS 10893-7, 2009.....	74
TABELA 4.1 – Valores de DO e Contraste de filmes convencionais Classe II.....	77
TABELA 4.2 – Valores obtidos para IQI Contraste, SNRn em seis pontos diferentes e BSR para radiografia Computadorizada.....	81
TABELA 4.3 – Valores obtidos para IQI Contraste, SNRn em seis pontos diferentes e BSR para radiografia Digital Direta.....	87

LISTA DE SÍMBOLOS

BSR	<i>Basic Spatial Resolution</i> – Resolução Espacial Básica
CP	Corpo de Prova
CS	<i>Contrast Sensitivity</i> – Sensibilidade ao Contraste
END	Ensaio Não-Destrutivo
EHP	<i>Electron-Hole Pair</i> – Par de Elétron-Buraco
IP	<i>Image Plate</i> – Placa de Fósforo
IQI	Indicador de Qualidade de Imagem
MTF	<i>Modulation Transfer Function</i> – Função de Transferência Modular
PMT	<i>Photomultiplier</i> – Fotomultiplicadora
PSL	<i>Photoestimulable Luminescence</i> – Luminescência Fotoestimulada
PSP	<i>Photoestimulable Phosphor</i> – Fósforo Fotoestimulável
PSVS	Parede Simples Vista Simples
RC	<i>Computed Radiography</i> – Radiografia Computadorizada
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i> – Razão Sinal Ruído
SNR _N	<i>Normalized Signal to Noise Ratio</i> – Razão Sinal Ruído Normalizada
TFT	<i>Thin Film Transistor</i> – Transistor de Película Fina

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Durante muitos anos a radiografia industrial está baseada na utilização de filmes radiográficos sensíveis a radiação ionizante. Os filmes desenvolvidos para inspeções em ensaios não destrutivos (END) são utilizados nos cordões de solda para controle de qualidade de tubos soldados. Por sua vez estes ensaios não destrutivos feitos com filmes convencionais estão chegando ao seu limite de desempenho para as especificações e normas, que cada vez mais aumentam o nível de qualidade dos manufaturados tendendo a uma excelência na fabricação, e buscando desta forma descontinuidades menores nos seus controles de qualidade.

Uma vez que a demanda do mercado exige uma melhor sensibilidade das técnicas e a produtividade mais acelerada durante o processo de fabricação e de montagem dos tubos nos campos, a procura por ensaios radiográficos digitais aumentou e seu desenvolvimento está mais acelerado, porém muito ainda se questiona com relação à qualidade da imagem gerada e a confiabilidade da inspeção destas técnicas digitais.

Algumas vantagens dos sistemas radiográficos digitais em algumas aplicações incluem: redução de dose de raios X em função do tempo de exposição, processamento de imagem incluindo os aspectos ambientais, aquisição parcialmente ou completamente automatizados de avaliação, armazenamento de imagens e etc. Muitos estudos vêm sendo realizados para tentar mensurar e garantir uma qualidade de imagem aceitável. Outro método de radiografia digital que está sendo testado é o sistema com matriz de detectores diretos, que permite analisar imagens geradas após a exposição sem precisar de nenhum outro equipamento do tipo scanner para integrar esta imagem, o que reduz ainda mais a perda de informações e o tempo de aquisição de imagens.

O objetivo deste trabalho foi avaliar dois tipos de técnicas de radiografia digital, uma gerada por um equipamento de radiografia computadorizada para área industrial utilizando o *image plate* (IP), e a outra, é a radiografia direta prevista na norma ISO/DIS 10893-7, gerada por uma matriz plana de detector direto (*Digital Detector Array, DDA*), ambas avaliadas de acordo com respostas para os parâmetros de sensibilidade ao contraste, de resolução espacial básica, medidas da relação sinal-ruído normalizada,

para esta comparação utilizamos o menor tempo de integração possível para alcançar a detectabilidade adequada prevista em norma de cada uma das técnicas.

O sistema de radiografia computadorizada (CR) consiste em sensores de radiação e sistemas de aquisições em processamento da imagem. Este é formado por placas de fósforo denominadas *image plate*, um sensor de radiação do tipo detector bidimensional que após exposto a radiação ionizante acumula essa energia utilizando o fósforo fotoestimulável para a formação da imagem latente. Na aquisição, o *image plate* uma vez inserido no *scanner* é exposto a um feixe de laser, onde os cristais liberam a energia armazenada sob a forma de luz visível, cuja intensidade é proporcional à radiação recebida sobre a placa. Este sinal luminoso é convertido e transferido ao computador acoplado para que seja formada a imagem digital. A imagem produzida dependerá dos parâmetros de irradiação, das características dos fósforos que constituem as placas de fósforo, bem como dos procedimentos de manuseio das placas, das condições ambientais e do tempo decorrido entre a exposição à radiação e o escaneamento das placas de fósforo .

O sistema de radiografia direta utiliza uma matriz de detector digital (DDA) com um conversor de radiação de forma indireta, acoplados a uma matriz de Transistor de Película Fina (TFT) para chaveamento do sinal. Este equipamento também conhecido por sua base plana e não flexível chamado de “*Flat Panel*” possui uma matriz de fotodiodos acoplados a um cintilador sobre uma matriz plana, e seu modo de conversão consiste em converter a radiação incidente no pixel em luz utilizando cintilador, como exemplo o Iodeto de Césio (CsI) e o Oxissulfato de Gadolínio (Gd_2O_2S). Logo após detectar esta luz, o fotodiodo converterá em carga e armazenará em um capacitor do pixel. Para liberação da carga no capacitor, amplificação e posteriormente formação da imagem é utilizado o transistor TFT para o chaveamento.

De maneira mais completa, a imagem é gerada da seguinte forma: o tubo de radiação eletromagnética envia um feixe de fótons de raios X através de um corpo de prova. Após as interações, os fótons de raios X não absorvidos pelo corpo de prova se chocam numa camada de material cintilador que os converte em luz visível. Esses fótons de luz se chocam num dispositivo de fotodiodo no qual os convertem em elétrons que serão armazenados em capacitores fixos ao pixel. A ativação dos pixels através dos

TFTs gera sinais eletrônicos específicos para cada um deles, que um computador pode converter em uma imagem de alta qualidade, e que pode ser visualizada no monitor.

O número de cargas produzidas irá variar com a intensidade dos fótons de luz penetrante e os pulsos elétricos são criados e podem ser lidos rapidamente e interpretados pelo computador para produzir uma imagem digital.

No capítulo 2 será relatada brevemente a história da radiografia convencional, a origem do fósforo utilizado na composição dos *image plate* para radiografia computadorizada, assim como o seu modo de funcionamento. Será mencionado também aspectos sobre a radiografia direta utilizando DDA, os dois tipos de conversão utilizados atualmente bem como alguns detalhes do funcionamento e da estrutura. Serão abordados ainda temas como processamento digital da imagem, funcionamento do sistema de radiografia computadorizada e digital, características de emissão de radiação de fontes utilizadas em radiografia industrial, processos de formação da imagem radiográfica, ou seja, todo o embasamento teórico necessário para que se possa compreender o objetivo principal deste estudo.

No capítulo 3 são descritos os procedimentos experimentais adotados neste estudo, assim como a apresentação dos equipamentos e sistemas utilizados.

Nos capítulos 4 e 5 são apresentados, respectivamente, todos os resultados e as conclusões acerca do tema do estudo, assim como algumas sugestões para futuros trabalhos.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Serão discutidos todos os parâmetros para formação de uma imagem radiográfica. Para isso serão descritos fenômenos naturais das radiações eletromagnéticas de uma fonte de raios X.

2.1 – PROCESSO RADIOGRÁFICO

A radiografia é um método usado para inspeção não destrutiva que se baseia na absorção diferenciada da radiação penetrante pela peça que está sendo inspecionada. Devido às diferenças na densidade e variações na espessura do material, ou mesmo diferenças nas características de absorção causadas por variações na composição do material, diferentes regiões de uma peça absorverão quantidades diferentes da radiação penetrante. Essa absorção diferenciada da radiação poderá ser detectada através de um filme, ou através de um tubo de imagem ou mesmo medida por detectores eletrônicos de radiação. Com a variação na quantidade de radiação absorvida, detectada através de um meio, irá nos indicar, entre outras coisas, a existência de uma falha interna ou descontinuidade no material, assim mostrado na Figura 2.1.

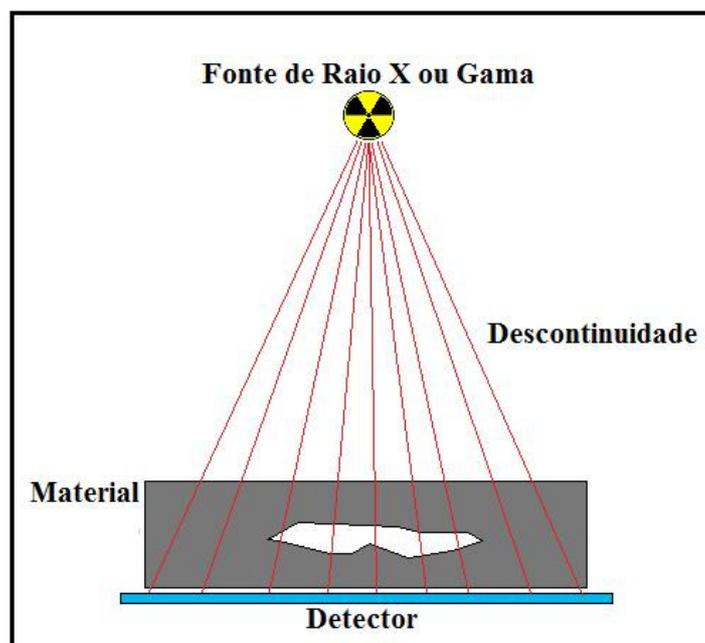


Figura 2.1 – Processo Radiográfico.

2.1.1 – FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

Ao considerar uma fonte emissora existente, a intensidade inicial da radiação eletromagnética que atravessa um objeto decrescerá exponencialmente com a espessura do mesmo, de acordo com a equação 2.1.

$$I = I_0(E) \cdot \exp(-\mu(E)x) \quad (2.1)$$

onde,

E é a energia da radiação incidente;

I_0 é a intensidade da fonte de radiação;

I é a intensidade da radiação após atravessar o material;

x é a espessura do material;

μ é o coeficiente total de absorção do material.

O coeficiente de absorção total é definido como a soma dos coeficientes representados pelos processos de absorção da radiação pela matéria, ou seja, efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares, μ_f , μ_c e μ_p , indicando respectivamente, a probabilidade de ocorrência dos fenômenos mencionados.

A diferença entre os coeficientes de absorção da radiação no material e na descontinuidade aumenta com o aumento entre a diferença das densidades do objeto com e sem descontinuidade, e dessa forma, a sensibilidade desse método é diretamente proporcional à densidade do objeto e inversamente proporcional à da descontinuidade. O coeficiente de absorção varia inversamente com a energia (efeito fotoelétrico e Compton), e, portanto, haverá perda de sensibilidade para fontes de energias mais altas.

2.1.2 – INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

Apesar de um grande número de possíveis mecanismos de interação da radiação eletromagnética com a matéria ser conhecidos, apenas os três tipos mais importantes serão apresentados nesta seção: absorção fotoelétrica, espalhamento Compton e produção de pares. Todos estes processos consistem na transferência parcial ou

completa da energia do fóton para a energia do elétron. Estes resultam em mudanças súbitas e abruptas na trajetória do fóton, onde este pode desaparecer inteiramente ou ser espalhado em um ângulo significativo (KNOLL, 2000).

2.1.2.1 – Absorção Fotoelétrica

Caracterizado pela transferência total de energia de um fóton (radiação X ou gama), que é absorvido completamente. Em seu lugar, um elétron orbital é ejetado pelo átomo com uma energia cinética bem definida. A interação acontece com o átomo como um todo e não pode ocorrer para elétrons livres. Para fótons com energia suficiente, a origem mais provável de fotoelétrons é a camada mais fortemente ligada ou camada K do átomo. O fotoelétron aparece com energia dada pela equação 2.2 (KNOLL, 2000).

$$E_c = h\nu - E_b \quad (2.2)$$

Onde E_b representa a energia de ligação do elétron em sua camada original. Para fótons com energias maiores que algumas centenas de keV, o fotoelétron carrega consigo a maioria da energia original do fóton.

A Figura 2.2 mostra a representação esquemática do efeito fotoelétrico.

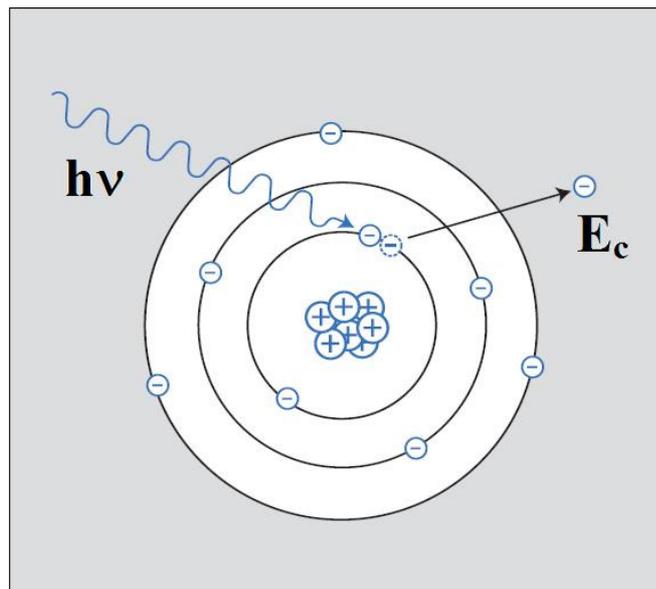


Figura 2.2 – Absorção Fotoelétrica (RAAD, 2007).

Adicionalmente ao fotoelétron, a interação cria ainda um átomo absorvedor ionizado com vacância em uma de suas camadas eletrônicas. Essa vacância é rapidamente preenchida através da captura de um elétron livre do meio e/ou o rearranjo de elétrons de outras camadas do átomo. Além disso, um ou mais raios X característicos podem também ser gerados, entretanto na maioria dos casos esses fótons de raios X são reabsorvidos próximos a sua origem através de absorção fotoelétrica envolvendo camadas eletrônicas menos ligadas.

O processo de absorção fotoelétrica é o modo de interação predominante para fótons de baixa energia relativa. O processo é ainda reforçado para materiais absorvedores de alto número atômico Z . Não há uma expressão analítica válida para a probabilidade de absorção fotoelétrica por átomo para toda a faixa de energias e números atômicos, porém a aproximação grosseira é mostrada na equação 2.3 (KNOLL, 2000).

$$\tau \cong \text{constante} \times \frac{Z^n}{E^{3,5}} \quad (2.3)$$

Onde o expoente n varia entre 4 e 5 para a região de interesse de energia de fótons. Essa severa dependência da probabilidade da absorção fotoelétrica com o número atômico do absorvedor é a razão primária para a preponderância de materiais de alto Z em blindagens para fótons (KNOLL, 2000).

2.1.2.2 – Espalhamento Compton

Este efeito ocorre quando o fóton interage com um elétron periférico do átomo, mas cede apenas parte de sua energia, resultando na emissão de um fóton com energia menor e que continua sua trajetória dentro do material e em outra direção. Este é o mecanismo de interação predominante para energias de fótons típicos de fontes de radioisótopos.

No espalhamento Compton, o fóton incidente é desviado sob um ângulo θ da direção original. O fóton transfere parte de sua energia ao elétron (assumindo que está

inicialmente em repouso), que passa a ser chamado de elétron de recuo. Como todos os ângulos de espalhamento são possíveis, a energia transferida para o elétron pode variar de zero até grandes frações da energia do fóton (KNOLL, 2000).

A figura 2.3 mostra a ilustração do espalhamento Compton.

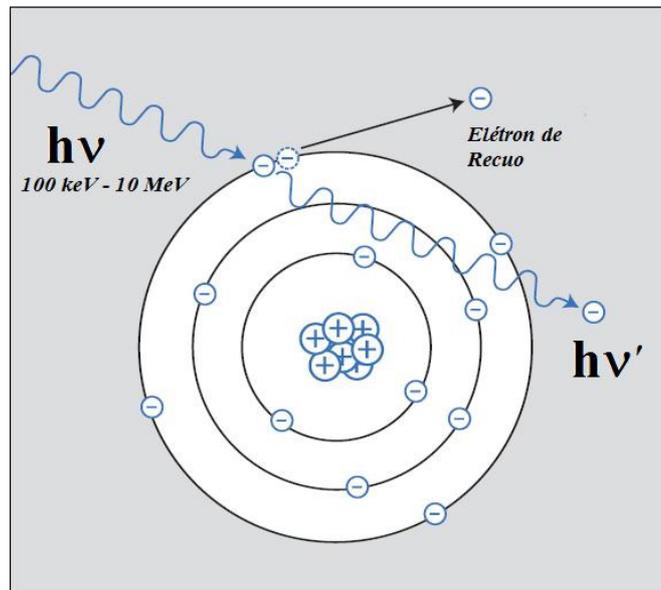


Figura 2.3 – Espalhamento Compton (RAAD, 2007).

A expressão que relaciona a transferência de energia e o ângulo de espalhamento para qualquer interação pode ser simplesmente derivada escrevendo equações simultâneas para a conservação de energia e momento, como mostra a equação 2.4.

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (2.4)$$

Onde m_0c^2 é a energia de repouso do elétron (0,511 MeV). Para pequenos ângulos de espalhamento θ , pouca energia é transferida. Parte da energia original é sempre retida pelo fóton incidente, mesmo no extremo $\theta = \pi$.

A probabilidade de espalhamento Compton por átomo do absorvedor depende do número de elétrons disponíveis como alvos de espalhamento e assim aumenta linearmente com Z .

A distribuição angular do fóton espalhado é predita pela fórmula de Klein-Nishina para seção de choque diferencial de espalhamento $d\sigma/d\Omega$, como mostra a equação 2.5 (KNOLL, 2000).

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = Zr_0^2 \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right)^2 \left(\frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right) \left(1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta)[1 + \alpha(1 - \cos\theta)]} \right) \quad (2.5)$$

Onde $\alpha \equiv hv/m_0c^2$ e r_0 é o raio clássico do elétron. A distribuição é mostrada graficamente na figura 2.4 e ilustra a forte tendência do espalhamento para frente para altos valores de energia do fóton.

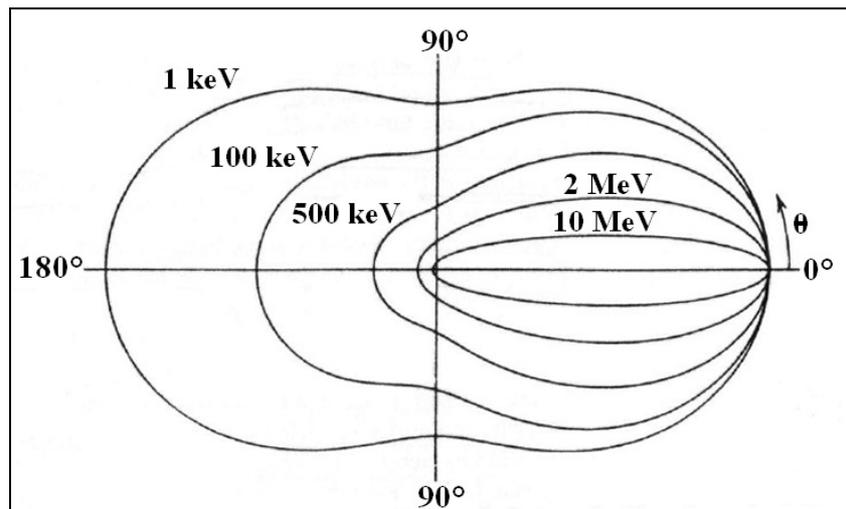


Figura 2.4 – Seção de choque diferencial de espalhamento Compton (KNOLL, 2000).

2.1.2.3 – Produção de pares

Se a energia do fóton excede o dobro da energia de repouso do elétron (1,02 MeV), o processo de produção de pares é energeticamente possível. A probabilidade dessa interação permanece muito baixa até a energia do fóton se aproximar de vários MeV e assim a produção de pares está predominantemente confinada a fótons de altas energias. Na interação (que acontece no campo coulombiano do núcleo), o fóton

desaparece e é substituído por um par elétron-pósitron. A figura 2.5 ilustra esse processo (KNOLL, 2000).

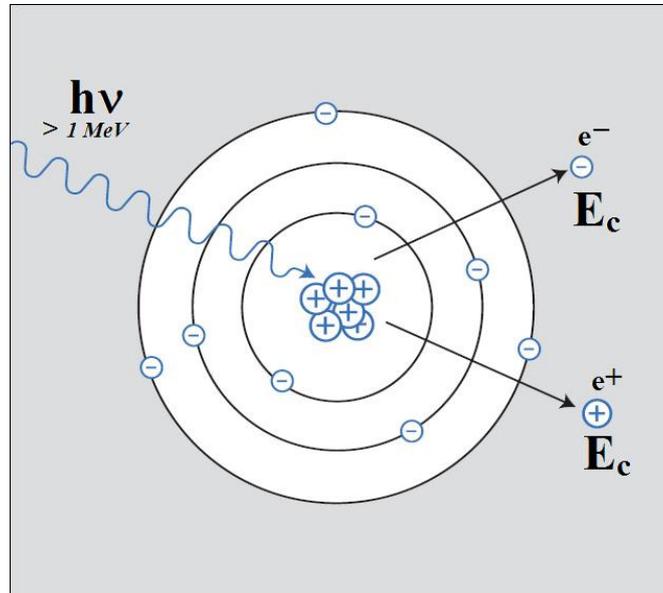


Figura 2.5 – Produção de Pares (RAAD, 2007).

Todo o excesso de energia contida no fóton acima dos 1,02 MeV necessários para criar o par se transforma em energia cinética compartilhada pelo elétron e pelo pósitron. Como o pósitron irá subsequentemente se aniquilar após entrar em um meio absorvedor, dois fótons de aniquilação são normalmente produzidos como produtos secundários da interação.

Não existe uma simples expressão para a probabilidade de produção de pares por núcleo, porém sua magnitude varia aproximadamente com o quadrado do número atômico do absorvedor.

A importância relativa dos três processos descritos anteriormente para diferentes materiais absorvedores e energias do fóton são ilustradas na figura 2.6. A linha a esquerda representa a energia que a absorção fotoelétrica e o espalhamento Compton são igualmente prováveis em função do número atômico do absorvedor. A linha a direita representa a energia que o espalhamento Compton e a produção de pares são igualmente prováveis. Assim três áreas são definidas no gráfico onde a absorção

fotoelétrica, o espalhamento Compton e a produção de pares predominam em cada (KNOLL, 2000).

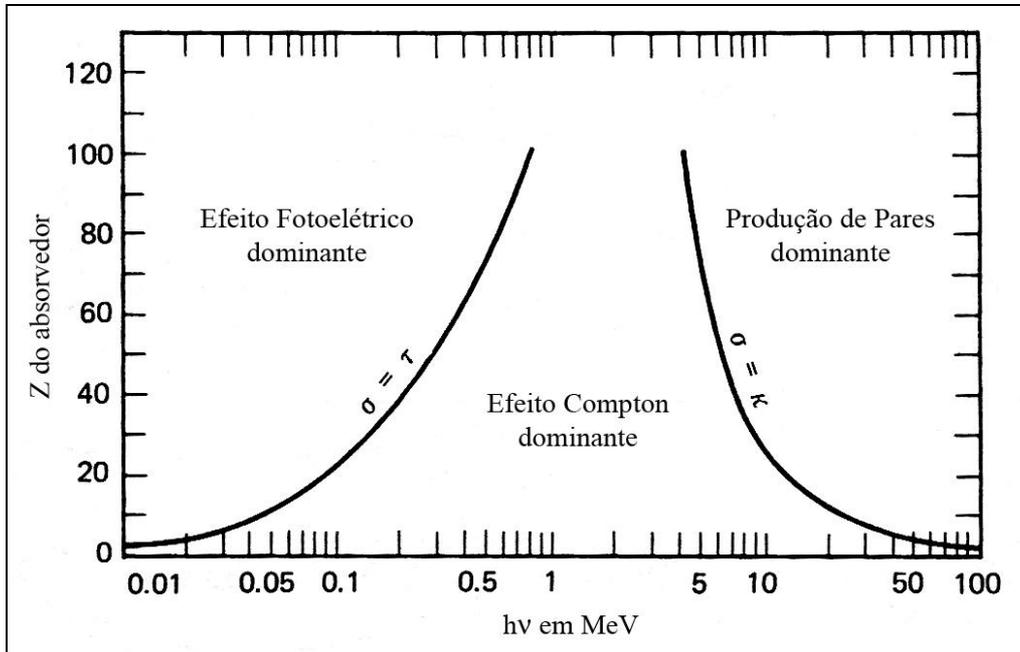


Figura 2.6 – Importância relativa dos três principais processos de interação (KNOLL, 2000).

2.1.3 – EQUIPAMENTOS DE RAIOS X

Os equipamentos de raios X são aparelhos que emitem radiação X quando energizados, segundo uma tensão e uma corrente estabelecida pelo usuário. Os aparelhos de raios X são classificados de acordo com a sua potência e com as aplicações para as quais são projetados. Para fins industriais, podem-se encontrar equipamentos que emitem raios X com energias variando entre 10 a 800 keV. Nesta sessão, serão apresentadas as principais características dos equipamentos de raios X, assim como seus principais componentes, que podem ser vistos na Figura 2.7.

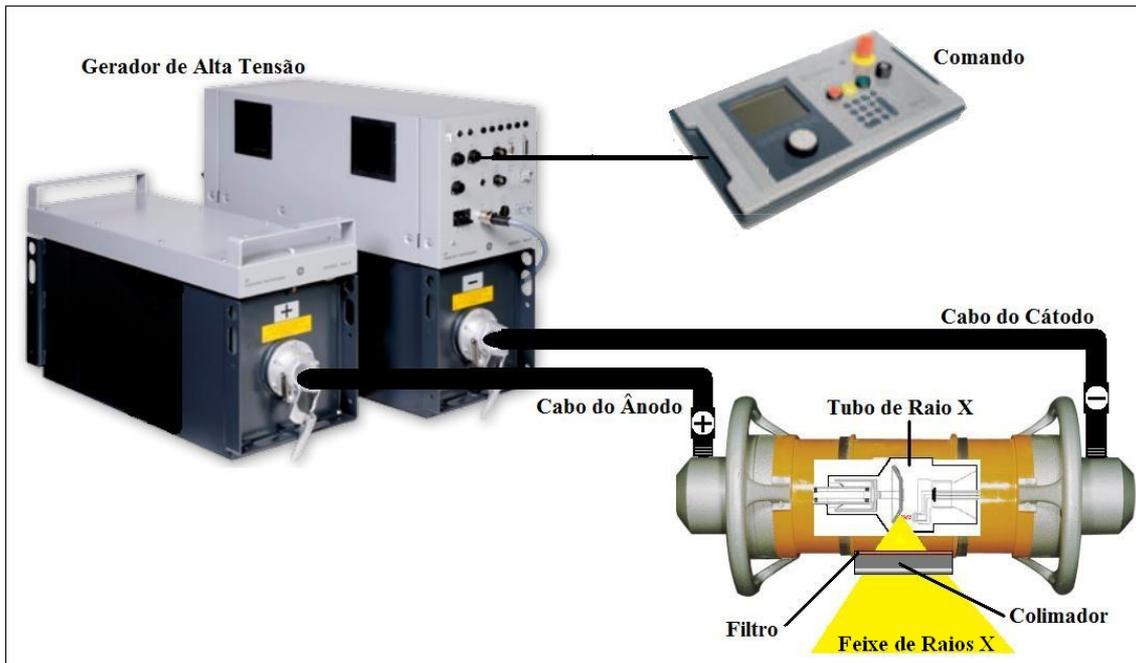


Figura 2.7 – Esquema de um equipamento de raios X.

Os raios X são gerados dentro de uma ampola especial de vidro. O tubo fica inserido dentro de um cabeçote, envolto num óleo especial. Este óleo serve como isolante eletrostático e como dissipador de calor da ampola. O cabeçote possui um revestimento de chumbo para blindar a radiação que não contribui diretamente na formação da imagem. No cabeçote há uma janela que permite a passagem do feixe de raios X. O tubo de raios X é basicamente composto por uma carcaça de vidro, o anodo e catodo (filamento). Na Figura 2.8 pode-se ver a ilustração de um tubo de raios X e seus principais componentes (OLIVEIRA, 2010).

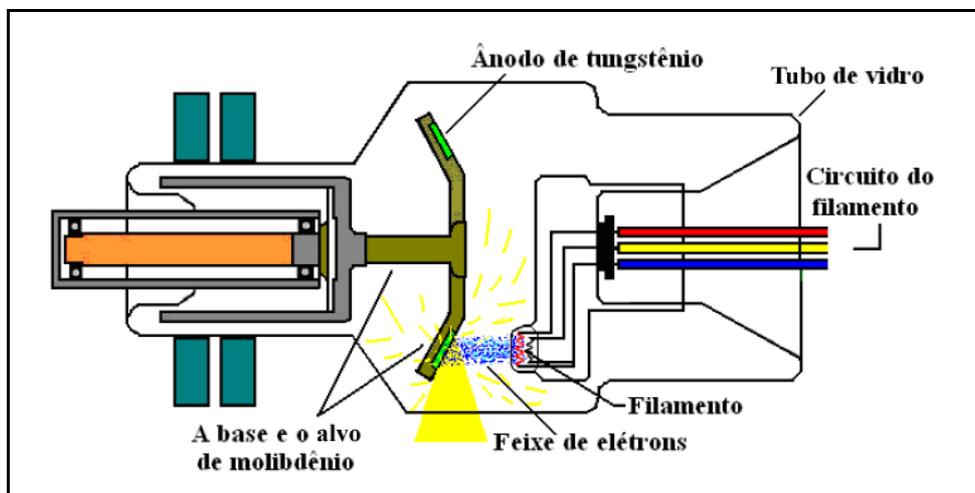


Figura 2.8 – Ampola de raios X (ANDREUCCI, 2011).

2.1.3.1 – Tubo de Vidro

Este tubo de vidro fica envolto ao cátodo e ânodo formando um recipiente isolante para o vácuo, é constituído de um vidro especial, o qual deve atender a uma série de requisitos, conforme a seguir:

- a) possuir boa resistência mecânica;
- b) possuir boa resistência a variação da temperatura;
- c) possuir boa vedação, para manter o alto vácuo;
- d) possuir bom isolamento de alta tensão;
- e) ter transparência à radiação X;
- f) ser quimicamente estável, de modo que a passagem da radiação X não modifique suas características;
- g) possibilitar solda com metais das conexões (catodo e ânodo).

2.1.3.2 – Catodo

O catodo é o pólo negativo do tubo de raios X, sendo composto pelo filamento e pela capa focalizadora.

O filamento possui uma forma de espiral, geralmente de tungstênio, com 2 mm de diâmetro e com 1 cm a 2 cm de comprimento. Este é aquecido pela passagem de corrente elétrica de 3 a 6 A e a temperatura pode atingir a 2000°C. A alta temperatura do filamento proporciona o surgimento do efeito termiônico. O tungstênio é empregado geralmente devido à sua alta eficiência termiônica e ao seu alto ponto de fusão. Após a emissão termiônica, os elétrons permanecem na proximidade do filamento, criando uma carga espacial nesta região. Aplicando-se uma diferença de potencial entre o catodo e ânodo, ocorre o deslocamento dos elétrons que se encontram na carga espacial, em direção ao ânodo, criando um feixe de elétrons (corrente anódica). Este feixe tende a se dispersar devido à repulsão eletrostática entre os elétrons. Para evitar a dispersão, é adicionada uma capa focalizadora junto ao filamento. Esta é projetada num determinado formato, que quando carregada negativamente possibilita colimar o feixe de elétrons, por meio da força de repulsão. A eficiência da capa focalizadora depende do seu tamanho, da sua forma e da carga aplicada, além de depender da dimensão, da forma e do posicionamento do filamento no interior da própria capa focalizadora. Na Figura 2.9

podemos observar o filamento e a influência da capa focalizadora na colimação do feixe de elétrons (OLIVEIRA, 2010).

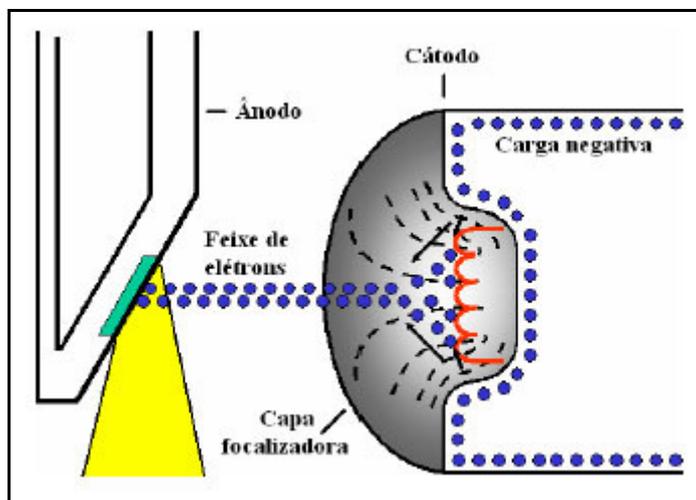


Figura 2.9 – Ilustração do catodo e da capa focalizadora (ANDREUCCI, 2011).

2.1.3.3 – Ânodo

O ânodo é o terminal positivo do tubo de raios X, podendo ser fixo ou rotatório. Este serve de suporte para o alvo. É feito de cobre para permitir a rápida dissipação de calor, pois quando os elétrons se chocam com o alvo, cerca de 99% de suas energias cinéticas são convertidas em calor.

O ânodo fixo é utilizado em equipamentos de baixa potência, como os odontológicos e alguns transportáveis. Para os equipamentos de raios X que trabalham com média e alta potência é utilizado o ânodo rotatório.

O ânodo rotatório é formado por um disco que gira durante a exposição. O alvo se encontra na parte mais externa deste disco, formando uma trilha que possibilita dissipar o calor produzido numa maior área. Originalmente, o alvo era confeccionado de tungstênio. Atualmente, para aumentar a resistência da superfície contra a formação de pequenas fendas e buracos, é confeccionado com uma liga, geralmente composta de 90% de tungstênio e 10% de rênio. A escolha do tungstênio deve-se as seguintes razões:

a) possui um alto número atômico, que implica em grande eficiência na produção de raios X e com maior energia;

- b) sua condutividade térmica é quase igual a do cobre, resultando em uma rápida dissipação do calor produzido;
- c) possui alto ponto de fusão (3370°C), enquanto que a temperatura durante o bombardeamento de elétrons gira em torno de 2000°C.

A Figura 2.10 apresenta a ilustração dos dois tipos de anodos citados acima.

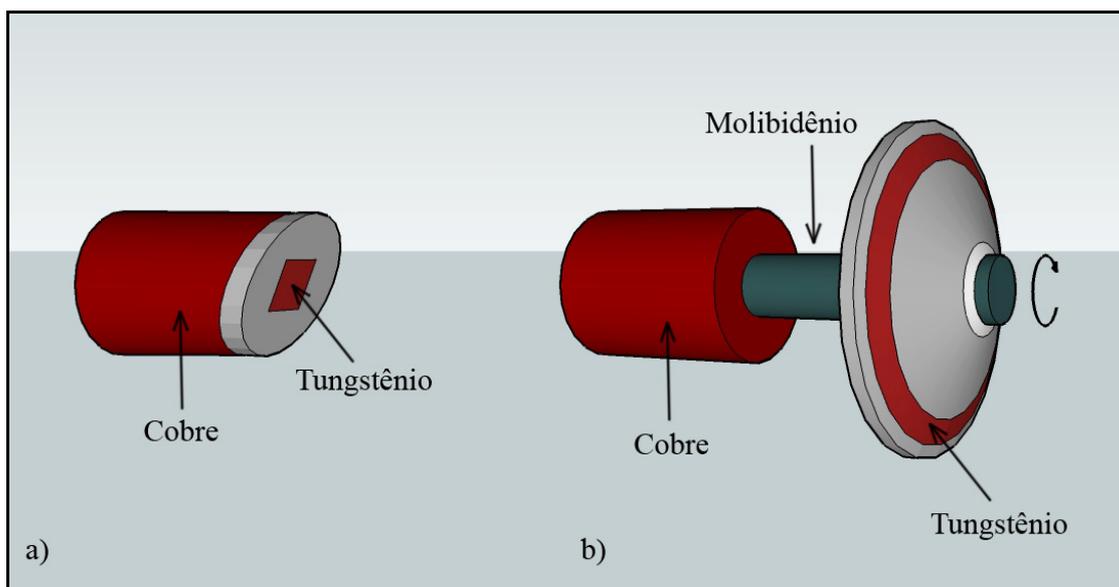


Figura 2.10 – a) anodo fixo e b) anodo rotatório (OLIVEIRA, 2010).

2.1.4 – PRODUÇÃO DE RAIOS X

Quando a ampola de raios X é colocada em funcionamento, cria-se em torno do filamento uma nuvem eletrônica, que é acelerada em direção ao anodo quando aplicada uma diferença de potencial. Quando esses elétrons são desacelerados repentinamente por meio de interação com os átomos do alvo, há uma transformação da energia cinética que foi ganha durante a aceleração em radiação eletromagnética (raios X). Dependendo do tipo de interação dos elétrons gerados com o alvo, os raios X podem ser produzidos de duas formas: frenamento e colisão.

2.1.4.1 – Espectro Contínuo

Neste processo, os elétrons são defletidos pela carga elétrica positiva localizada no núcleo dos átomos do alvo, devido a interação coulombiana. Sabe-se que uma

partícula carregada livre emite radiação eletromagnética quando tem sua trajetória alterada. Este fenômeno é conhecido como “bremsstrahlung” ou radiação de freiamento. Aplicando o princípio de conservação de energia, tem-se:

$$h\nu = k - k' \quad (2.6)$$

onde

k é a energia cinética do elétron antes da interação;

k' é a energia cinética do elétron após a interação e

$h\nu$ é a energia do fóton emitido.

Logo, é possível observar que quanto maior a deflexão sofrida pelo elétron, maior será a energia do fóton de raios X emitido. Assim, os comprimentos de onda dos fótons emitidos podem variar de um máximo ($k \approx k'$) e um mínimo ($k' = 0$), originando um espectro de radiação contínua, como pode ser visto na Figura 2.11.

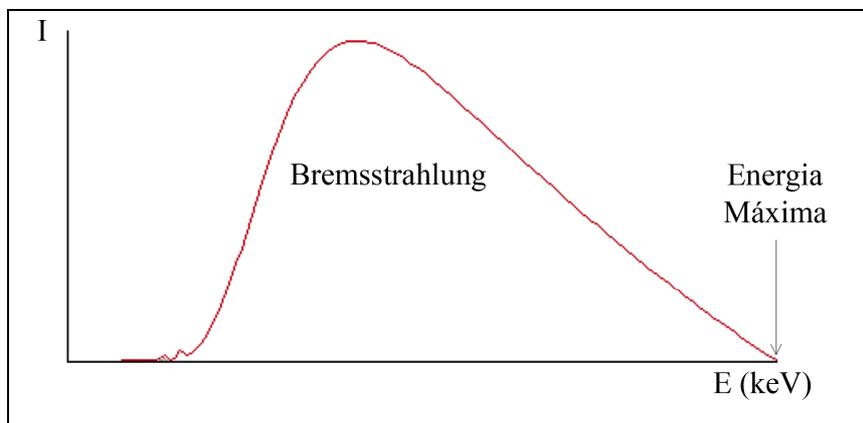


Figura 2.11 – Espectro de radiação contínua (OLIVEIRA, 2010).

2.1.4.2 – Espectro Característico

Este processo ocorre quando um elétron energético interage com o átomo do alvo e arranca um de seus elétrons mais internos (por exemplo: do nível K). Conseqüentemente, este nível fica com uma vacância. Então, um dos elétrons mais externos se move para preencher essa vaga, emitindo nessa transição um fóton de raios

X. Esse fóton é conhecido como raios X característicos e são geralmente devido às transições orbitais entre as camadas K, L e M. Quando o elétron que preenche o buraco vem do nível energético L, temos a linha K_{α} . Quando vem do nível M, temos a linha K_{β} .

O espectro final da radiação é o conjunto da radiação contínua (bremsstrahlung) e de raios X característicos, como pode ser visto na Figura 2.12 (OLIVEIRA, 2010).

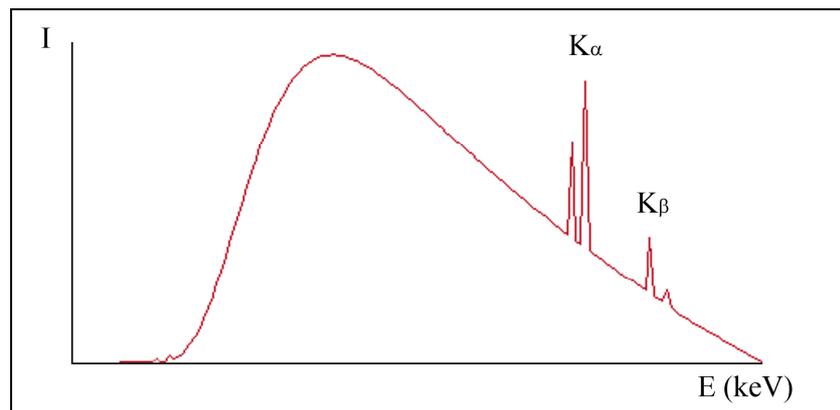


Figura 2.12 – Espectro de radiação contínua com os picos característicos (OLIVEIRA, 2010).

2.2 – TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO RADIOGRÁFICO

Este estudo foi direcionado para três tipos de processos radiográficos, onde foi discutido a potencialidade de cada um deles nos aspectos de qualidade de imagens, tempo de exposição e aspectos quanto ao meio ambiente. Os três tipos são: Filmes Radiográficos Convencionais, Radiografia Computadorizada (RC) e Radiografia Direta (RD).

2.3 – FILMES RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS

Ao analisar a estrutura de um filme radiográfico, nota-se que este é composto por uma emulsão fotográfica muito fina e uma base plástica transparente que serve para sustentar a emulsão. A emulsão consiste em uma camada muito fina (espessura de 0,025 mm) de gelatina, que contém um grande número de minúsculos cristais de brometo de

prata. A emulsão é colocada sobre um suporte, denominado base, que é feito geralmente de um poliéster ou celulóide, transparente e de cor levemente azulada. Uma característica dos filmes radiográficos é que, ao contrário dos filmes fotográficos, eles possuem a emulsão em ambos os lados da base, conforme mostrado na Figura 2.13. Os cristais de brometo de prata, presentes na emulsão, possuem a propriedade de, quando atingidos pela radiação ou luz, tornarem-se susceptíveis de reagir com um produto químico denominado revelador. O revelador atua sobre esses cristais provocando uma reação de redução que resulta em prata metálica negra. Os locais do filme, atingidos por uma quantidade maior de radiação, apresentarão, após a ação do revelador, um número maior de grãos negros que as regiões atingidas por radiação de menor intensidade. Dessa forma, quando vistos sob a ação de uma fonte de luz, os filmes apresentarão áreas mais escuras e mais claras que irão compor a imagem do objeto radiografado (PEREIRA, 2006).

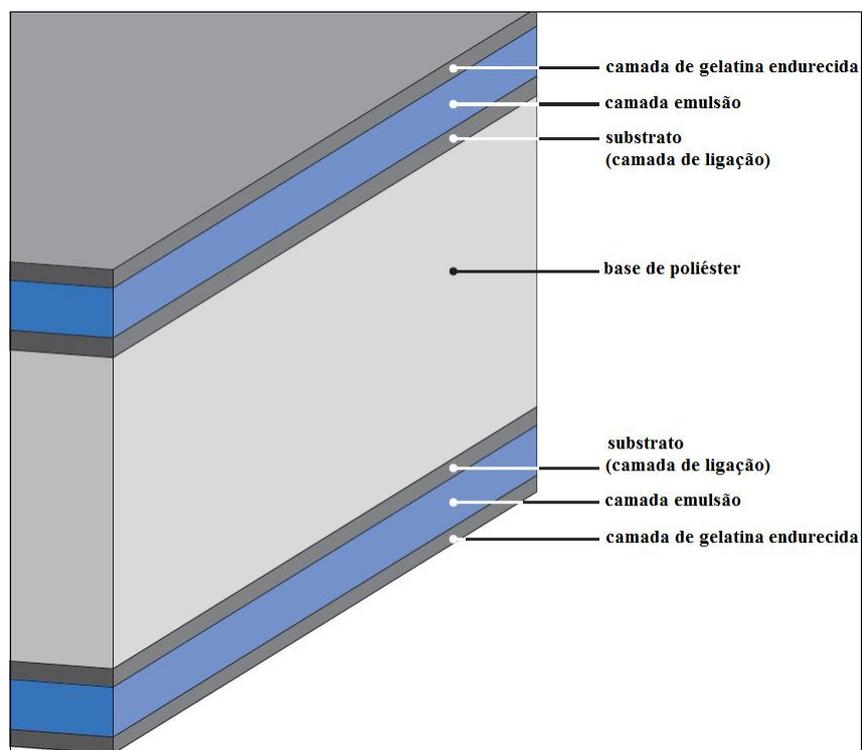


Figura 2.13 – Camada dos filmes radiográficos (RAAD, 2007).

2.3.1 – ELEMENTO SENSÍVEL À RADIAÇÃO

Este é o elemento principal, pois é o que absorve a radiação e a converte em imagem, constituída de uma gama de tons escuros e claros que contém informação útil para diagnóstico. Os haletos de prata mais utilizados são os brometos. Eles são depositados em forma de microrristais (da ordem de $1\mu\text{m}$ de diâmetro) sobre a base, misturados à gelatina que os mantém em suas posições relativas. Aos microcristais de brometo de prata é adicionada uma pequena quantidade de iodeto de prata (até 10%), o que serve para aumentar a sensibilidade em relação ao uso de qualquer uma das duas substâncias puras. A Figura 2.14 ilustra a forma dos átomos dentro dos microcristais.

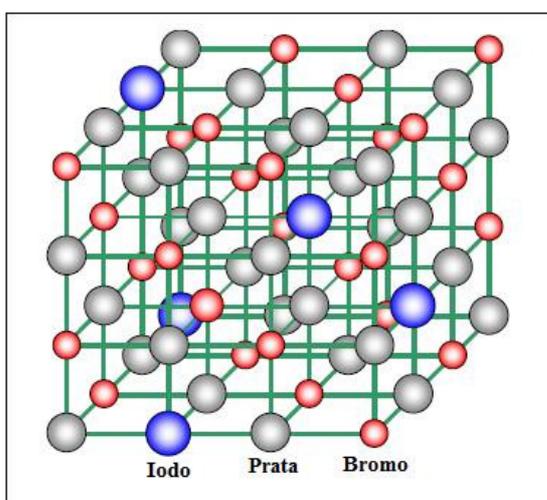


Figura 2.14 – Estrutura do Cristal de haleto de prata (PEREIRA, 2006).

Os filmes radiográficos possuem microcristais que são sensíveis à radiação X e principalmente à luz produzida pelo écran. Os microcristais desse elemento, colocados sobre a base do filme com ajuda da gelatina, irão reagir à passagem da luz e transformar a imagem latente, em uma imagem gravada pontualmente em cada um dos próprios cristais.

Este processo de sensibilização começa quando um fóton de luz oriundo da tela intensificadora interage com a gelatina e com os microcristais. Geralmente, o átomo de bromo ou iodo, por possuírem um elétron a mais, são os que mais facilmente liberam elétrons. Este elétron, agora livre, poderá circular pelas moléculas dos haletos e então se ligar a qualquer outro átomo. Porém, a inclusão da impureza tem justamente o objetivo de atrair este elétron livre. Em sua trajetória, o elétron livre poderá colidir com outros átomos e criar outros elétrons livres. Ao chegarem próximos da impureza, os elétrons

livres acabam criando uma região negativa dentro do microcristal. O bromo ou iodo, que cedeu seu elétron extra, volta a ser um átomo neutro. Como a ligação iônica que existia entre a prata e o bromo, ou iodo, deixou de existir, este átomo, Br ou I, está livre para deixar a estrutura do haleto de prata e se misturar com a gelatina.

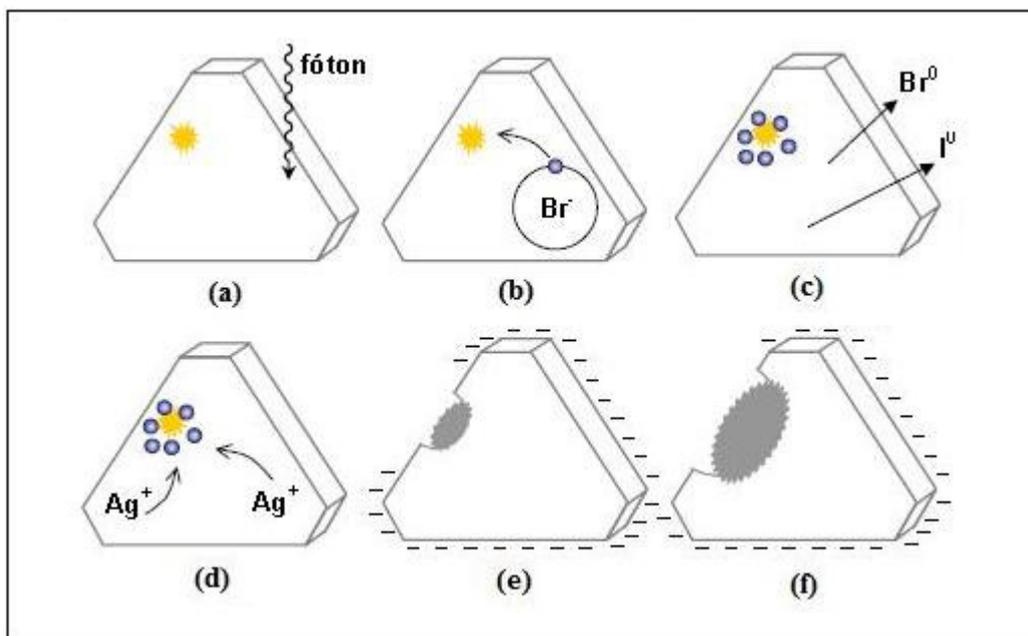


Figura 2.15 – Seqüência de interação do fóton com o microcristal de haleto de prata; (a) fóton atinge o microcristal; (b) o elétron extra do haleto – Br ou I – é liberado; (c) os haletos saem dos microcristais enquanto os elétrons livres se dirigem para a impureza; (d) os elétrons criam uma região negativa que atrai os íons positivos de prata; (e) os íons Ag^+ incorporam os elétrons livres e se tornam em prata metálica; (f) maior concentração de prata metálica, maior degradação do microcristal (PEREIRA, 2006).

Com a formação de uma região eletricamente negativa, os íons de prata, Ag^+ que estão livres pois perderam a ligação iônica com os íons de Br e I, são atraídos para esta região. Ao chegarem nesta região, os íons Ag^+ se juntam com os elétrons livres e voltam a ser prata neutra (Ag^0), ou prata metálica. Assim, há uma degradação do microcristal pela dissociação dos haletos de prata. Esta degradação é tão maior quanto forem os elétrons livres que o microcristal conseguir liberar, fruto dos fótons que interagiram. A intensidade da degradação, maior ou menor, é que cria os diferentes níveis de cinza da imagem, além de facilitar o processo de revelação (PEREIRA, 2006).

A seguir, são detalhadas algumas características dos filmes radiográficos:

2.3.1.1 – Densidade Óptica

A imagem formada no filme radiográfico possui áreas claras e escuras, evidenciando certo grau de enegrecimento que é denominada de densidade. Matematicamente a densidade é expressa como sendo o logaritmo da razão entre a intensidade de luz visível que incide no filme e a intensidade que é transmitida e visualmente observada na Equação 2.7 (MOREIRA, 2007).

$$D = \log \frac{I_0}{I} \quad (2.7)$$

onde,

I_0 = Intensidade de Luz incidente

I = Intensidade de luz transmitida

Conclui-se, pela Equação 2.7, que, quanto maior a densidade, mais enegrecido ficará o filme. Podemos observar também que a quantidade (I_0/I) é o inverso de (I/I_0) , a fração de feixe incidente transmitido pelo filme processado, ou a transmitância do filme (DOMANUS,1992).

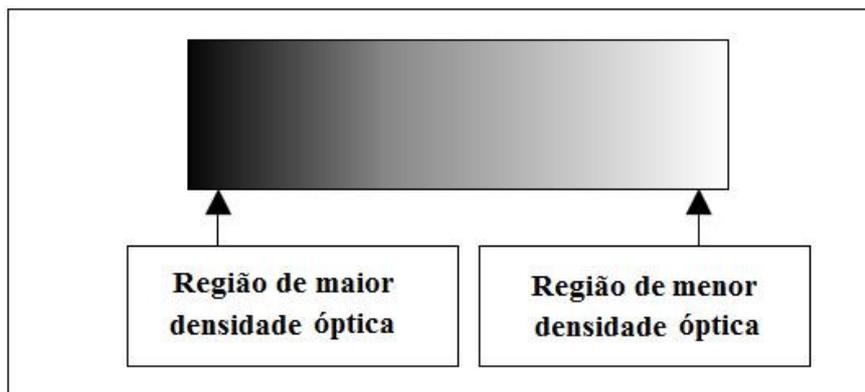


Figura 2.16 – Densidade óptica e grau de enegrecimento (BARBOSA, 2008).

2.3.1.2 – Velocidade

Se dois filmes diferentes forem submetidos a uma mesma exposição, nota-se que as densidades obtidas nos dois filmes serão diferentes, ou seja, com uma mesma exposição, um filme apresenta maior rapidez para atingir determinada densidade, quando comparado com outro. Portanto, um filme rápido necessita de menor tempo de exposição para atingir uma determinada densidade, quando comparado com um outro filme mais lento. Ou ainda, se um filme rápido e um filme lento forem submetidos a uma exposição idêntica, o filme rápido atingirá uma densidade maior. A velocidade é uma característica própria de cada filme e depende, principalmente, do tamanho dos cristais de prata presentes na emulsão. Quanto maior o tamanho dos cristais, mais rápido será o filme e sua imagem será mais grosseira e menos nítida que uma imagem formada por grãos menores. Portanto, quanto mais rápido o filme, menos nítida será a imagem formada por ele (**KODAK, 1980**).

2.3.1.3 – Classificação dos filmes

A grande variedade de condições e a heterogeneidade de materiais encontrados na radiografia industrial levaram os fabricantes a produzir vários tipos de filmes. Uma classificação dos filmes foi estabelecida pela ASTM, que identifica os tipos de filmes pela velocidade de exposição e sensibilidade. Os mais empregados na área industrial são os da Classe 1 e 2 por possuírem características de sensibilidade, velocidade e resistência adequadas (**ASTM E 1815, 2008**).

2.3.1.4 – Curva característica dos filmes

A curva característica de um filme, também chamada de curva sensitométrica ou curva H & D (Hurter-Driffield), relaciona a exposição dada a um filme com a densidade resultante. Por meio das curvas características podem-se comparar qualitativamente filmes diferentes, estabelecendo critérios para corrigir densidades obtidas para uma dada exposição, conforme apresentado na Figura 2.16. As curvas são em geral fornecidas pelo fabricante do filme e são obtidas mediante as exposições sucessivas do filme, tendo suas densidades medidas em cada exposição. Os valores são plotados em um gráfico de densidades em função do logaritmo da exposição relativa (**KODAK,1980**).

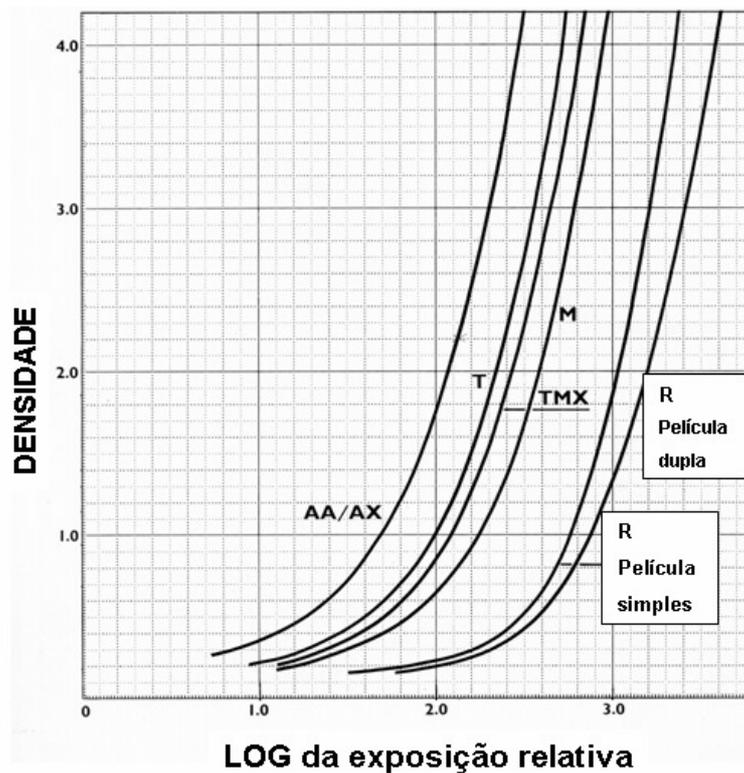


Figura 2.17 - Curva característica de filmes radiográficos (KODAK,1980).

2.3.1.5 – Contraste

As variações de densidade de uma região para outra (área clara e área escura) ao longo de filme radiográfico são responsáveis pela formação da imagem. A diferença de densidades entre duas regiões adjacentes no filme é denominada contraste. O contraste pode também ser entendido como a capacidade de o filme detectar intensidade e energias diferentes de radiação. Imagens com alto contraste permitem em geral melhor qualidade e segurança na interpretação da radiografia (VARIAN M. SYSTEM, 2010).

2.3.1.6 – Definição

Observando com detalhe a imagem formada no filme radiográfico, é possível notar que a mudança de densidades de uma área a outra não se faz de maneira brusca. A imagem de um objeto apresenta uma região de transição nas suas bordas, com uma densidade intermediária entre a densidade da imagem e a de fundo. Quanto mais estreita for esta faixa de transição, melhor será a definição desta imagem (MOREIRA, 2007).

2.3.1.7 – Ruído

O ruído fotográfico está relacionado com o tamanho e a distribuição dos grãos de prata do filme radiográfico, e pode acobertar pequenos detalhes na imagem. Portanto em uma inspeção onde se deseja detectar pequenas trincas, deve-se utilizar filmes de granulação fina (**AGFA-GERVAERT GROUP, 1981**)

2.3.2 – PROCESSAMENTO DO FILME RADIOGRÁFICO

O processamento para os filmes radiográficos devem seguir algumas considerações gerais, necessárias ao bom desempenho desta tarefa. No manuseio do filme, a limpeza é essencial. A câmara escura e os acessórios e equipamentos devem ser mantidos rigorosamente limpos, e usados somente para o propósito aos quais eles se destinam. Os banhos de processamento e a revelação devem ser controlados, quanto à temperatura e tempo de duração de acordo com a recomendação do fabricante, e podem ser processados manualmente ou em processadoras automáticas.

2.3.2.1 – Processamento Químico

O processamento visa transformar a imagem latente invisível, formada durante o processo de exposição do filme, em imagem visível de prata metálica, de forma que esta imagem seja a mais representativa possível das estruturas da região do corpo humano radiografado.

O processamento é composto por uma série de banhos que se relata a seguir:

2.3.2.1.1 Revelação

Quando um filme exposto é imerso no tanque contendo o revelador, esta solução age sobre os cristais de brometo de prata metálica. Esta seletividade está na capacidade de discriminar os grãos expostos dos não expostos. Devido a fatores eletroquímicos, as moléculas dos agentes reveladores atingem os cristais, que ficam como que revestidos. A visibilidade da imagem e, conseqüentemente o contraste, a densidade de fundo e a definição dependem do tipo de revelador usado, do tempo de revelação e da temperatura do revelador. Desta forma, o controle tempo-temperatura é de fundamental importância

para se obter uma radiografia de boa qualidade. A revelação deve ser feita com agitação permanente do filme no revelador, a fim de que se obtenha uma distribuição homogênea do líquido em ambos os lados da emulsão, evitando-se a sedimentação do brometo e outros sais que podem provocar manchas susceptíveis de mascarar possíveis discontinuidades (**KODAK, 1980**).

2.3.2.1.2 Banho de parada

Quando o filme é removido da solução de revelação, uma parte do revelador fica em contato com ambas as faces do filme, fazendo, dessa forma, com que a reação de revelação continue. O banho interruptor tem, então, a função de interromper esta reação a partir da remoção do revelador residual (**KODAK, 1980**).

2.3.2.1.3 Fixação

Após o banho de parada, o filme é colocado em um terceiro tanque, que contém uma solução chamada de “fixador”. A função da fixação é remover o brometo de prata das porções não expostas do filme, sem afetar os que foram expostos à radiação. O fixador tem também a função de endurecer a emulsão gelatinosa, permitindo a secagem ao ar aquecido. O tempo de fixação normalmente não deve exceder a 15 minutos. Os filmes devem ser agitados quando colocados no fixador durante pelo menos 2 minutos, para garantir uma ação uniforme deste. O fixador deve ser mantido a uma temperatura igual ao do revelador, ou seja, cerca de 20°C (**KODAK, 1980**).

2.3.2.1.3 Lavagem dos filmes

Após a fixação, os filmes seguem para o processo de lavagem para remover o fixador da emulsão. Cada filme deve ser lavado por um período de, aproximadamente, 30 minutos. A temperatura da água no tanque de lavagem é um fator muito importante a ser considerado, e os melhores resultados são obtidos com a temperatura por volta de 20°C (**KODAK, 1980**).

2.3.2.2 – Processamento Químico e Mecânico

Este sistema de processamento é utilizado quando há grande volume de trabalho, pois só assim torna-se econômico. O processamento é inteiramente automático, sendo que o manuseio só é utilizado para carregamento e descarregamento de filmes. O ciclo de processamento é inferior a 15 minutos. Quando adequadamente mantido e operado, este equipamento produz radiografia de alta qualidade. A alta velocidade de processamento torna-se possível pelo uso de soluções químicas especiais, contínua agitação dos filmes, manutenção da temperatura das soluções e secagem por jatos de ar aquecido.

2.3.2.3 – Telas intensificadoras de imagem

As telas intensificadoras possuem como principal finalidade diminuir o tempo de exposição em ensaios radiográficos industriais. Nestes casos usam-se finas folhas de metal (geralmente chumbo) como intensificadoras da radiação primária emitida pela fonte. O fator de intensificação, além de ser função da natureza e da espessura da tela, depende do contato efetivo entre elas e o filme. Quando se aumenta a espessura da tela de chumbo, a radiação primária e os elétrons emitidos pela face oposta dessa tela sofrem atenuação e, como consequência, o fator de intensificação diminui. O grau de intensificação das telas de chumbo depende da natureza e espessura do material a ensaiar, da qualidade da fonte emissora de radiação e do tipo de filme usado **(MOREIRA, 2007)**.

2.4 – RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A radiografia computadorizada é a técnica utilizada na aquisição da imagem digital que utiliza placas de fósforo (*Image Plate* - IP) como detector sensível a radiação. Estes são os mais bem sucedidos comercialmente detectores para radiografia digital. Os fósforos usados com maior frequência são da família do fluoreto de bário em forma de pó e depositados em um substrato para formar a placa de fósforo **(OLIVEIRA, 2010)**. Os mecanismos de absorção de raios X são idênticos aos de telas de fósforos convencionais usados com filmes. A diferença é que o sinal óptico útil não é

derivado da luz emitida imediatamente a incidência de radiação, mas de uma subsequente emissão, quando a imagem latente consistindo em cargas aprisionadas é estimulada opticamente e liberadas das armadilhas metaestáveis. Isso desencadeia um processo chamado luminescência fotoestimulada (PSL) resultando na emissão de luz de comprimento de onda curto (azul) em quantidade proporcional ao fluxo de raios X original. Em radiografia computadorizada, a placa de fósforo é posicionada em um cassete, para a proteção contra a luz e exposto aos raios X e em seguida é escaneada com um laser para liberar a luminescência fotoestimulada. A luz azul de PSL é coletada e detectada por um tubo fotomultiplicador. O sinal da fotomultiplicadora é digitalizado ponto a ponto para formar a imagem (SEIBERT, 1999).

2.4.1 – ESTRUTURA FÍSICA DA PLACA DE FÓSFORO

A estrutura da placa de fósforo consiste em um suporte de poliéster, camada de fósforo, camada protetora e outros componentes que podem variar de acordo com o fabricante. Na Figura 2.18, pode se ver a disposição física das camadas da placa de fósforo.

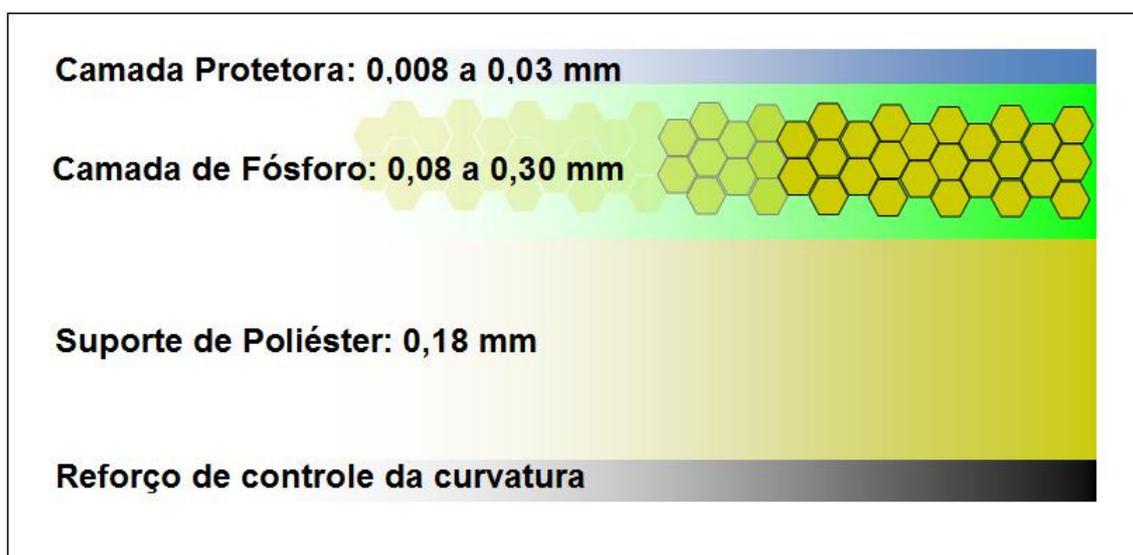


Figura 2.18 – Composição das camadas da placa de fósforo (OLIVEIRA, 2010).

A camada de fósforo é protegida por uma camada protetora EBC (*Electronic – Beam – Cured*), que é composta por um pré-polímero de alta densidade com aproximadamente 10 μm de espessura, garantindo assim maior proteção contra agentes

mecânicos e químicos, que poderiam danificar a placa de fósforo durante o processo de leitura ou manipulação pelos usuários.

A camada do fósforo fotoestimulável é comumente constituída de cristais de BaFBr:Eu²⁺, com grãos de tamanho variados, dependendo do tipo de placa. Essa camada além de conter os grãos de fósforo tem em sua composição um polímero orgânico de modo a unir os grãos e providenciar uma formação uniforme do filme.

A camada de suporte, composta de polietileno (PET – *Polyethylene Terephthalate*) possui espessura entre 200 e 350 µm e, além da função de proteção da camada do fósforo contra agentes externos, serve também para manter uma planificação do filme e apresentar flexibilidade. O suporte pode ter laminas pretas na sua parte posterior de modo a providenciar assim absorção de luz que entrariam de forma indesejada.

Além das características mencionadas acima, todas as camadas devem manter suas propriedades físicas inalteradas por temperatura, umidade, raios X, luz do laser, além de apresentar flexibilidade e resistência mecânica.

2.4.2 – FUNCIONAMENTO DAS PLACAS DE FÓSFORO

Apesar de muitos elementos apresentarem como característica a emissão de luminescência fotoestimulada (PSL), a maioria dos fósforos utilizados na radiografia computadorizada fazem parte de uma classe de haletos de alcalinos terrosos dopados com európio, entre os quais se destaca o flúor brometo de bário dopado com európio bivalente (BaFBr:Eu²⁺). Este elemento possui uma resposta de luminescência fotoestimulada altamente linear quando exposto a energia dos raios X. Além disso, possui uma resposta muito rápida com um tempo de vida muito curto, possibilitando a sua utilização em sistema de escaneamento de alta velocidade. Possivelmente, são usados outros tipos de fósforos, como o flúor bromo iodeto de bário (BaFBr/I:Eu²⁺), mas nenhum com tanta frequência como o BaFBr:Eu²⁺.

Pode ser dito que o fósforo utilizado em radiografia computadorizada deve ter no mínimo dois centros de armazenagem de energia proveniente de radiação, um para

os elétrons que são liberados quando interagem com os fótons de raios X e outro que são os centros de armazenamento de buracos, chamados de ativadores, que no caso dos fósforos de haleto de bário flúor são os íons de európio (Eu^{2+}). Além disso, os ativadores devem ser capazes de capturar os elétrons liberados no processo de excitação ótica (segundo estímulo).

Quando o fósforo é exposto à radiação ionizante, pares elétron-buraco são criados na rede cristalina. A quantidade de pares é proporcional à energia de radiação absorvida. Estes podem se recombinar imediatamente a partir do estado excitado do íon Eu^{2+} ou criar estados quase estáveis (F centros). Os F centros e seus correspondentes buracos armazenam a energia absorvida da radiação ionizante e quando irradiado pelo laser, com comprimento de onda adequado, no processo de leitura da placa de fósforo, os F centros absorvem fótons do laser, elevando os elétrons a um estado excitado. A partir desse estado este pode receber energia térmica atingindo a banda de condução. Uma vez na banda de condução, o elétron está disponível para recombinar com os buracos capturados pelos íons Eu^{2+} e emitir luz correspondente a essa transição **(OLIVEIRA, 2010)**.

Sabe-se que nos cristais de haletos, os F centros são criados quando irradiados com raios X. Nos cristais de BaFBr:Eu^{2+} dois tipos de F centros são obtidos: um devido ao flúor e outro devido ao bromo. Ambos os centros são criados pelo mesmo processo, contudo, somente os formados com bromo contribuem significativamente para o processo de fotoestimulação.

Na Figura 2.19 pode ser visto o espectro típico de fotoestímulo. A linha vermelha corresponde ao F centro baseado no bromo. A linha preta contínua é o espectro total e a linha azul é a diferença entre elas. Assim é visto que o fotoestímulo é devido basicamente aos F centros do bromo (F – (Br⁻)) **(OLIVEIRA, 2010)**.

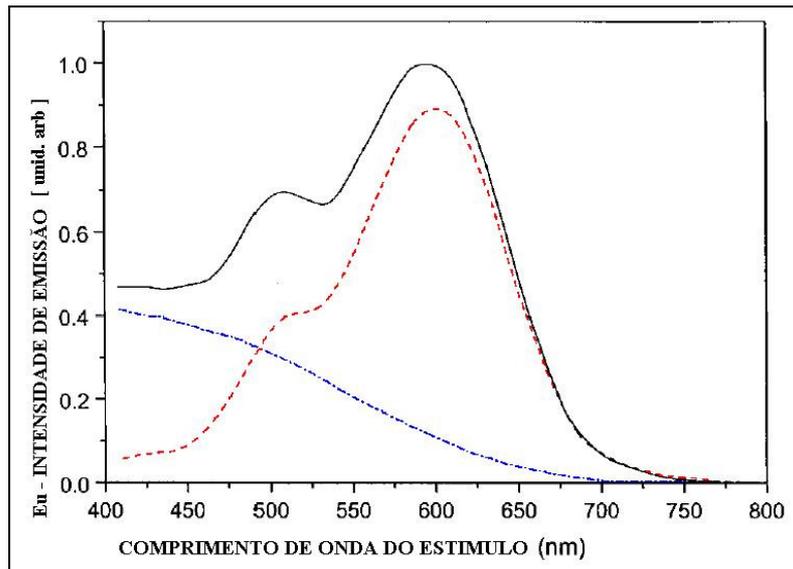


Figura 2.19 – Espectro de fotoestímulo do BaFBr:Eu²⁺ (OLIVEIRA, 2010).

2.4.3 – EFICIÊNCIA DE ABSORÇÃO DE RAIOS X NA PLACA DE FÓSFORO

A eficiência de absorção dos fótons de raios X pode influenciar no ruído de quanta (*X-ray Quanta Noise*). Neste tópico será analisado a curva de eficiência de absorção do fósforo fotoestimulável em função da energia dos fótons raios X.

Na Figura 2.20, pode ser visto o gráfico que mostra a variação da absorção em função da energia dos fótons incidentes, para dois tipos de fósforo diferentes e a variação da absorção dos fótons em função da densidade superficial para o BaFBr com densidades diferentes (SEIBERT, 1999).

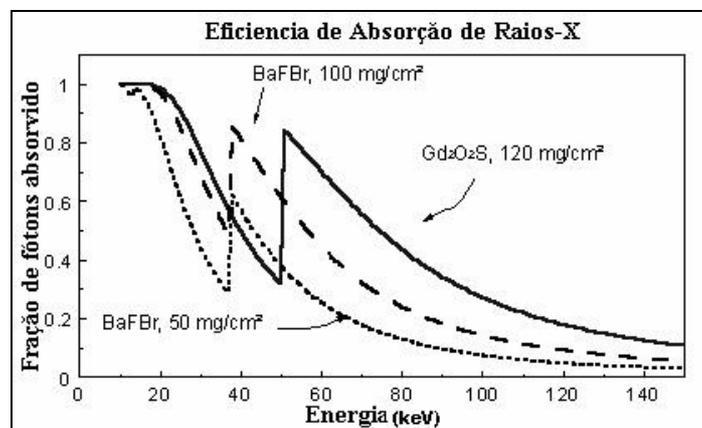


Figura 2.20 – Gráfico de absorção em função da energia do raios X (SEIBERT, 1999).

Observa-se que os fósforos representados no gráfico, apresentam uma alta eficiência de absorção para fótons de baixas energias, aproximadamente 10 keV, indicando que uma imagem radiográfica pode perder qualidade (presença de ruído) devido à radiação ionizante ambiental. Após um período de tempo sem usar a placa de fósforo, é aconselhado que este seja “apagado” antes do próximo uso, eliminando assim a influência dessas radiações. Outro aspecto importante com relação à eficiência para fótons de energias baixas é o uso de filtros no momento de uma exposição, eliminando o efeito de espalhamento de radiação.

Observa-se também, que o fósforo de BaFBr:Eu apresenta uma eficiência melhor comparada com o Gd₂O₂S:Tb (écran de terra rara), que foi uma das condições impostas durante a pesquisa do fósforo ideal (encontrar um fósforo fotoestimulável com eficiência igual ou superior aos écrans existentes). Segundo a curva de eficiência apresentada acima, o fósforo usado na placa de fósforo apresenta um pico próximo a 40 keV, esse pico é devido à linha k do bário (37 keV).

Outro aspecto importante é com relação à densidade superficial (μ/ρ , onde: μ representa o coeficiente de absorção do material e ρ a densidade do material). É observado que para o mesmo fósforo, porém com densidades diferentes, existe uma variação na eficiência de absorção. O fósforo que tem uma densidade superficial maior (100 mg/cm²) apresenta uma eficiência maior do que o fósforo com uma densidade superficial menor (50 mg/cm²). Dessa forma, é visto que a eficiência do fósforo pode ser aumentada com o aumento da densidade superficial (espessura do filme). Porém, como foi mencionado anteriormente, o aumento da camada do fósforo resulta na diminuição da resolução. Novas tecnologias têm estudado técnicas de aumentar a densidade superficial sem aumentar a espessura do filme (SEIBERT, 1999).

2.4.4 – CURVA DE SENSIBILIDADE

A Figura 2.21 mostra a curva de resposta para um receptor típico de fósforo fotoestimulável comparado com um filme de ISO 400 usando um écran de terra rara. Pode observar-se as principais características das placas de fósforo, como a linearidade entre a dose e a intensidade de luminescência, a ampla resposta à variação de exposição e a alta sensibilidade à radiação.

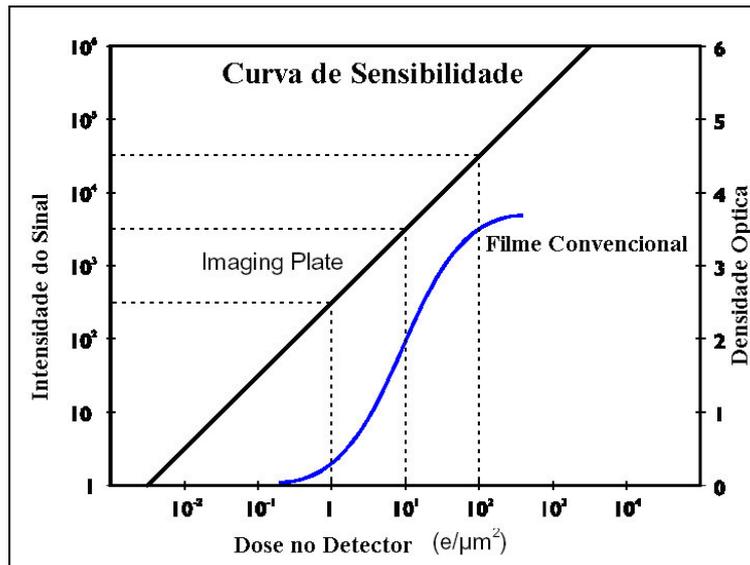


Figura 2.21 – Comparação da curva de sensibilidade entre o filme convencional e a placa de fósforo (DURR, 2011).

Para sistemas filme-écran, que servem tanto como meio de aquisição de imagem como também para a visualização, é necessário sintonizar o contraste do filme com a velocidade radiográfica a faixa de exposição, para adquirir uma imagem com contraste ótimo e o mínimo de ruído. Já com placa de fósforo isso não é necessário, devido ao fato da aquisição e a visualização da imagem serem eventos que ocorrem separadamente. Então, compensações para sub e sobre exposição são possíveis por meio de algoritmos aplicados aos dados digitais.

Devido a alta sensibilidade das placas de fósforo, aproximadamente 100 vezes mais sensível do que os filmes radiográficos convencionais, elimina-se o longo tempo de exposição, sendo capaz de detectar radiação onde filmes radiográficos convencionais não seriam.

2.4.5 – PROCESSO DE AQUISIÇÃO DA IMAGEM

2.4.5.1 – Leitor da Radiografia Computadorizada

Os equipamentos para leitura das placas de fósforos utilizados na radiografia computadorizada (RC) são dispositivos eletromecânicos que incorporam todas as funções necessárias para a extração da imagem latente e reconstrução/exibição da

radiografia final. Em termos de recursos e design, existe certa variação de fabricante para fabricante, mas todos os leitores realizam as seguintes funções básicas: ao alimentar o sistema com a placa de fósforo, o mesmo permanece em velocidade constante durante todo o processo, e ao passar pelo feixe de laser estimulador ocorre todo um processo de luminescência fotoestimulada, ponto a ponto da placa, e após é coletado por um filtro que faz a separação fotoestimulada contra o espectro da luminescência. Em seguida, um fotomultiplicador/detector amplifica o sinal. O sinal analógico é convertido em digital e o computador armazena a matriz em um *buffer* de imagem para as operações subseqüentes, como exibição, inserção de anotações, análise, medição, armazenamento etc. Muitas vezes, depois da estação de leitura, há ainda a etapa do apagamento, realizada pela ação de uma luz fluorescente brilhante [9]. A Figura 2.22 mostra um diagrama funcional de um sistema típico.

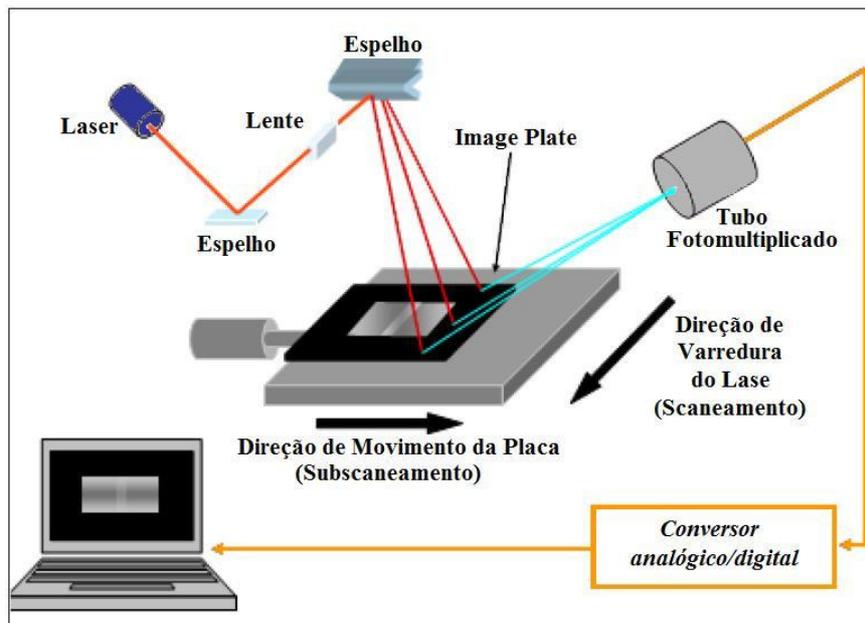


Figura 2.22 – Sistema da imagem de fósforo de armazenamento (OLIVEIRA, 2010).

As funções de leitura são bem comuns na maioria dos leitores da RC. O que realmente as diferencia é o programa especializado para recursos personalizados e funcionalidade. Dentro do espaço de trabalho digital, o potencial do computador permitirá o aprimoramento da imagem com tarefas como a correção do efeito de magnificação geométrica, inerente à técnica de exposição tangencial e a realização de trabalho simples de estimativas de espessura de parede.

2.5 – RADIOGRAFIA DIRETA

Utilizando as mesmas propriedades de detecção da radiação com materiais sólidos do tipo semicondutores, surgiram então, estudos e equipamentos para fazer essa conversão analógico-digital de modo direto com maior eficiência. O detector direto (DD) é considerado uma potencial solução para ser utilizado em radiografia digital na área industrial.

As Matrizes de Detector Digital (DDA) também conhecidas como “Flat Panel”, é essencialmente uma estrutura com uma grande área plana formada por detectores com circuitos integrados, capazes de capturar uma imagem por raios X e convertê-la para uma exibição no formato digital, sem a necessidade de algum tipo de manipulação de filmes. Esta matriz de detector possui milhões de pixels, e cada um desses atuam como um detector individual, utilizando um tipo de conversão específica para cada material detector, como mostrado esquematicamente na Figura 2.23. Cada pixel converte a intensidade da radiação incidente para uma quantidade de carga proporcional à mesma. Esta carga gera um sinal que é responsável por um valor, com dependência do número de bits, utilizado na escala de cinza e definida pelo sistema de imagens na estação de trabalho.

Há basicamente dois tipos de conversão feitos pelo detector direto. O detector direto com conversão direta que utiliza um fotocondutor de selênio-amorfo (a-Se) e o detector direto com conversão indireta, que utiliza fotodiodo de silício-amorfo (a-Si) com um cintilador acoplado a ele que pode ser de diversos materiais, sendo o Iodeto de Césio (CsI) e o Oxissulfato de Gadolínio (Gd_2O_2S) os mais comuns (**KINNO *et al.*, 1998**).

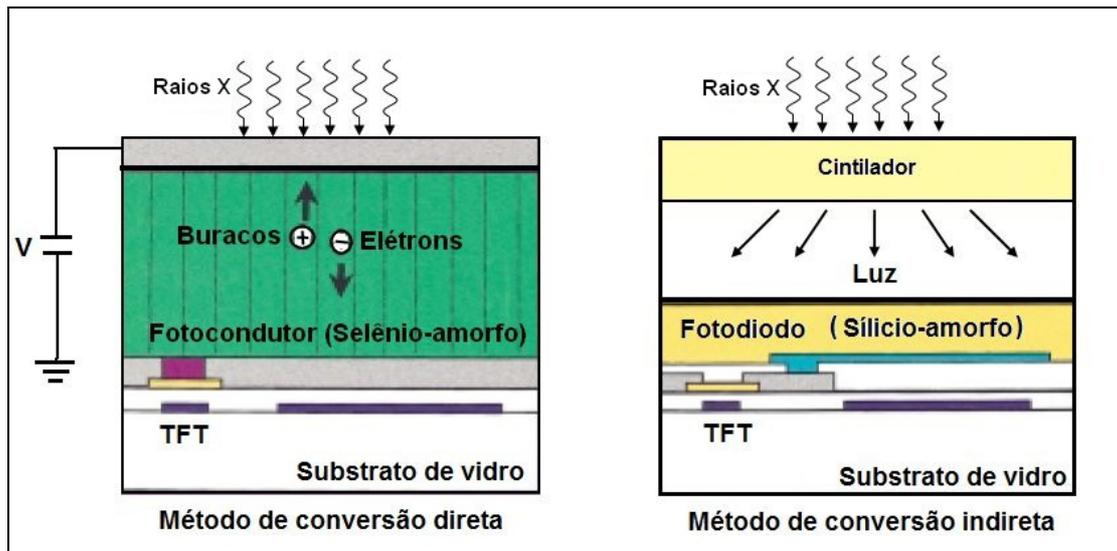


Figura 2.23 – Configuração do método de conversão direto e indireto (ASAHIRA, 2001).

2.5.1 – DETECTOR DIRETO COM CONVERSÃO DIRETA

Na conversão direta, um fotocondutor de selênio amorfo (a-Se) é usado como elemento absorvedor da radiação incidente e logo converte esta radiação em uma carga coletada e armazenada em um capacitor. Ao ser ativado o transistor de película fina (TFT) do pixel, libera a carga coletada pela linha de varredura da matriz convertendo-a em um sinal digital. O material fotocondutor possui um número atômico elevado, e com suas características na interação com a radiação, ele não necessita de um cintilador para fazer a conversão da radiação em luz visível. O detector com conversão direta possui uma espessura menor que o detector de conversão indireta e permiti trabalhar com médias e altas energias.

No material fotocondutor dos pixels, os pares elétrons-buracos (EHPs) são gerados e espalhados sob a ação de um campo eletromagnético aplicado entre o eletrodo de entrada e o eletrodo do pixel (Eletrodo Coletor de Carga). Cada pixel tem capacidade de receber e armazenar cargas geradas pela radiação X no fotocondutor. A Figura 2.24 mostra a seção transversal de um detector plano com dois pixels vizinhos, chamado Pixel 1 e Pixel 2. Uma radiação de intensidade X_I incidente em um pixel, gerando uma carga Q_I no fotocondutor, que é armazenado no capacitor C_I do pixel. Quando o transistor (TFT) da porta do pixel é ativado, a carga Q_I é lida e constitui a imagem

daquele pixel de acordo com a variação da escala de cinza (número de bits do sistema) que é proporcional a intensidade do campo da radiação incidente (KASAP *et al.*, 2006).

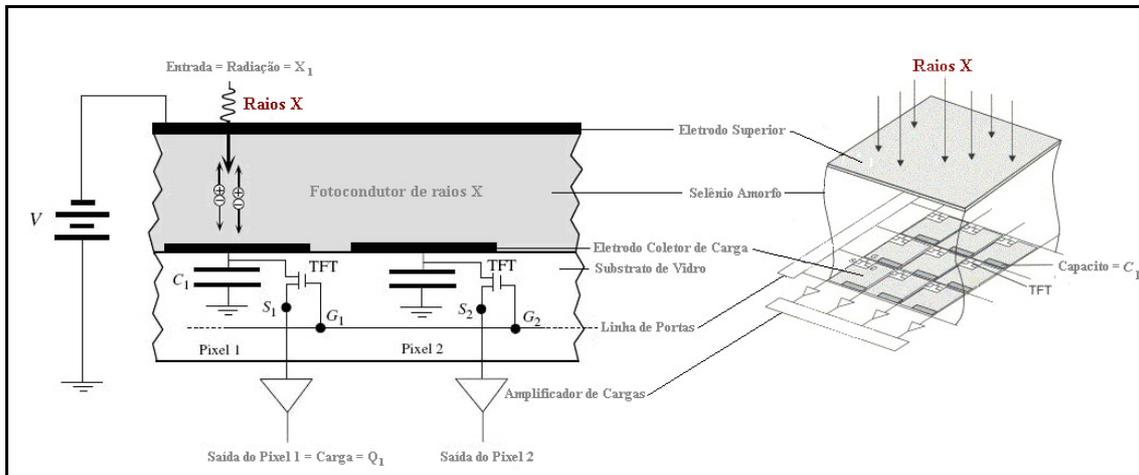


Figura 2.24 – Diagrama esquemático simplificado da estrutura transversal de pixels de uma conversão direta com sensor de raios X (KASAP *et al.*, 2006).

A conversão direta em detectores tem sido extensivamente analisada por diversos autores. A tecnologia TFT (*Thin Film Transistor*) é empregada para fabricação de dispositivos com mais de dois milhões de elementos detectores e neste componente cada elemento detector inclui um capacitor e um TFT. O TFT é um comutador de transistor de película fina, que é ativado quando uma voltagem é aplicada a porta logo após a unidade conversora ser exposta aos raios X. Ao ser ativado pelo endereço do sinal a partir da unidade processadora de alta velocidade, essa carga acumulada é lida e direcionada para fora do capacitor como um sinal elétrico. A unidade de transferência de imagem digital é designada para compensar características inerentes do sinal digital e para transmitir imagens seqüencialmente para a estação de trabalho (KASAP *et al.*, 2006).

2.5.2 – DETECTOR DIRETO COM CONVERSÃO INDIRETA

O sucesso dessa tecnologia de conversão indireta está no fato do Silício Amorfo (a-Si) e o cintilador serem tecnologias bem entendidas. Neste trabalho utilizamos o detector de conversão indireta e definiremos com maior clareza seu funcionamento.

2.5.2.1 – Princípio de Operação

Na conversão indireta para aquisição de imagem, um fotodiodo é acoplado a cada pixel e toda a matriz é coberta por um material cintilador, onde a interação da radiação X com este cintilador produz fótons luz visível com alta eficiência. Esses fótons de luz se chocam em um dispositivo de fotodiodo no qual os convertem em elétrons que podem ativar os pixels da camada de Silício amorfo (a-Si). Esta carga produzida pelo fotodiodo é armazenada em um capacitor e liberada após a ativação do pixel pelo TFT. Ao ser ativado pelo endereço do sinal a partir da unidade processadora de alta velocidade, essa carga acumulada é lida e direcionada para fora do capacitor como um sinal elétrico (KIM *et al.*, 2003).

Na Figura 2.25 é ilustrada uma estrutura básica da matriz de detector digital (DDA) e um corte transversal do pixel deste DDA.

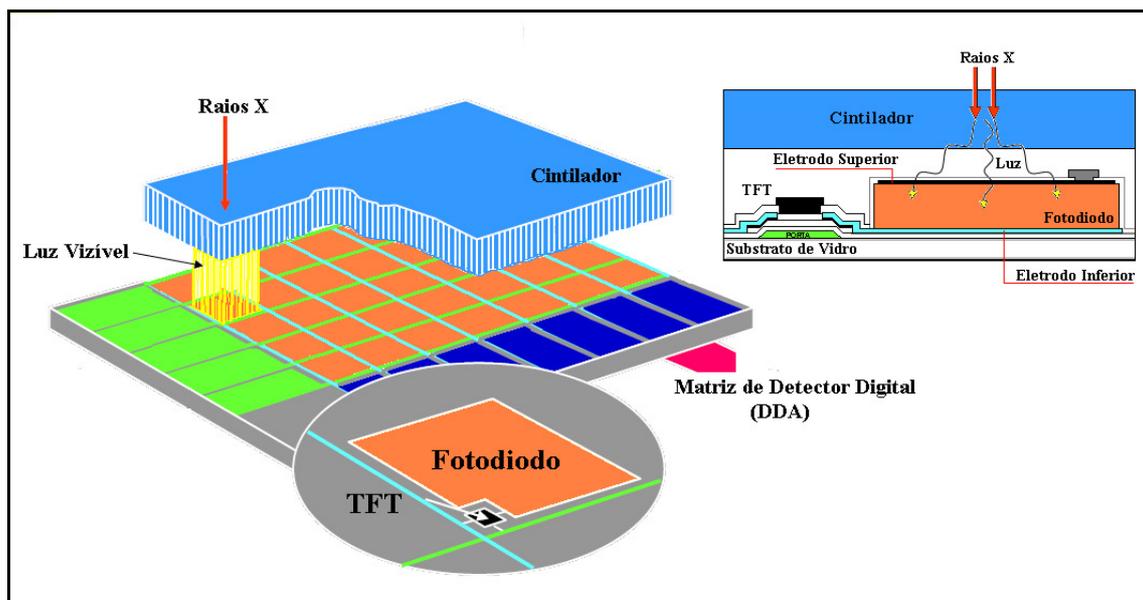


Figura 2.25 – Estrutura de uma matriz de detectores e uma estrutura transversal de um pixel de conversão indireta com Cintilador (KIM *et al.*, 2003)(A NIOSH SCIENTIFIC WORKSHOP, 2008).

2.5.2.2 – Matrizes de Sensores de Silício Amorfo

Numa escala microscópica o silício amorfo foi impresso com milhões de transistores arranjados e acoplados quimicamente a um substrato de vidro monolítico, detalhados na Figura 2.26 e em uma escala maior na Figura 2.27. Cada sensor (pixel) de Silício amorfo desta matriz é utilizado no acúmulo de cargas geradas pela absorção de

raios X e fornece, através das linhas de varredura, cargas que serão amplificadas pelo sistema. O componente de armazenamento destas cargas é um capacitor de matriz de fotodiodos chaveada no circuito, por um Transistor de Película Fina (TFT).



Figura 2.26 – Arranjo de pixels compostos por Fotodiodos e TFTs na matriz de detector digital.

Uma vez acumulada a carga neste capacitor de Silício amorfo, o TFT é ativado por um sinal da unidade de processamento de alta velocidade, e a carga acumulada é lida como um sinal elétrico pela unidade de processamento. Ao desligar o TFT o capacitor volta a acumular cargas para uma posterior leitura do pixel.

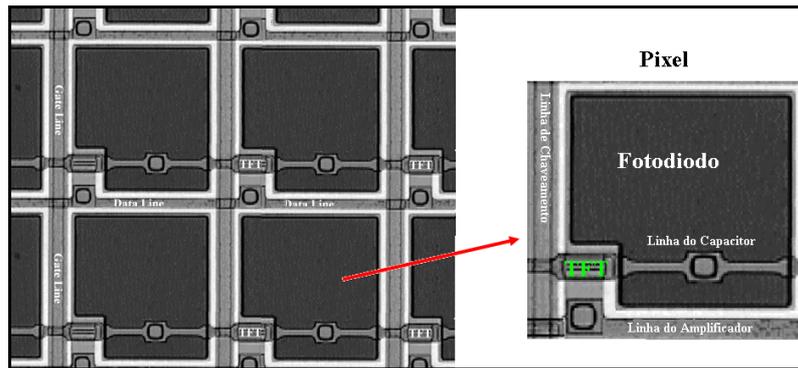


Figura 2.27 – Arranjo eletrônico de Pixels compostos por Fotodiodos e TFTs na matriz de detector direto (VARIAN SYSTEM, 2010).

O número de cargas produzidas irá variar com a intensidade dos fótons de luz penetrante, pulsos elétricos são criados e podem ser lidos rapidamente e interpretados pelo computador para produzir uma imagem digital.

O esquema dos componentes principais encontra-se apresentado na Figura 2.28. Em grandes matrizes, são produzidos milhares de sinais que devem ser lidos de forma organizada para que a informação de cada um deles represente a posição correta do pixel. Normalmente a varredura é feita de forma progressiva.

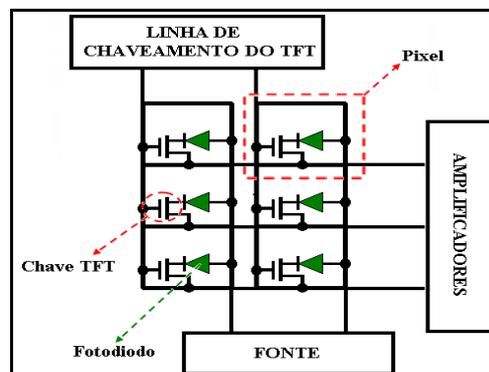


Figura 2.28 – Diagrama do circuito de uma matriz de sensores de silício amorfo (VARIAN SYSTEM, 2010).

Embora o silício amorfo tenha propriedades melhor estrutura eletrônica que o selênio-amorfo, seu baixo número atômico não o permite converter radiações de altas energias. Por esta razão, os raios X são convertidos em luz por um cintilador e a sua espessura é maior que a dos detectores de conversão direta.

2.5.2.3 – Método de Conversão dos Raios X

Estreitamente associada à matriz de sensores encontra-se o cintilador de raios-X. Estes compostos são materiais com um elevado número atômico, que tem alta absorção de raios X, e um ativador de baixa concentração para facilitar a emissão de fótons visíveis com alta eficiência.

Um bom cintilador produz muitos fótons de luz para cada fóton de raios X recebido, ou seja, de 20 a 50 fótons visíveis são produzidos por 1 keV de energia de raios X e podem ser granulares como o fósforo Oxissulfato de Gadolínio (Gd_2O_2S – “GOS”) ou em uma estrutura de cristal como o iodeto de cério (**VARIAN SYSTEM, 2010**).

A Figura 2.29 mostra uma comparação entre os dois materiais cintiladores mais utilizados na área industrial atualmente. A combinação de ambos cintiladores com o fotodiodo de Silício Amorfo possui uma das maiores Eficiência Quântica de Detecção (DQE). O DQE descreve a capacidade do dispositivo de imagem para preservar a relação sinal-ruído do campo de radiação para o resultado dos dados de imagem digital. A DQE é o critério pelo qual o desempenho dos sistemas de imagens é medido, e o Alto DQE produz imagens que podem ser analisadas com qualidade superior ou a mesma qualidade, mas com doses muito menores. O DQE depende da tensão (kV) da fonte, da composição e espessura do material utilizado e da composição do cintilador (**IEC 62220, 2003**).

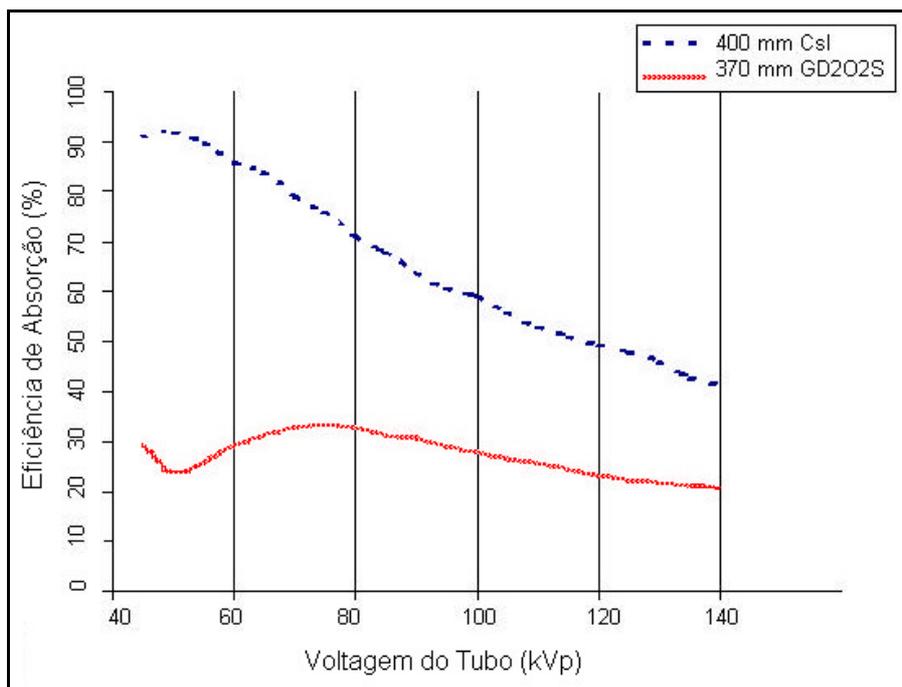


Figura 2.29 – Gráfico da Eficiência Quântica de Detecção dos principais cintiladores utilizados em Detectores Digitais (VARIAN SYSTEM, 2010).

Como pode ser percebido na figura 2.29, o CsI possui uma eficiência de absorção muito elevada e produzem também cerca de duas vezes mais saída de luz do que uma tela de GOS, o que resultará em mais de quatro vezes o sinal no fotodiodo para uma determinada dose (MOREIRA, 2010).

Na Figura 2.30 são mostrados os comportamentos destes cintiladores em termos de quantidade e forma de emissão da luz quando sensibilizados pelos raios X.

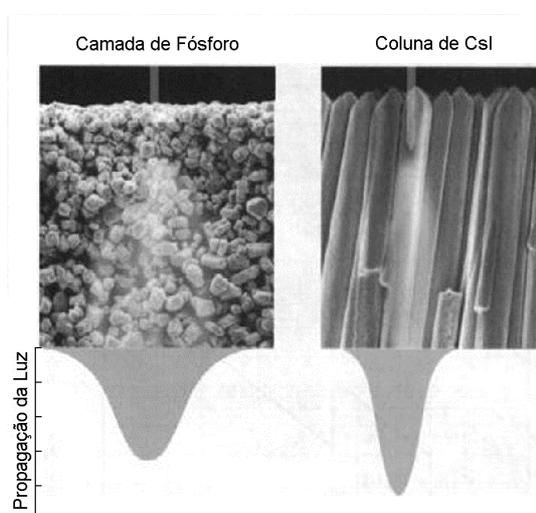


Figura 2.30 – Conversão de Luz pelos cintiladores de GOS e CsI (MOREIRA, 2010).

2.5.2.4 – Cintilador de fósforo Oxissulfato de Gadolínio (Gd_2O_2S – “GOS”)

Os fósforos são materiais que emitem fótons em um comprimento de ondas com intensidade de luz visível quando tais compostos são expostos a radiação. Para a intensidade de luz ter o máximo de eficiência, os fósforos utilizados no processamento de imagens de raios X são feitos de Oxulfitos de Terras Raras, dopados com outras Terras Raras, como exemplo o Tórbio. Um dos mais comuns é o *Oxissulfato de Gadolínio* (Gd_2O_2S) dopados com Tórbio e emissor de luz verde. Vários tamanhos de grãos, espessuras de material e misturas químicas são utilizados para produzir uma variedade de resolução e de intensidade de luz. Estes materiais foram desenvolvidos para aplicações em filmes radiográficos e atualmente são utilizados em matrizes de fotodiodos de silício amorfo para aumentar a qualidade em sensibilidade assim como nos filmes.

2.5.2.5 – Cintilador de Iodeto de Césio (CsI).

Para uma melhor combinação de resolução e brilho é utilizado o iodeto de césio. CsI tem a propriedade que é crescer como uma matriz densa de agulhas finas (10 a 20 microm de diâmetro). Isso produz cristais que atuam como tubos de luz para os fótons visíveis, gerados próximos a camada do lado da entrada, aceitando camadas muito espessas (até 1 mm) para serem utilizadas como uma excelente solução para manter a resolução. Devido ao césio ter um alto número atômico, ele é um excelente absorvedor de raios X. E assim ele se torna muito eficiente a este tipo de radiação. A combinação de CsI e silício amorfo tem a DQE mais alta de todos os materiais produzidos atualmente. O esquema do uso do cintilador de CsI está mostrado na Figura 2.31 (MOREIRA, 2010).

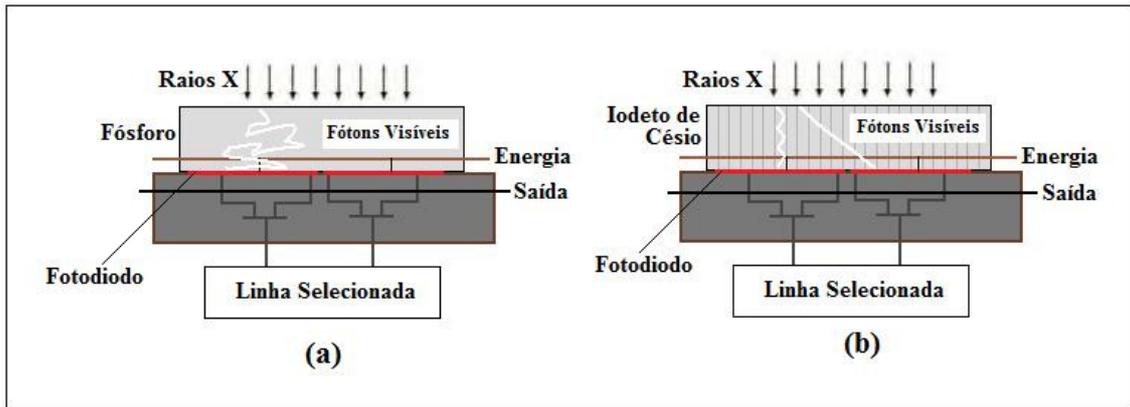


Figura 2.31 – Estrutura de um cintilador. (a) de fósforo (b) Iodeto de Césio (CsI) (CHABBAL, 2002).

2.5.3 – CONTROLE DE QUALIDADE DO DETECTOR DIRETO

Na garantia do desempenho fiel e um resultado reprodutivo do sistema digital, é de extrema importância a implementação, manutenção e monitoração do sistema por meio do controle de qualidade. É de extrema importância serem feitos todos os testes de aceite no momento da instalação e durante o uso do equipamento indicados pelo fabricante e pelas normas vigentes. Aspectos chaves para avaliação do desempenho do sistema a serem verificados são o MTF, DQE, etc. Os sistemas radiográficos digitais podem ter imagens não uniformes devido à falta de um procedimento adequado de calibração e que precisa ser executado com uma frequência que garanta o bom desempenho do sistema. O sistema precisa submeter-se a rotina de manutenção preventiva para reduzir a probabilidade de degradação e tempo de inatividade.

2.5.3.1 – Calibração do Detector Direto

Os sistemas radiográficos digitais podem apresentar imagens não uniformes devido à falta de linearidade dos sensores. Tais imagens ou “artefatos”, em geral, são corrigidos por um procedimento de calibração, que é realizado de acordo com as recomendações do fabricante. Para alguns sistemas, esta calibração precisa ser executada diariamente antes do início da utilização, enquanto outros mensalmente. Dependendo da característica da peça a ser inspecionada, algumas vezes são necessárias calibrações específicas. Na Figura 2.32 (a) se pode observar exemplo de artefatos de

imagens geradas pelo DDA e na Figura 2.32 (a) comparar com uma imagem cujo DDA foi adequadamente calibrado (BAVENDIEK, 2005).

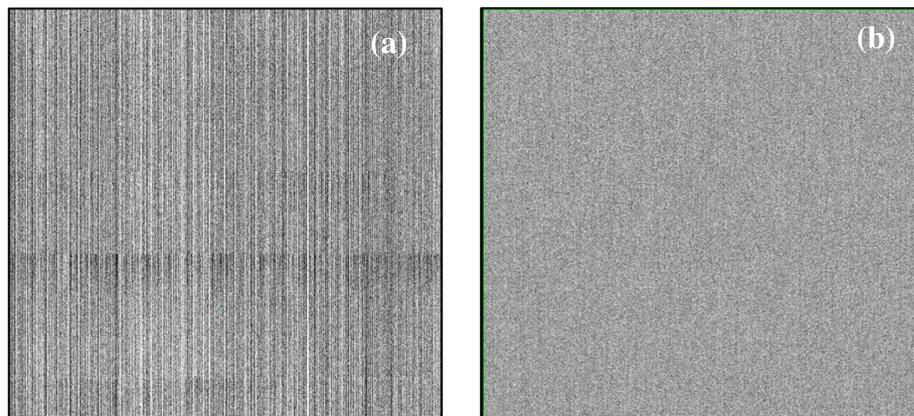


Figura 2.32 – Exemplo de calibração (a) Imagem inadequada. (b) Imagem adequada em um DDA (BAVENDIEK, 2005).

Dependendo do nível de precisão e sensibilidade que se deseja obter do sistema digital e, conseqüentemente, das imagens geradas, além das intervenções corretivas e preventivas, um programa de avaliação periódica de forma rotineira deve ser executado. Devido à possível degradação ao longo do tempo do sistema digital radiográfico é importante controlar o desempenho deste para garantir a manutenção da qualidade e da sensibilidade das imagens geradas. Os testes devem, no mínimo, incluir a verificação da resolução, do ruído, artefatos, ganhos, mapa indicando o *pixel* com defeito, sensibilidade e outros aspectos recomendados pelo fabricante, e relacionados com o desempenho do sistema.

De acordo com a norma ASTM E 2597 – 07 existe um padrão comum para comparação quantitativa dos DDAs de modo que um Detector Digital apropriado é selecionado para atender às exigências dos END. Estes testes proporcionam um meio de comparar DDAs através de um conjunto de medidas técnicas, sabendo se que na prática os ajustes podem ser feitos para alcançar resultados semelhantes, mesmo com diferentes DDAs dada a magnificação geométrica, ou outras configurações radiológicas industriais que podem compensar a falha de um dispositivo. Neste estudo foi feita a Normalização dos pixels ruins e a verificação da imagem latente chamada de “*Burn In*”.

2.5.3.2 – Normalização do Pixel Ruim para DDA

Esta normalização é utilizada para corrigir pixels identificados com um desempenho fora do intervalo de especificações para um pixel do DDA, em outras palavras seriam pixels defeituosos ou que não possuem resposta no mesmo nível de cinza que os demais pixels da imagem. Na Figura 2.33 é mostrado uma imagem com pixels defeituosos não corrigidos pelo mapa de pixel ruim.

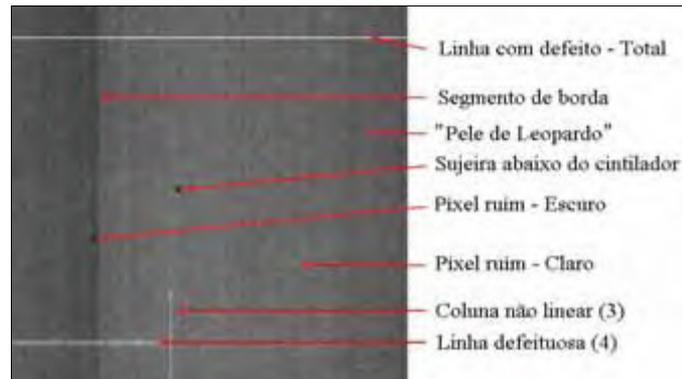


Figura 2.33 – Imagem de pixels ruins não corrigidos (BAVENDIEK, 2005).

Geralmente os fabricantes possuem diferentes métodos para corrigir pixels ruins. Inicialmente algumas imagens são coletadas para este teste de qualificação, devem ser corrigidas para pixels ruins de acordo com o processo de correção indicado pelos fabricantes, e sempre que necessário. De acordo com a norma ASTM E 2597, existe uma nomenclatura específica para definir o erro em cada pixel ruim. As definições a seguir permitem a classificação de pixels de um DDA como tipos ruins ou bons (ASTM E 2597, 2008).

Na Figura 2.34 estão demonstrados alguns tipos de erros relacionados com os pixels ruins e suas correções de acordo com cada um deles.

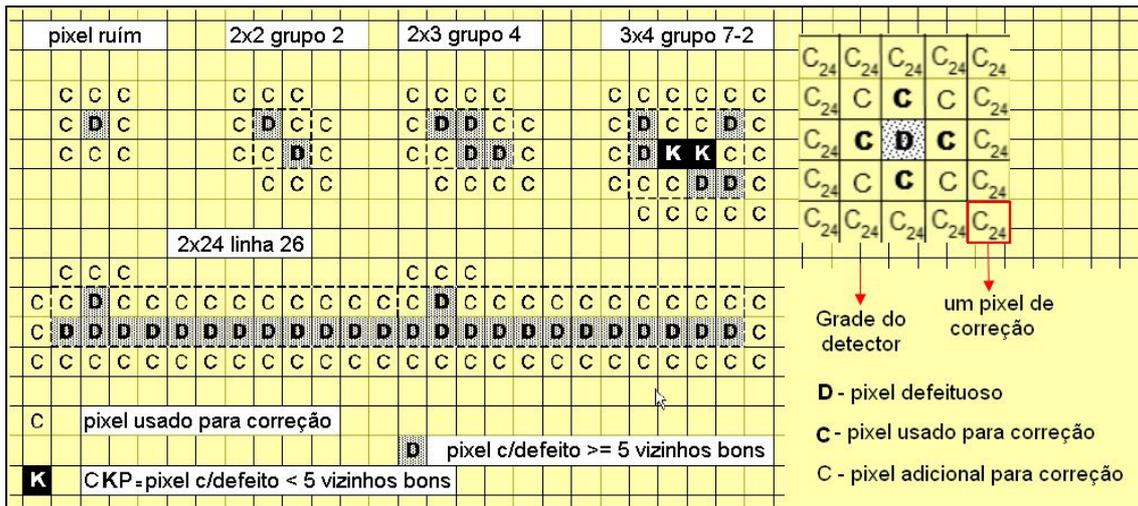


Figura 2.34 – Exemplos de pixels ruins e como se aplica suas correções (ASTM E 2597, 2008).

2.5.3.3 – Normalização da imagem latente “Burn In”.

A imagem latente que persiste após a última exposição devido a uma intensidade de fótons de luz gerados posteriormente a última leitura do cintilador é chamada de “Burn In”, e essa imagem residual persiste por horas, até dias se não for normalizada. Na Figura 2.35 temos exemplo de uma imagem de um corpo de prova que foi obtida quarenta minutos após o término da exposição (ASTM E 2597, 2008).

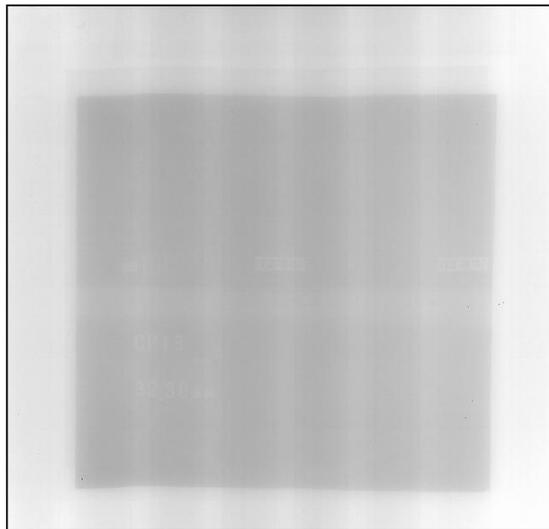


Figura 2.35 – Imagem “Burn In” obtida após quarenta minutos.

2.6 – IMAGEM DIGITAL

Pode ser uma imagem definida como uma função bidimensional, $f(x,y)$, onde x e y são coordenadas espaciais (plano), e a amplitude f , qualquer par de coordenada $f(x,y)$, é chamado de intensidade ou nível de cinza de uma imagem naquele ponto. O nível de cinza é denominada pela intensidade de fótons que incidem em um determinado ponto do detector. Uma imagem digital é composta por um número finito de elementos, cada qual com um local e um valor determinado. Estes elementos são denominados “elementos de imagem”, que posteriormente foi minimizado para “pixel” que nada mais é do que, no inglês, uma junção da contração de *pix* (imagem) com *el* (elemento). O conjunto de valores de pixels é armazenado em um arquivo de imagens.

Na Figura 2.36 (a) até (d) observa-se uma imagem radiográfica obtida depois da interação do feixe de raios X com um objeto Figura 2.36 (a) e a imagem subdividida em uma grade esquemática de pixels Figura 2.36 (b). Na Figura 2.36 (c) é mostrada a representação numérica dos valores de cada pixel correspondente aos níveis de cinza, conforme intensidades de radiação recebida em cada pixel, e na Figura 2.36 (d) a imagem digital correspondente é mostrada na tela do computador, onde cada pixel do sensor corresponde a um pixel na tela do monitor.

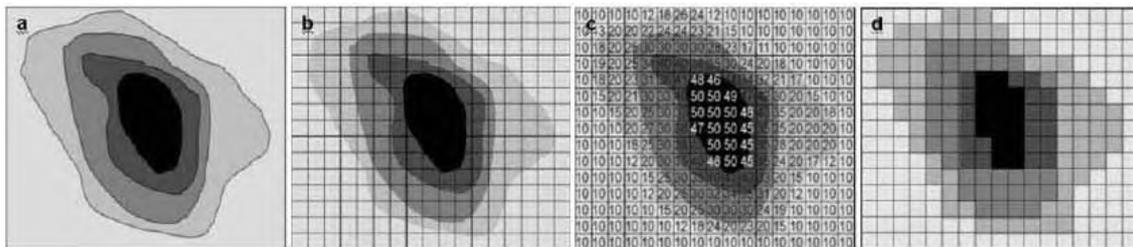


Figura 2.36 – Conceito de uma imagem digital (VAN DER STELT, 2005).

A imagem digital é armazenada através de dígitos binários denominados bits, que podem assumir os valores 0 ou 1. A um conjunto de bits chamamos byte.

Os bits e bytes são usados para representar os *pixels* da imagem digital. Diferentes configurações de bytes representam as diversas tonalidades de grau de cinza nos *pixels*. A Figura 2.37 mostra o relacionamento entre as configurações de *bytes*, valores de *pixel* e tonalidades de cinza.

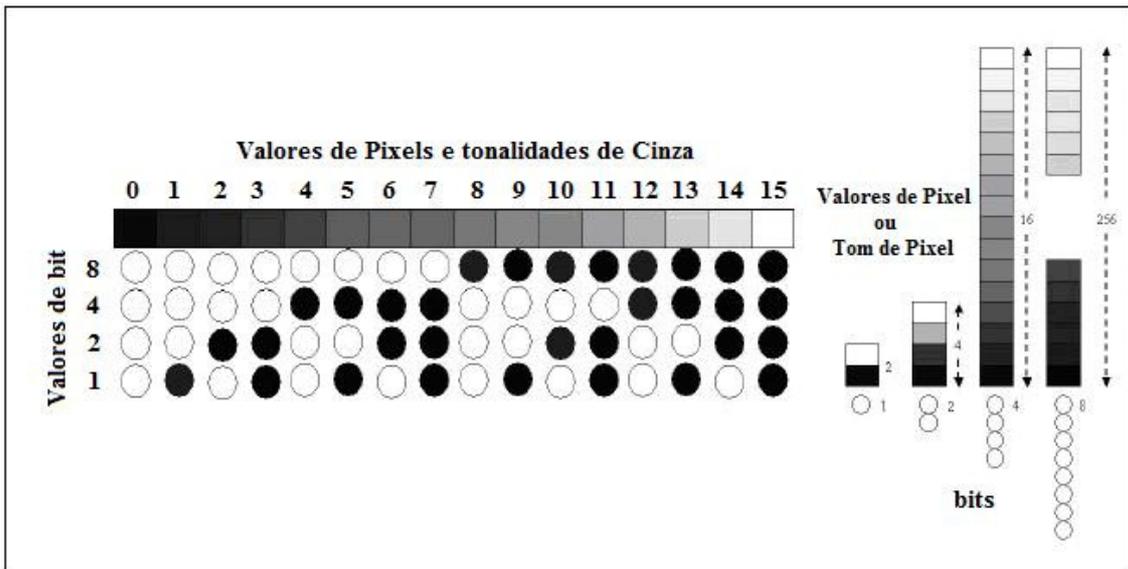


Figura 2.37 – Comportamento entre os valores de *pixel* e os níveis de cinza (OLIVEIRA, 2010).

O tamanho numérico de uma imagem (número de bytes) determina o espaço no disco ou computador utilizado para guardá-la. A maior parte dos sistemas de aquisição de imagens digitais trabalha com bytes de oito bits.

2.6.1 – QUALIDADE DA IMAGEM DIGITAL

Neste tópico serão apresentados alguns fatores tanto para Radiografia Computadorizada (RC) quanto para Radiografia Direta (RD) que influenciam na qualidade de uma imagem radiográfica, como Resolução Espacial, Contraste e Relação Sinal-Ruído.

2.6.1.1 – Resolução Espacial

Um dos principais fatores que afetam a qualidade da imagem digital é a resolução espacial. A resolução espacial é definida como sendo a menor separação (distância) entre dois pontos da imagem que podem ser distinguidos ou visualizados. Suponha que será construído um gráfico com linhas verticais na largura d , com o espaçamento entre pares de linhas também com largura d . Um par de linhas consiste de uma linha e o seu espaço adjacente. Assim por definição, a largura de um par de linhas é de $2d$ e existem $1/2d$ pares de linhas por unidade de distância. Uma definição amplamente usada é simplesmente “o menor número de pares de linhas discerníveis por

unidade de distância, por exemplo, 100 pares de linhas por milímetro (**OLIVEIRA, 2010**).

A resolução espacial de uma imagem radiográfica está atrelada a uma série de fatores, que contribuem para uma degradação do sinal, causando uma perda de definição na imagem (desfocagem geométrica), como a seguir:

2.6.1.1.1 – Radiografia Computadorizada

- a) limitações físicas impostas pela composição do material;
- b) espessura da placa de fósforo;
- c) o tamanho finito do diâmetro do foco do laser incidente na camada do fósforo;
- d) atraso temporal da luminescência;
- e) espalhamento da luminescência no fósforo.

O atraso na luminescência causa uma resolução espacial ligeiramente menor na direção ao longo do caminho da reflexão do laser (direção de escaneamento) do que na direção de movimento da placa (sub-escaneamento), embora fosse esperada uma maior precisão no movimento ótico/eletrônico do que no movimento mecânico. A varredura é ajustada para um tempo de decaimento da luminescência de 0,8 μ s. Caso esse decaimento ocorra depois desse tempo, o posicionamento do laser estará em nova posição, logo o sinal atrasado não será interpretado como proveniente do ponto anterior.

A perda de resolução devido à placa de fósforo ocorre devido a três processos:

- a) a difusão do feixe de luz estimulante na placa de fósforo;
- b) estimulação dos fósforos pela luz de luminescência emitida por outros grãos;
- c) reflexão da luz do feixe estimulante na camada de suporte da placa de fósforo.

A Figura 2.38 esquematiza alguns exemplos de processos de degradação da resolução espacial.

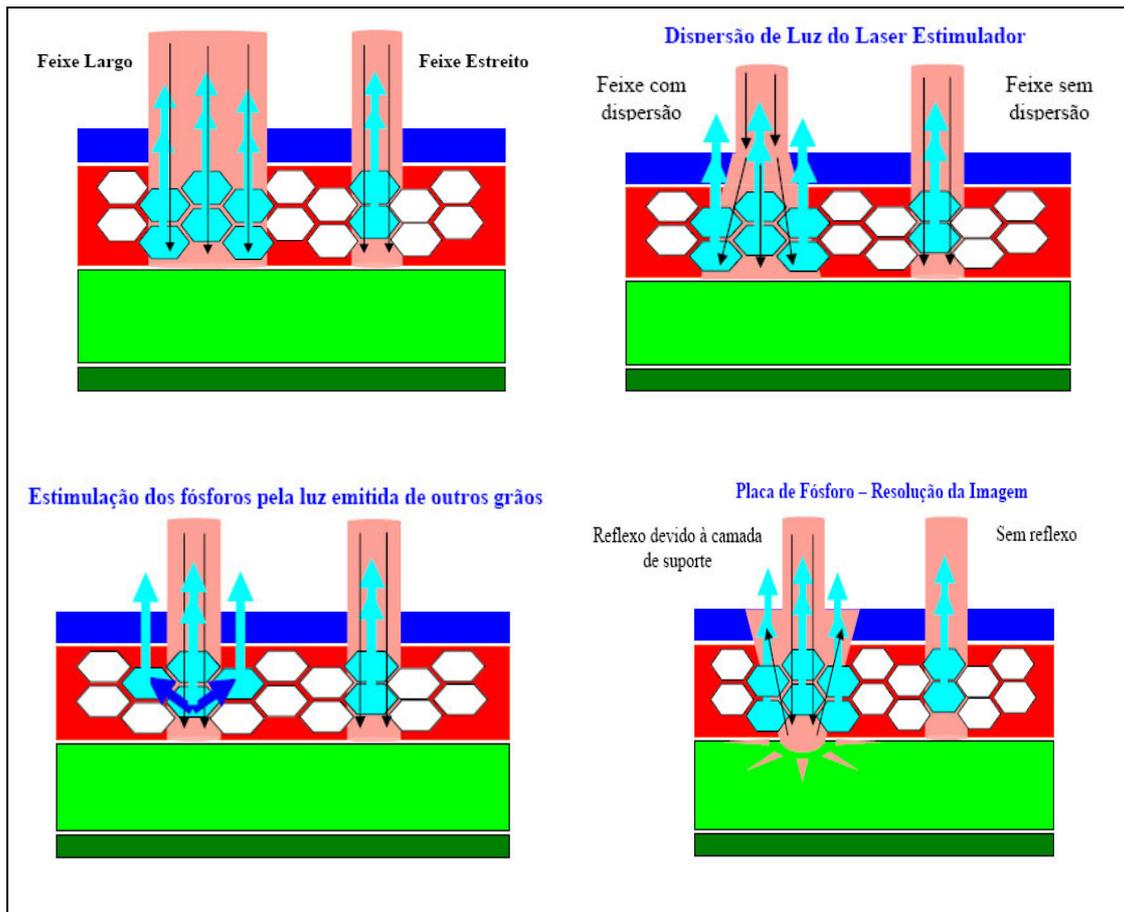


Figura 2.38 – Processos de degradação da resolução espacial (OLIVEIRA, 2010).

A perda de resolução devido à placa de fósforo pode ser reduzida de diversas maneiras:

- a) a camada de fósforo pode ser colorida de forma a otimizar a absorção do feixe de estimulação e minimizar a absorção da luz de luminescência;
- b) os grãos de fósforo devem possuir pequena dimensão para minimizar a dispersão;
- c) a camada protetora e de fósforo deve ter espessura reduzida;
- d) a camada de suporte deve incorporar um corante absorvente para evitar a formação de reflexos sobre a camada de fósforo.

2.6.1.1.2 – Radiografia Direta

- a) tamanho do pixel;
- b) espessura da placa do cintilador;
- c) imagem residual persistente no cintilador;
- d) espalhamento da luminescência no cintilador;

Em relação ao tamanho de pixel, quanto maior o tamanho do detector usado para coletar o sinal menor será sua resolução. Devido ao tamanho um simples detector pode absorver luz de dois pontos diferentes de uma imagem gerando apenas uma. Uma forma bem fácil de comparar esses efeitos é por imagens de diferentes tamanhos lado a lado e compará-las entre si em um tamanho único de 1024 x 1024 por duplicação de pixel das linhas e colunas.

A Figura 2.39 (a) é uma imagem original de tamanho 1024 x 1024, com 256 níveis de cinza. Comparando a imagem de 1024 x 1024, Figura 2.39 (a), com a imagem de 512 x 512, na Figura 2.39 (b), entre as imagens não são observadas diferenças entre elas lado a lado. O nível de detalhe perdido é pequeno para ser percebido na página impressa, com a escala a qual estas imagens estão sendo mostradas.

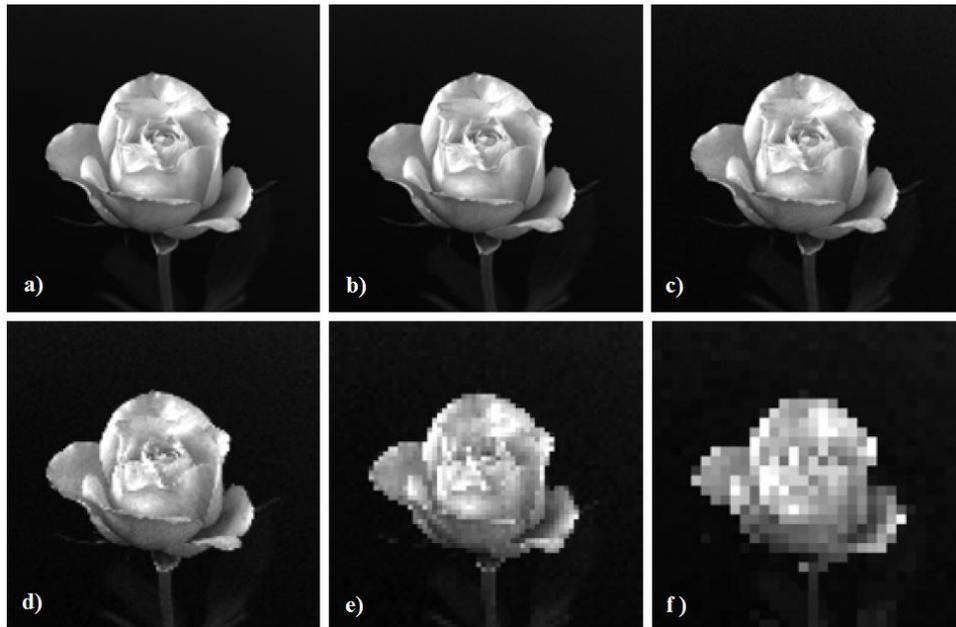


Figura 2.39 – (a) Imagem de 1024 x 1024, 8 bits. (b) Imagem de 512 x 512 e definida para 1024 x 1024 pixels por duplicação de linhas e colunas. (c) até (f) Imagens redefinidas de 256 x 256, 128 x 128, 64 x 64 e 32 x 32 para 1024 x 1024 pixels (GONZALES, 2002).

Em seguida, a imagem de 256 x 256, na Figura 2.39 (c), mostra um quadriculado muito pequeno nas bordas entre as pétalas de flores e o plano de fundo preto e começa a aparecer uma granulação ligeiramente mais pronunciada por toda a imagem. Estes efeitos são muito mais visíveis na imagem de 128 x 128, na Figura 2.39 (d), e eles tornam-se pronunciados nas imagens 64 x 64 e 32 x 32, nas Figuras 2.39 (e) e (f), respectivamente (GONZALES, 2002).

2.6.1.2 – Resolução em Contraste

Usando o mesmo princípio na resolução ao contraste, este item refere-se à menor alteração perceptível entre dois ou mais níveis de cinza. Porém, como foi citado anteriormente, discernir alterações dos níveis de cinza é um processo de medição subjetivo. Deve-se considerar o número de amostras utilizadas para gerar uma imagem digital, mas isso não é verdade para o número de níveis de cinza.

O número de níveis de cinza é normalmente um número inteiro 2 com a potência sendo o número de bits. O número mais comum é 8 bits com uma variação de

nível de cinza de 256 tons diferentes e o 16 bits que possui uma variação de 65.536 tons de cinza diferentes, que são usados em algumas aplicações (GONZALES, 2002).

Na Figura 2.40 podem-se observar efeitos típicos da variação do número de níveis de cinza em uma imagem digital. Neste exemplo, foi mantido o número de amostras constante e reduzido o número de níveis de cinza de 256 para 2, em potências de 2.

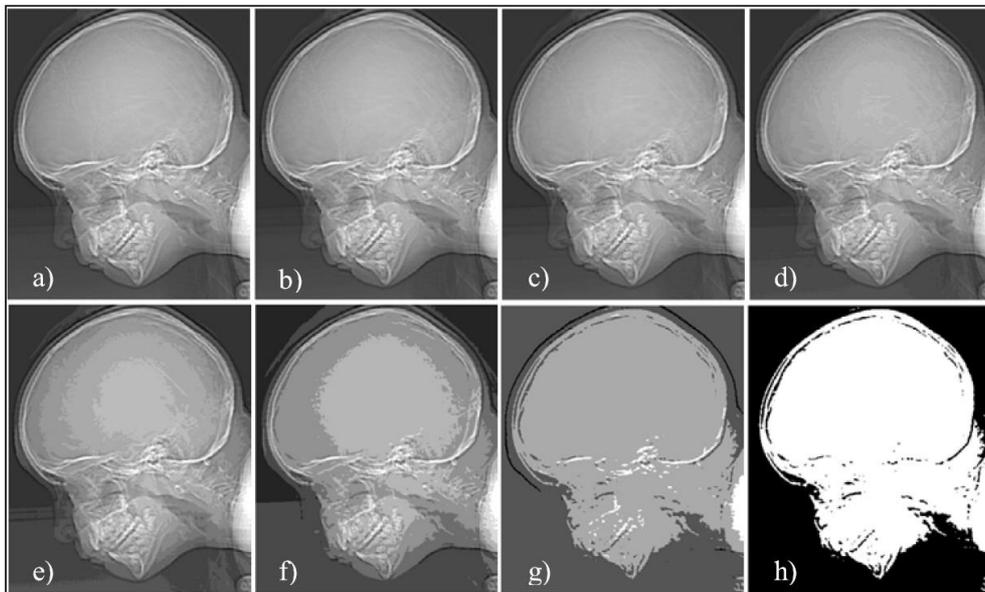


Figura 2.40 – (a) tamanho 452 x 374, imagem com 256 níveis de cinza. (b) a (d) imagem exibida com 128, 64 e 32 níveis de cinza, mantendo constante a resolução espacial. (e) a (g) imagens exibidas com 16, 8, 4 e 2 níveis de cinza (GONZALES, 2002).

O contraste é função da espessura e da diferença de densidade ou composição química (número atômico) do objeto, e pode ser dividido em dois tipos:

- a) contraste do sujeito
- b) contraste da imagem

Em contraste do sujeito, após a interação da radiação com diferentes estruturas do corpo de prova, emerge destas uma radiação cuja distribuição em energia é diferente daquela que o penetrou, devido ao fato de no trajeto, haver estruturas de características diferenciadas. A essa nova distribuição de energias que compõem o feixe dá-se o nome de imagem área, e a diferença na exposição entre vários pontos dentro da imagem área

denomina-se contraste do sujeito. Este é afetado principalmente pela energia da radiação incidente no corpo de prova.

Pode-se exemplificar o contraste do sujeito comparando as intensidades de radiação emergente de estruturas como o alumínio e o plástico. Se as duas intensidades tiverem uma relação de magnitude entre si de quatro vezes, pode-se dizer que o contraste do sujeito terá valor quatro. Na Figura 2.41 é mostrado um gráfico onde se pode observar diferentes intensidades de um feixe de raios X que emerge de estruturas distintas, no caso alumínio e plástico (OLIVEIRA, 2010).

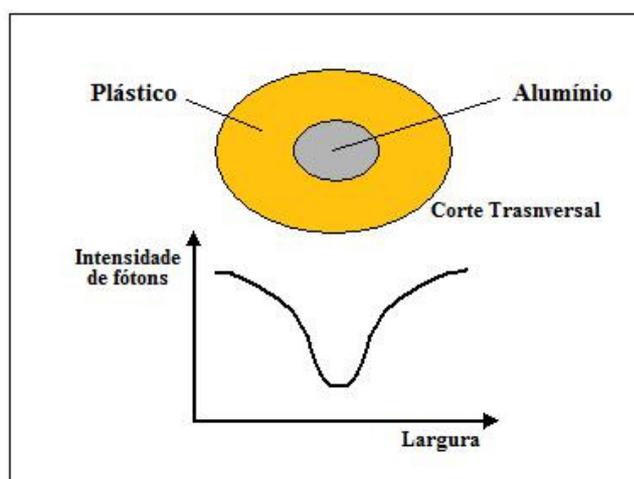


Figura 2.41 – Intensidade relativa do feixe de raios X após atravessar o corpo de prova (OLIVEIRA, 2010).

Contraste da imagem é o grau de diferenciação em tons de cinza de duas estruturas adjacentes na imagem. O contraste da imagem depende basicamente das características das estruturas do corpo inspecionado, composição dos materiais, densidade e espessura, da energia e da intensidade de fótons que emergem das diferentes estruturas (contraste do sujeito) e das características do sistema de detecção de imagem (OLIVEIRA, 2010). Na Figura 2.42 são mostrados os estágios de formação do contraste da imagem.

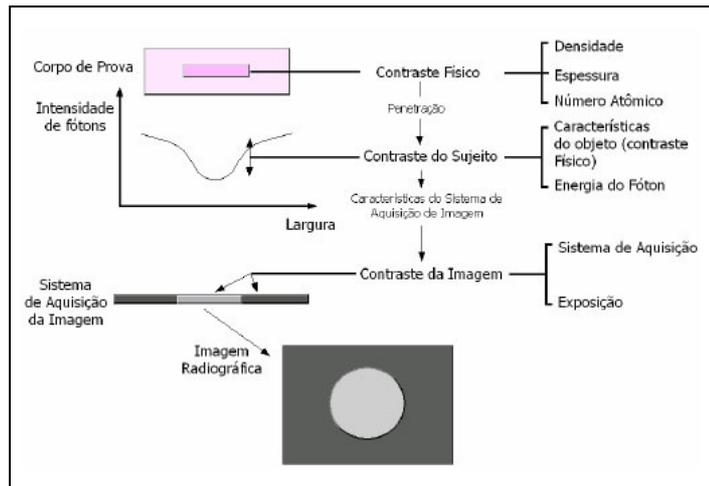


Figura 2.42 – Estágios de formação do contraste da imagem (OLIVEIRA, 2010).

A saída amplificada da maioria dos sensores é uma tensão com forma de onda contínua, cuja amplitude e o comportamento espacial estão relacionados com o fenômeno físico que está sendo detectado. Para criar uma imagem digital, é necessário converter para a forma digital os dados que são continuamente detectados, e isto envolve dois processos:

- a) amostragem;
- b) quantificação;

Uma imagem pode ser contínua com respeito às coordenadas x e y e também em amplitude. Para convertê-la em forma digital, deve-se amostrar as duas coordenadas e a amplitude. Digitalizar os valores das coordenadas é chamado de amostragem e os valores da amplitude de quantificação (GONZALES, 2002). Na Figura 2.43 (b) podem ser observadas as amplitudes dos valores dos níveis de cinza da imagem contínua ao longo da linha AB, da Figura 2.43 (a). Notar o ruído da imagem que é causado pelas variações aleatórias. Para exemplificar, pode-se colher amostras igualmente espaçadas ao longo da linha AB, como mostrado na Figura 2.43 (c), e que está marcado com pequenos quadrados brancos sobrepostos a curva e indicando o local onde foi tomada a amostra.

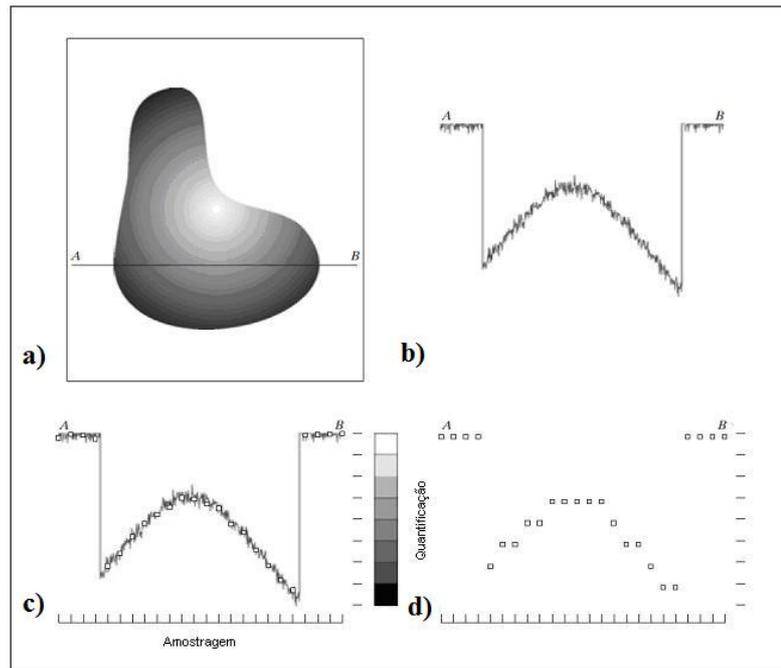


Figura 2.43 – Formação de uma imagem digital. (a) Imagem (b) Imagem contínua. (c) Amostragem. (d) Quantificação (GONZALES, 2002).

Os valores das amostragens, quantizados são convertidos em níveis de cinza utilizando a escala vertical mostrada do lado direito da Figura 2.43 (c), que possui 8 níveis (3 bits), e que variam de preto até branco. As amostragens e as quantificações digitais resultantes deste procedimento, linha por linha, produzem uma imagem digital bidimensional, e são mostradas na Figura 2.43 (d). É assumido que a imagem é contínua nos dois sentidos das coordenadas e com relação à amplitude. Na prática, a amostragem é determinada pelo sensor utilizado para gerar a imagem e a exatidão de seu movimento mecânico. Quando uma matriz de sensores é utilizada, não há nenhum movimento e o número de sensores da matriz estabelece os limites de amostragem em ambas as direções (GONZALES, 2002).

A quantificação feita pelos sensores é da mesma maneira que a citada anteriormente. Na Figura 2.44 é ilustrado esse conceito. Na Figura 2.44 (a) é representada uma imagem contínua projetada do plano de uma matriz de sensores e na Figura 2.44 (b) é mostrada a imagem após a coleta das amostras e da quantificação. Neste caso, a qualidade da imagem digital é determinada pela quantidade de amostras (dimensões dos sensores) e dos níveis de cinza disponíveis.

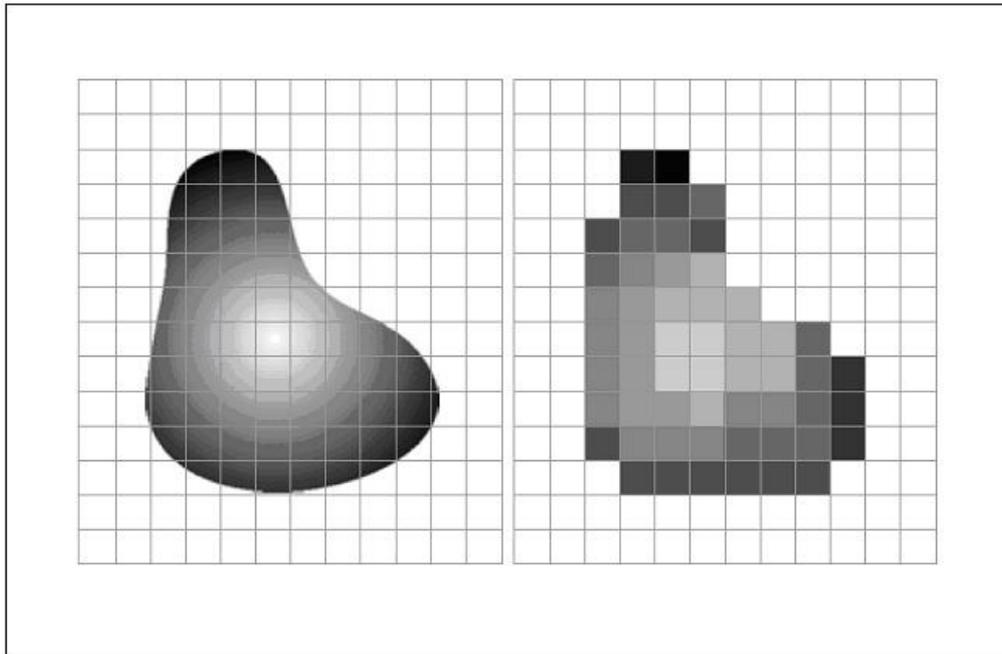


Figura 2.44 – (a) Imagem contínua projetada em uma matriz de sensores (b) Resultado da amostragem e quantificação da imagem (GONZALES, 2002).

2.6.1.3 – Razão Sinal-Ruído (SNR)

Como mencionado anteriormente, o ruído em um sistema eletrônico ou digital é qualquer sinal indesejado que interfere na detecção ou processamento do sinal desejado. Este ruído degrada o desempenho do sistema. Então, é importante determinar a razão entre o sinal desejado e o indesejado, ou a relação sinal-ruído. Quanto maior for a razão sinal-ruído, maior qualidade de visualização de detalhes a imagem apresentará.

Em uma imagem digital, a razão sinal-ruído pode ser calculada através razão entre a média de certa região da imagem e seu respectivo desvio padrão, obtidos através dos programas de processamento de imagem. A razão sinal ruído é calculada pela equação 2.7.

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \quad (2.7)$$

onde,

$$S = \frac{1}{ixj} \sum_{i,j} X_{i,j} = \bar{X} \quad (2.8)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{(X_{i,j} - \bar{X})^2}{(ixj) - 1}} \quad (2.9)$$

onde i e j são respectivamente o número de linhas e colunas da área utilizada para determinar a SNR, e $X_{i,j}$ são os valores de intensidade de cada ponto.

A eficiência de detecção quântica (DQE – *Detective Quantum Efficiency*) é um fator que indica a eficiência de como a informação da imagem detectada é transmitida e mostrada como imagem final. Ela é definida como a razão entre o quadrado da relação sinal-ruído da saída sobre o quadrado da relação sinal-ruído da entrada e seu valor é sempre inferior a 100 %, como visualizado na Equação 2.10 (OLIVEIRA, 2010).

$$DQE = \frac{(SNR_{saída})^2}{(SNR_{Entrada})^2} \quad (2.10)$$

2.6.1.4 – Relação Sinal-Ruído Normalizado (SNR_N)

A Relação Sinal-Ruído Normalizada pode ser representada como a relação entre o valor médio da intensidade do sinal dividido pelo desvio padrão do ruído do sinal nesta intensidade e está em função da resolução espacial básica. Esta intensidade representa o valor numérico de um pixel na imagem, sendo proporcional à dose de radiação, e é, comumente, referenciado como o nível de cinza. O valor é próximo de zero se a dose de radiação é zero. O máximo que pode atingir corresponde ao limite da faixa dinâmica ($2^n - 1$) do sistema, sendo, por exemplo, 255, 4095 e 16383 níveis de cinza para um equipamento de 8, 12 e 14 bits, respectivamente mostrado na Equação 2.11.

$$SNR_n = \frac{SNR_{média} \cdot 88,6}{SR_b} \quad (2.11)$$

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados e descritos todos os corpos de prova, os sistemas utilizados para radiografia computadorizada e direta que foram utilizados neste trabalho, bem como as técnicas empregadas tanto para a radiografia convencional quanto para radiografia computadorizada e radiografia direta.

3.1 – CORPOS DE PROVA

As chapas utilizadas nestes experimentos são de aço comumente chamado de ARBL (Alta Resistência e Baixa Liga), classificado como API 5L, nos graus X60 e X70 que possuem respectivamente o valor mínimo de limite de escoamento de 60.200 e 70.300 psi. Este tipo de aço é destinado à fabricação de tubos para uso no setor de petróleo e petroquímicos em gasodutos e oleodutos, terrestres e marítimos [11]. Foram utilizados chapas nas espessuras de 4,85; 6,40; 9,67; 19,21; 25,25 e 32,30 mm sendo que estas foram cortadas em forma retangular nas máximas dimensões de 300 mm de comprimento e 150 mm de largura. As chapas foram soldadas na posição plana e foram provocados defeitos artificiais em cada uma delas. A técnica utilizada nestes ensaios foi de parede simples vista simples – PSVS. Foram analisados 6 corpos de prova, como mostrado na Figura 3.1, com diferentes espessuras conforme descrito na Tabela 3.1.



Figura 3.1 – Fotografia dos corpos de prova com diferentes espessuras.

Tabela 3.1 – Especificações de corpos de prova.

Experimento	Espessura Nominal (mm)	Espessura com reforço (mm)	Referência
1	4,85	7,75	CP 11
2	6,40	9,60	CP 12
3	9,67	13,27	CP 10
4	19,21	23,21	CP 01
5	25,25	29,90	CP 02
6	32,30	36,10	CP 18

3.2 – INDICADORES DE QUALIDADE DE IMAGEM (IQI)

O esquema de posicionamento dos IQIs citados, para a execução das imagens digitais, está indicado na Figura 3.2. Os IQIs de Fio foram fabricados de acordo com a ISO 19232-1 e os IQIs de Fio duplo de acordo com ISO 19232-5 assim como serão vistos no próximo tópico (ISO 19232-1, 2004).

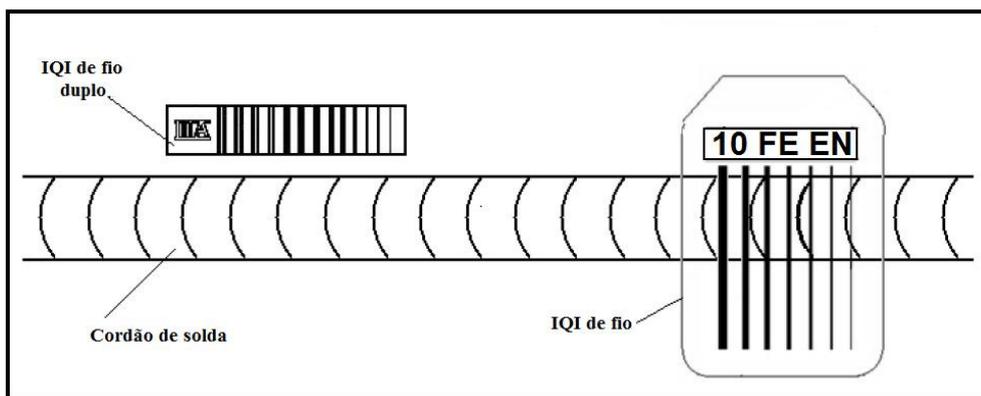


Figura 3.2 – Arranjo experimental de posicionamento dos IQIs de Fio e de Fio duplo.

Estes IQIs foram utilizados em todas as técnicas radiográficas, inclusive na radiografia Digital Direta, para análise de sensibilidade ao Contraste e Resolução Espacial.

3.2.1 – IQI DE ARAME PARA SENSIBILIDADE AO CONTRASTE

O IQI, conforme a norma ISO 19232-1, é fabricado com 7 arames, dispostos paralelamente, cujo material é radiograficamente similar ao material ensaiado. A relação entre o diâmetro do arame e seu número respectivo é descrito na norma indicada, conforme descrito na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – IQI de Arame (ISO 19232-1, 2004).

Número	Diâmetro (mm)	Tolerância (mm)	Número	Diâmetro (mm)	Tolerância (mm)
1	3,20	+/- 0,03	11	0,32	+/- 0,01
2	2,50	+/- 0,03	12	0,25	+/- 0,01
3	2,00	+/- 0,03	13	0,20	+/- 0,01
4	1,60	+/- 0,02	14	0,16	+/- 0,01
5	1,25	+/- 0,02	15	0,125	+/- 0,005
6	1,00	+/- 0,02	16	0,100	+/- 0,005
7	0,80	+/- 0,02	17	0,800	+/- 0,005
8	0,63	+/- 0,02	18	0,063	+/- 0,005
9	0,50	+/- 0,01	19	0,050	+/- 0,005
10	0,40	+/- 0,01	x	x	x

Quanto maior o número do arame, menor é o seu diâmetro. Isto indica que exigências mais rigorosas ou um nível de qualidade maior exigem que sejam visualizados arames mais finos, conforme é apresentado na Figura 3.3. O IQI, sempre que possível, deve ser colocado sobre o cordão solda de forma que os arames estejam perpendiculares à linha da solda, e é considerado distinguível se aparecer um comprimento mínimo de 10 mm na área de interesse (MOREIRA, 2010).

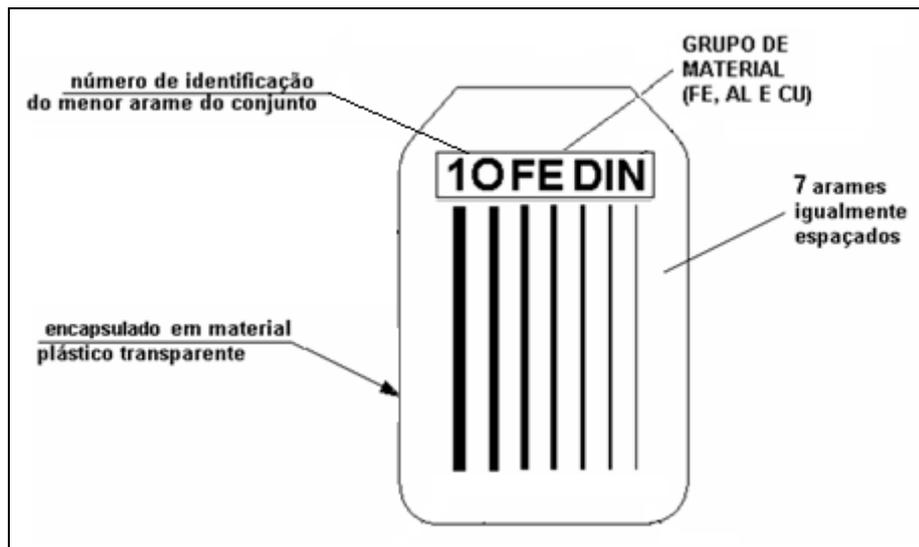


Figura 3.3 – IQI de arame (ISO 19232-1, 2004) (ASME BPVC – V, 2007).

3.2.2 – IQI DE FIO DUPLO RESOLUÇÃO ESPACIAL

O indicador de qualidade de imagem de arame duplo é fabricado de acordo com a norma ASTM E 2002 , conforme mostrado na Figura 3.4. O IQI de fio duplo deve ser usado em conjunto com o IQI de contraste de arame e deve ser colocado pelo lado da fonte, alinhado com o feixe normal da radiação e, no caso da radiografia digital, com uma pequena inclinação de 5° em relação ao alinhamento dos pixels do detector e assim, evitar problemas de visualização dos pixels gerados pela imagem dos fios.

O IQI de fio duplo consiste em uma barra fabricada em plástico, onde treze pares de fios metálicos são colocados. Os pares de fios correspondentes aos números 1D à 3D são fabricados em tungstênio, os outros são fabricados em platina, e as dimensões devem corresponder ao especificado em norma. O espaçamento entre os fios é igual ao

diâmetro do mesmo. A Tabela 3.3 mostra a numeração dos elementos, a penumbra correspondente, o diâmetro dos fios, a tolerância permitida e o correspondente em pares de linha por milímetro (pl/mm).

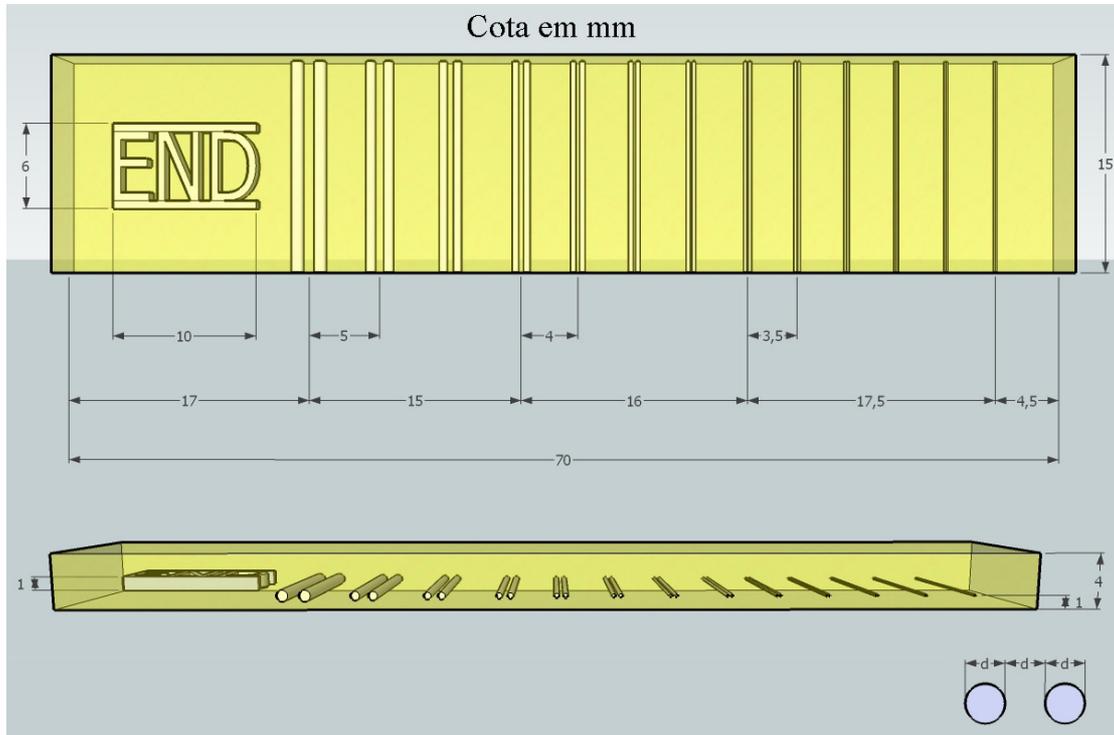


Figura 3.4 – Esquema do Indicador de qualidade de fio duplo (OLIVEIRA, 2010).

Tabela 3.3 – Parâmetros do Indicador de Qualidade de Imagem (ASTM E 2002, 2003).

Elemento	Desfocagem Geométrica	Diâmetro do fio (mm)	Tolerância	pl/mm
13D	0,10	0,050		10,000
12D	0,13	0,063		7,936
11D	0,16	0,080	$\pm 0,005$	6,250
10D	0,20	0,100		5,000
9D	0,26	0,130		3,846
8D	0,32	0,160		3,125
7D	0,40	0,200		2,500
6D	0,50	0,250	$\pm 0,01$	2,000
5D	0,64	0,320		1,563
4D	0,80	0,400		1,250
3D	1,00	0,500		1,000
2D	1,26	0,630	$\pm 0,02$	0,794
1D	1,60	0,800		0,625

Para obter a resolução espacial do sistema, primeiramente deve ser traçado o perfil de linha na imagem do IQI. O perfil de linha gera um gráfico dos valores de cinza em função da distância, como pode ser visto na Figura 3.5.

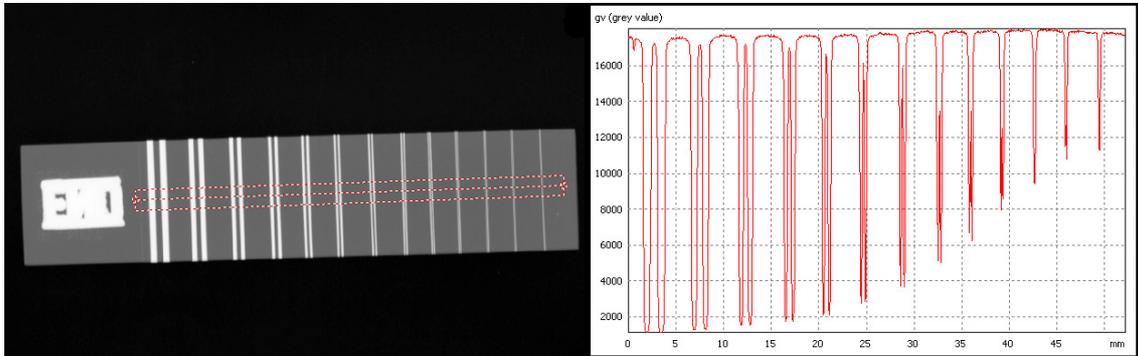


Figura 3.5 – Perfil de linha do IQI de fio duplo (OLIVEIRA, 2010).

O valor da resolução espacial básica é definido como a metade do valor da penumbra do primeiro par de fios que não pode ser resolvido, ou seja, quando a separação entre os fios não pode ser visualizada. O primeiro par de fios não resolvido é determinado quando a diferença entre os valores de máximo e mínimo de intensidade é menor do que 20% de sua intensidade máxima, conforme a Figura 3.6, sendo este o limite de discernibilidade do sistema.

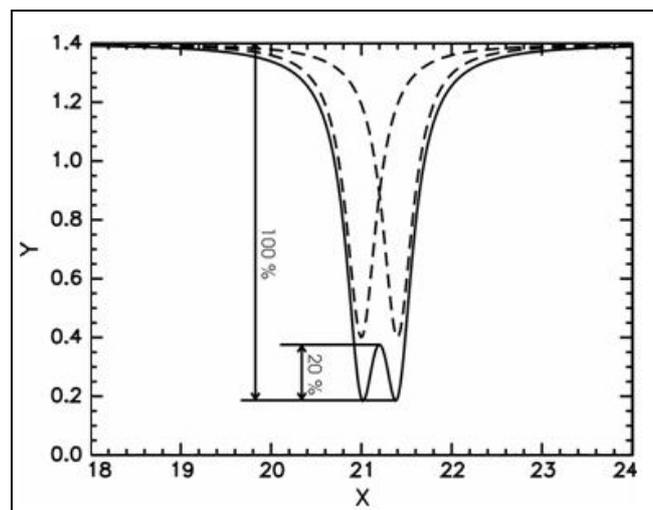


Figura 3.6 – Perfil de linha de um par de fios mostrando a diferença de pelo menos 20% dos valores de máximo e mínimo de intensidade entre os dois fios (OLIVEIRA, 2010).

3.3 – RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS E COMPUTADORIZADAS

Para a técnica convencional todos os corpos de prova foram radiografados com filmes radiográficos Kodak Industrex AA400 que possuem classificação como Classe II pela ASTM E 1815 conforme a ISO 11699-1. Estes filmes possuem alta velocidade com um alto contraste pela sua classificação. Estes filmes foram revelados de acordo com as instruções dos fabricantes para obter o menor tempo de exposição, observando que as densidades radiográficas finais nas regiões de reforço e nas áreas esmerilhadas estivessem entre 2,0 a 3,0 HD. As dimensões dos filmes utilizados foram 215 mm x 89 mm. Após aquisição das imagens estas foram digitalizadas para melhor visualização neste estudo, utilizando o um escâner FS50 fabricado pela GE Inspection Technologies de acordo com as normas ISO 14096-1, ABNT NBR 15782 e N-2896, com tamanhos de pixel de 50 μm , 16 bits e *high quality*. Na Figura 3.7 visualiza-se o arranjo experimental usado para a radiografia convencional.



Figura 3.7 – Arranjo experimental da radiografia convencional.

Para a técnica computadorizada, foi utilizado um escâner modelo CR50P, fabricado pela GE IT. Este escâner é um dispositivo eletromecânico que incorpora todas as funções necessárias para a aquisição da imagem latente e reconstrução e exibição da radiografia computadorizada final. Os parâmetros de escolhidos para leitura foi ganho

médio da fotomultiplicadora que corresponde a 600 V, o tamanho de pixel foi de 50 μm e o tamanho do foco do laser foi de 50 μm . Esta unidade utiliza 16 bits para codificação da imagem e logo após a leitura do *Image Plate* o mesmo é apagado. Junto a este dispositivo está acoplado uma estação de trabalho equipada com um notebook fabricado pela DELL modelo Precision M90 e um monitor de alta resolução, utilizando um sistema operacional *Windows XP*. Para aquisição das imagens digitais esta estação de trabalho possui o programa *Rhythm Acquire* (GE) e para visualização e tratamento das imagens possui o *Rhythm Review* (GE). O IP utilizado neste estudo foi de alta resolução, modelo HD-IP fabricado pela DÜRR NDT. A dimensão do filme utilizado foi de 101 mm x 254 mm. A Figura 3.8 mostra o sistema de escaneamento e aquisição de imagens.

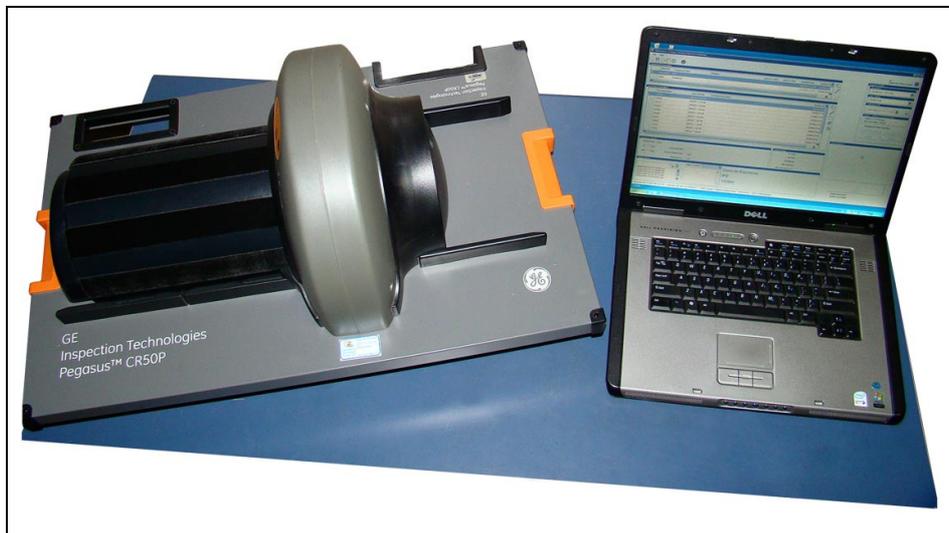


Figura 3.8 – Sistema CR50P e notebook para radiografia computadorizada.

Para a execução das radiografias convencionais e computadorizadas foi utilizado um aparelho de raios X, equipamentos e acessórios, descritos na Tabela 3.4:

Tabela 3.4 – Características do aparelho de raios X e acessórios utilizados para radiografia convencional e computadorizada.

Marca:	GE Inspection Technologies
Modelo:	Isovolt Titan 450
Corrente:	com variações entre 3,55 a 13 mA
Foco:	2,5 e 5,5 mm
Écran anterior:	De 0,127 mm de chumbo (utilizado somente na radiografia convencional)
Écran posterior:	De 0,254 mm de chumbo
IQI de Contraste:	De Fio conforme ISO 19232-1
IQI de Resolução:	De Fio duplo conforme ISO 19232-5
Densitômetro:	X-Rite 341 - Incorporated
Negatoscópio:	Gagne, Inc 340 E modelo 1118

3.4 – RADIOGRAFIA DIGITAL DIRETA

Para os ensaios com radiografia digital foi utilizado uma Matriz de Detector Digital (DDA) da empresa GE Inspection Technologies, e devido as suas características físicas se enquadrou adequadamente para os ensaios não destrutivos deste estudo. A Figura 3.9 apresenta o modelo de DDA utilizado com a radiografia direta.

O detector DXR250V possui sensores do tipo silício amorfo e tela do cintilador de oxissulfato de gadolínio (Gd_2O_2S), com uma matriz contendo mais de seis milhões de pixels (2048 x 2048), de alta resolução com tamanho do pixel de 200 μm e 14 bits. Tem dimensões ativas de 410 x 410 mm, trabalha em uma faixa de energia de 30 kV a 3 MeV (ASTM E 2597, 2007). O sistema de aquisição de imagem instalado no notebook HP para a operação do detector direto é o *Rhythm RT* (GE) e para visualização e tratamento das imagens possui o *Rhythm Review* (GE).



Figura 3.9 – Detector Direto Digital DXR250V da GE IT.

As características técnicas deste detector estão descritas na Tabela 3.5.

Tabela 3.5 – Características do Detector Direto Digital utilizado.

Tipo de Tela Plana:	Silício Amorfo
Material Cintilador:	Oxisulfato de Gadolínio
Área Ativa (aprox.):	410 x 410 mm (16 x 16 pol.)
Formato da Imagem:	2048 x 2048
Conversão A/D:	14 bits
Tempo Mínimo de Exposição:	285 ms
Faixa Dinâmica:	10,000:1
Dimensões:	585 x 465 x 27 mm
Peso:	6 kg (13 lb)
Temperatura de Operação:	10° a 35° C (50° a 95° F)

Ao se tratar de uma matriz de detector direto (DDA) pode-se executar o ensaio radiográfico sem grandes preocupações com dispositivos de escaneamento, produtos químicos para revelação, processadoras e outros equipamentos necessários para aquisição de uma radiografia convencional ou computadorizada, levando em conta o grande benefício ao meio ambiente por não precisar gerar rejeitos químicos. Na Tabela

3.6 estão listados os equipamentos necessários para uma radiografia com detector direto.

Tabela 3.6 – Características do aparelho de raios X e acessórios utilizados para radiografia Direta.

Marca:	Yxlon
Modelo:	XMB 225
Corrente:	3,5 – 8 mA
Foco:	1,0 – 3,5 mm
IQI de Contraste:	de Fio conforme ISO 19232-1
IQI de Resolução:	de Fio duplo conforme ISO 19232-5 e Petrobras N-2821- B

3.5 – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAIS

Os arranjos experimentais foram preparados em fase distintas para aquisição das imagens, começando pela radiografia convencional para determinar a detectabilidade da técnica empregada logo após foram executados os procedimentos para radiografia computadorizada e por último a radiografia com detector direto. Para todos os sistemas foi usado uma fonte de raios X e os IQIs mencionados no Item 3.2 foram utilizados em todas as técnicas.

3.5.1 – RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

Para está técnica foi montado um arranjo conforme apresentado na Figura 3.10, onde o raios X está direcionado para o corpo de prova a uma distância foco-filme de 700 mm. O filme foi acondicionado dentro de um chassi feito com um material plástico com uma espessura desprezível e junto a ele estão às telas intensificadoras. Uma das telas a de menor espessura com medida de 0,127 mm e a outra com espessura de 0,254 mm ambas de chumbo e nesta ordem: (tela fina + filme + tela espessa). Este chassi encontra-se acoplado ao corpo de prova preso paralelo ao cordão de solda com fita adesiva para maior aproximação do filme.

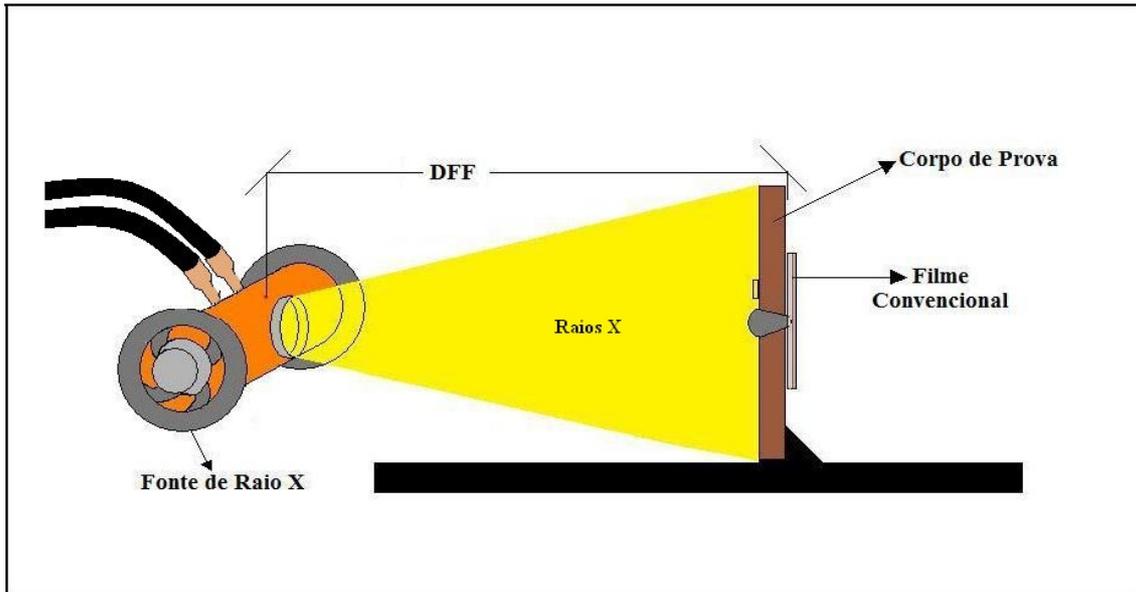


Figura 3.10 – Esquema experimental para radiografia convencional.

Os parâmetros utilizados para aquisição de todas as imagens dos corpos de prova estão dispostos na Tabela 3.7.

Tabela 3.7 – Parâmetros utilizados para ensaios com filme convencional.

Corpo de Prova	Espessura Nominal (mm)	Distância Fonte-Filme (DFF) (mm)	Tamanho Focal (mm)	Kodak Industrex AA400		
				Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)
CP 11	4,85	700	2,5	135	6	60
CP 12	6,40	700	2,5	135	6	110
CP 10	9,67	700	2,5	170	5,2	100
CP 01	19,21	700	2,5	200	4,5	160
CP 02	25,25	700	2,5	216	4,1	270
CP 18	32,30	700	2,5	220	4,1	410

Após a exposição os filmes eram levados para a câmara escura para serem revelados. A revelação teve um tempo médio de 25 minutos para todo o processo desde o mergulho no revelador até a secagem do mesmo.

3.5.2 – RADIOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS.

Ao chegar nesta etapa, foi utilizado o mesmo arranjo experimental da radiografia convencional visto na Figura 3.11. Como o objetivo era avaliar a qualidade da imagem e o tempo de aquisição, foram alterados alguns parâmetros para buscar a melhor imagem e analisar qual das técnicas possuiria o melhor tempo de aquisição. Logo após a exposição os filmes eram levados para a sala de escaneamento e aquisição digital, pois estes filmes possuem pequenas variações em sua luminescência devido ao calor e a luminosidade do ambiente.

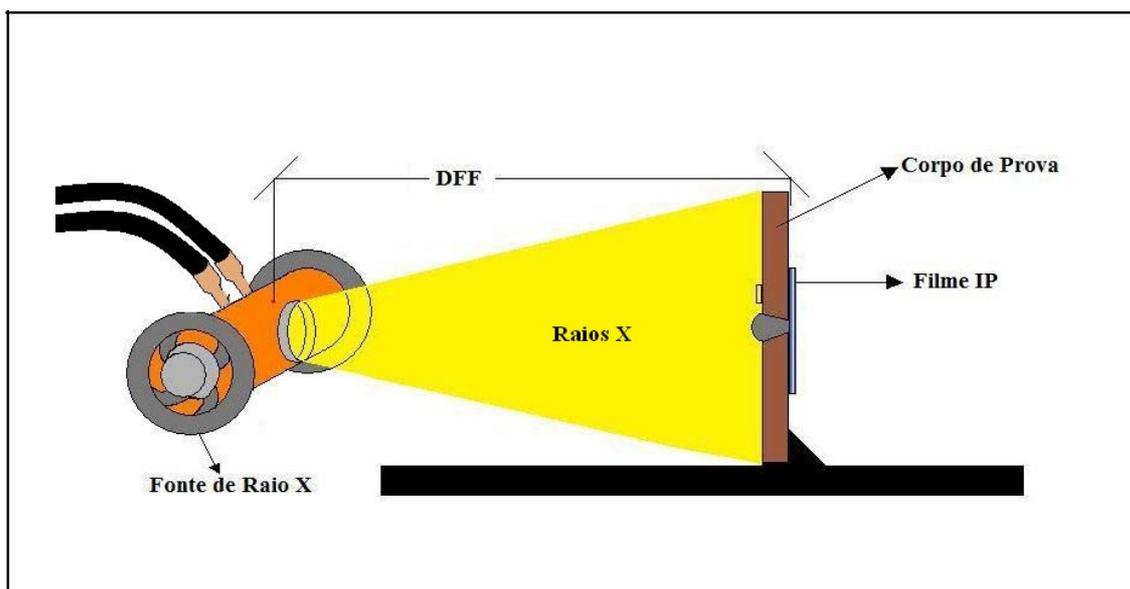


Figura 3.11 – Esquema experimental para radiografia computadorizada.

Os parâmetros utilizados para aquisição de todas as imagens dos corpos de prova estão dispostos na Tabela 3.8.

Tabela 3.8 – Parâmetros utilizados para ensaios com IP.

Corpo de Prova	Espessura Nominal (mm)	Distância Fonte-Filme (DFF) (mm)	Tamanho Focal (mm)	DÜRR NDT – HD – IP		
				Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)
CP 11	4,85	700	2,5	148	6	42
CP 12	6,40	700	2,5	135	6	90
CP 10	9,67	700	2,5	170	5	90
CP 01	19,21	700	5,5	200	13	90
CP 02	25,25	700	2,5	216	4	210
CP 18	32,30	700	2,5	217	4	210

3.5.3 – RADIOGRAFIA DIGITAL DIRETA

O arranjo para radiografia digital direta em relação as outras técnicas é muito mais simples em sua montagem. Uma vez colocado o detector, os corpos de prova são colocados sobreposto sem mais artefatos como écrans e chassis. Todas as exposições foram feitas com o equipamento Yxlon devido a sua potência e ao seu tamanho focal. Sua potência máxima está ligada a sua dimensão focal. Para este estudo a máxima corrente foi de 3,3 mA para uma potência máxima de 0,64 kW com tamanho focal de 1 mm. Este tamanho de foco foi escolhido para ganhar sensibilidade, devido também pelo grande tamanho de pixel deste detector direto. O arranjo experimental está disposto na Figura 3.12.

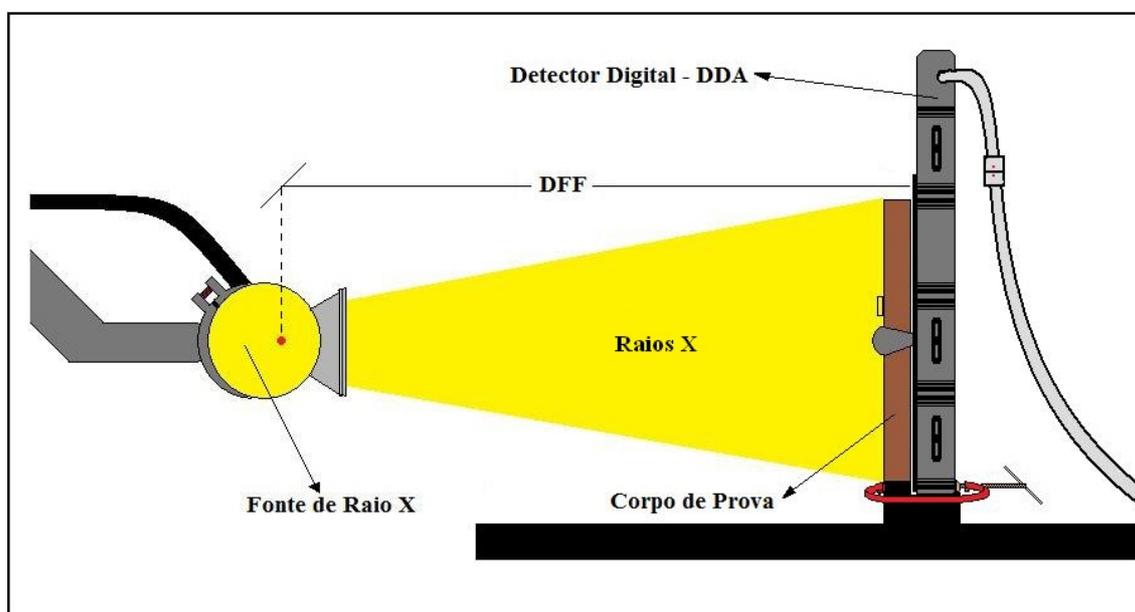


Figura 3.12 – Esquema experimental para radiografia digital direta.

Para adquirir as imagens foi preciso apenas selecionar o tempo e número de quadros (frames) para fazer a aquisição. A cada imagem adquirida mudava-se somente o tempo para alcançar o nível de cinza apropriado, e só quando alcançado que o equipamento de raios X era desligado, o tempo máximo que o equipamento ficava ligado era de 10 minutos para definir qual imagem estava com o nível aceitável.

Na Tabela 3.9 encontram-se os parâmetros utilizados para aquisição das imagens radiográficas do detector direto.

Tabela 3.9 – Parâmetros experimentais utilizados para radiografia Digital Direta.

Corpo de Prova	Espessura Nominal	Distância Fonte-Filme (DFF) (mm)	Tamanho Focal (mm)	DXR250V GE IT		
	(mm)			Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)
CP 11	4,85	700	1,0	110	2,0	3,5
CP 12	6,40	700	1,0	120	3,0	2,5
CP 10	9,67	700	1,0	140	3,0	3,0
CP 01	19,21	700	1,0	190	3,3	3,5
CP 02	25,25	700	1,0	225	2,84	4,5
CP 18	32,30	700	1,0	225	2,84	10,0

3.5.4 – DETERMINAÇÃO DA SENSIBILIDADE AO CONTRASTE, IQI DE FIO

O IQI de fio de contraste foi sobreposto com seus fios transversais ao eixo do cordão de solda e deslocado de forma que fosse possível avaliar o aparecimento dos fios tanto na região da solda como no metal base, pois a norma ISO 3183 exige que a avaliação dos fios sejam feitas no cordão de solda e a ISO/DIS 10893-7 no metal base. O esquema de posicionamento do IQI de contraste do tipo arame está indicado na Figura 3.13.

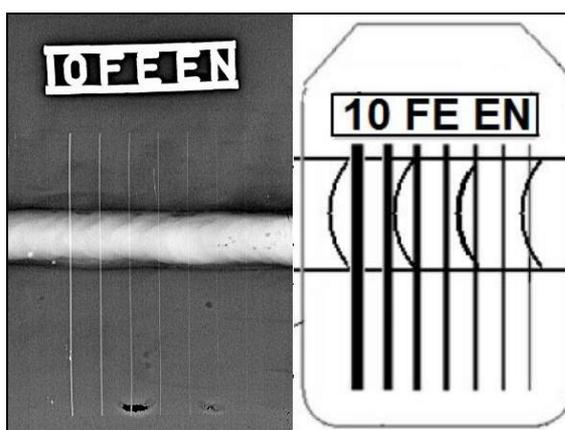


Figura 3.13 – Exemplo de uma imagem de corpo de prova com IQI de Fio.

Deve-se observar que a seleção do IQI é feita pela espessura, ou seja, de acordo com a espessura do tubo, conforme está indicado na Tabela 3.10.

Tabela 3.10 – Fio essencial proposto por norma (ISO/DIS 10893-7, 2009).

Espessura do Metal Base (mm)		Diâmetro do Fio essencial (mm)	Número do Fio essencial
Acima de	Até		
3,5	5	0,10	16
5	7	0,13	15
7	10	0,16	14
10	15	0,20	13
15	25	0,25	12
25	32	0,32	11
32	40	0,40	10

3.5.5 – MEDIÇÃO DA RESOLUÇÃO ESPACIAL BÁSICA

Para definição da Resolução Espacial Básica foi utilizado o método de perfil de linha indicado pela norma ISO 14784-1, 14784-2 e Petrobras N-2821-B, utilizando o IQI de Fio Duplo. Este IQI foi posicionado no corpo de prova com um ângulo de 5° da direção do alinhamento dos pixels dos detectores (IP e Detector direto).

Para a análise das imagens, foi utilizado o programa ISee!(versão 10.2). Utilizando a opção “Perfil de Linha” colocou-se a ferramenta de medição de perfil sobre a imagem dos arames duplos, identificando aquele par onde não seja possível visualizar um espaçamento entre eles, no exemplo a seguir é o par 10D. Na Figura 3.14 temos um exemplo da medição da resolução espacial básica utilizando ferramentas do programa ISee! para determinar o valor de separação, no perfil de linha, dos fios de modo a determinar qual será o ultimo fio não discernível.

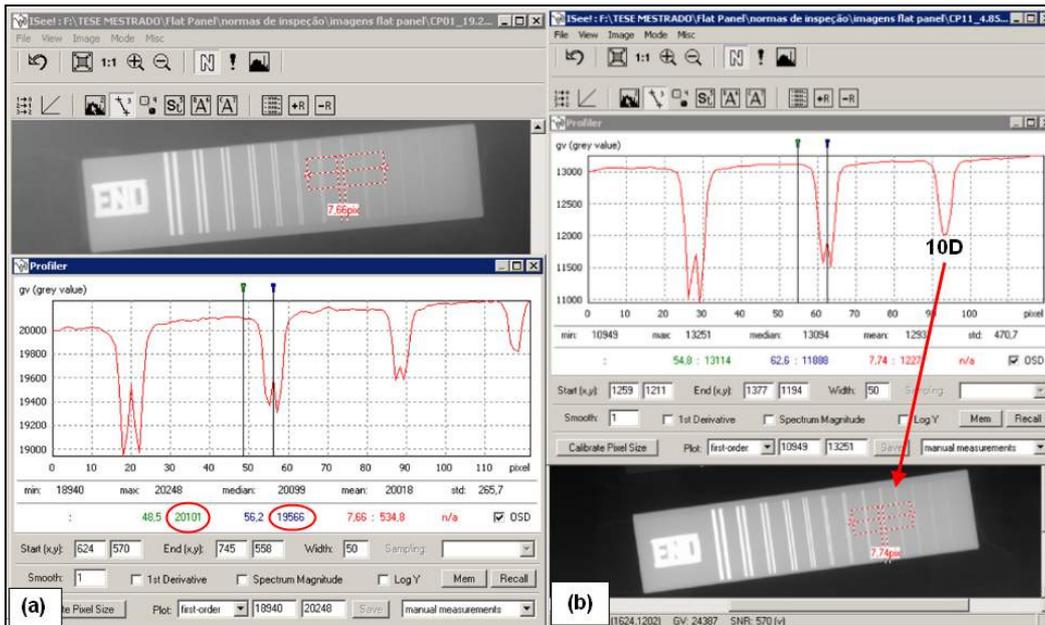


Figura 3.14 – Método para medição dos valores de BSR.

3.5.6 – DETERMINAÇÃO DA RELAÇÃO SINAL-RUÍDO (SNR_N)

Para calcular o valor da relação sinal-ruído normalizada na região adjacente ao cordão de solda da imagem, utilizou-se a Equação 3.1. Neste estudo foi utilizado o ISee! para medir os valores da SNR_N , utilizando se uma janela de medição de 1100 (20 x 55) pontos.

Foram medidas 06 janelas na região do metal base próximos ao cordão de solda, sendo que a distribuição das medições em cada uma das imagens está esquematizada na Figura 3.15.

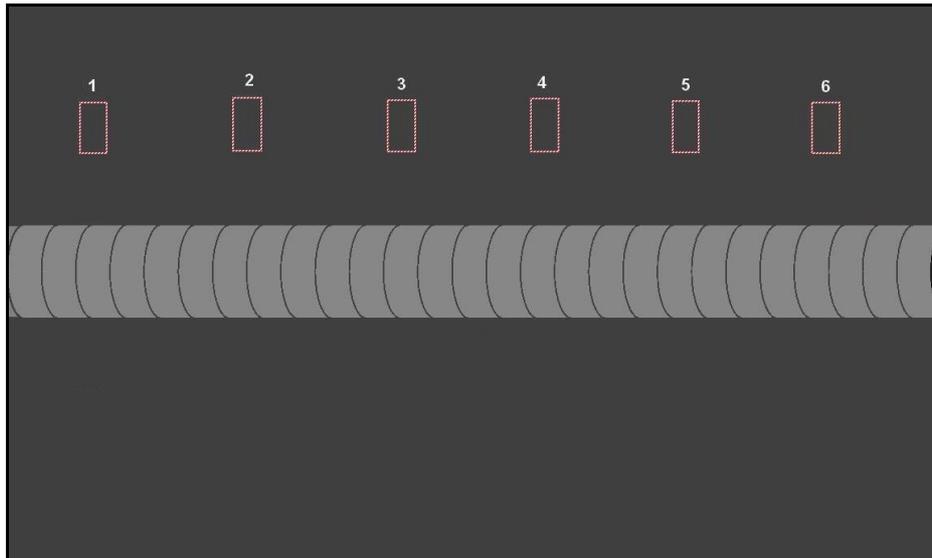


Figura 3.15 – Posições para medidas da Relação Sinal-Ruído no corpo de prova.

Na Figura 3.16 pode ser visualizado um exemplo de medição do valor da Relação Sinal-Ruído Normalizada (SNR_N) em um local próximo a região da solda, onde na parte experimental se obteve a resolução espacial básica (Figura 3.14 (b)), cujo diâmetro do arame é de 0,100 mm. O valor do SNR_N obtido para o procedimento deste exemplo é de 358 (OLIVEIRA, 2007).

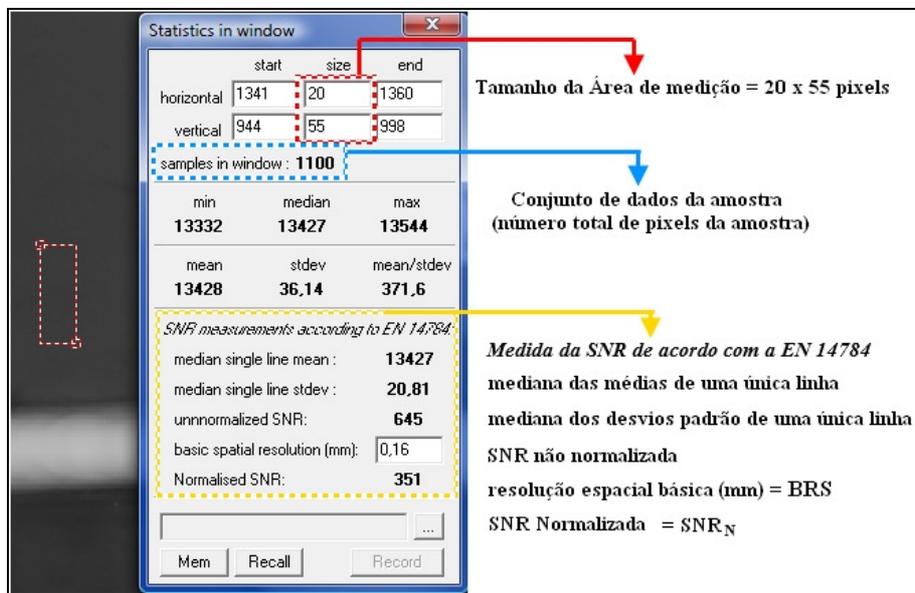


Figura 3.16 – Medição dos valores de SNR_N .

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados todos os resultados obtidos neste estudo de acordo com os parâmetros apresentados no capítulo 3.

4.1 – RADIOGRAFIA CONVENCIONAL

Todas as imagens radiográficas convencionais foram analisadas diretamente no filme, a digitalização foi feita somente para ilustração digital. A Tabela 4.1 indica os valores de Densidade Ótica (DO) obtidas através da leitura no densitômetro, assim como os valores de contraste de acordo com a norma DNV ISO 10096.

Tabela 4.1 – Valores de DO e Contraste de filmes convencionais Classe II.

Corpos de prova	Espessura Material Base (mm)	Espessura Cordão de Solda (mm)	IQI Contraste			DO	
			Req. DNV 2007 ISO 12096	Central AA400	Extrem. AA 400	AA400	
						Na Solda	No Material Base
CP 1	19,21	23,21	12	12	12	2,3	3,4
CP 2	25,25	29,9	11	12	12	2,8	3,9
CP 10	9,67	13,27	13	13	13	2,9	4,4
CP 11	4,85	7,75	14	14	14	2,3	3,8
CP 12	6,4	9,6	14	14	14	2,5	4,2
CP 18	32,3	36,1	10	10	10	2,7	3,4

As Figuras 4.1 a 4.6 são imagens radiográficas de alguns corpos de prova, com setas verdes que indicam o fio do IQI visto na radiografia convencional. Após digitalização do filme foi utilizado um filtro para realçar detalhes na imagem, esta ferramenta está contida no programa ISee!. Este filtro foi utilizado simplesmente para uma melhor visualização no papel impresso.

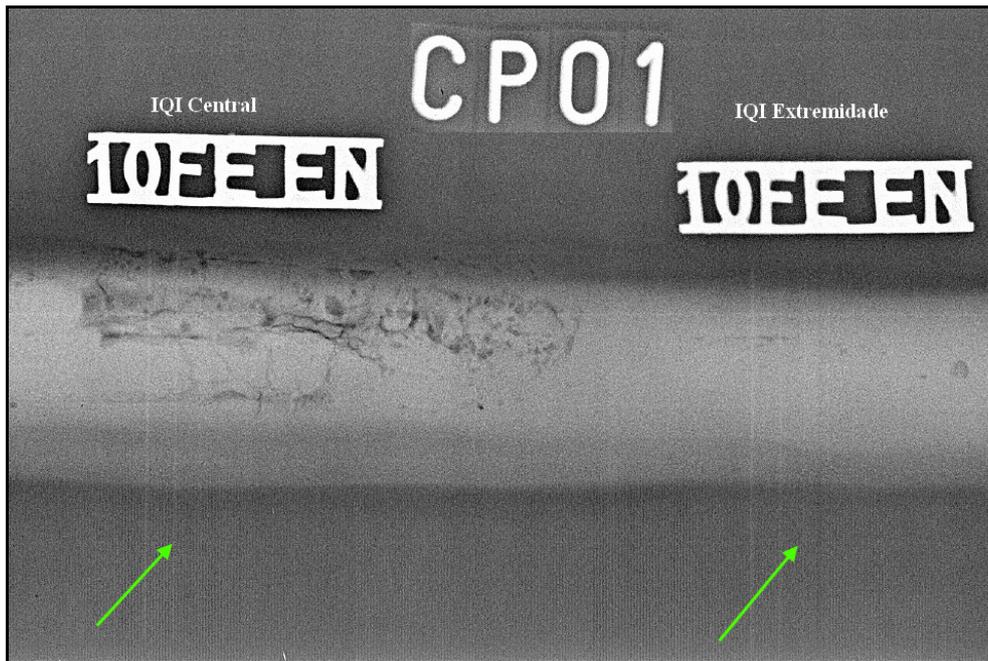


Figura 4.1 – Imagem radiográfica convencional do CP 01 com destaque para os fios identificados.

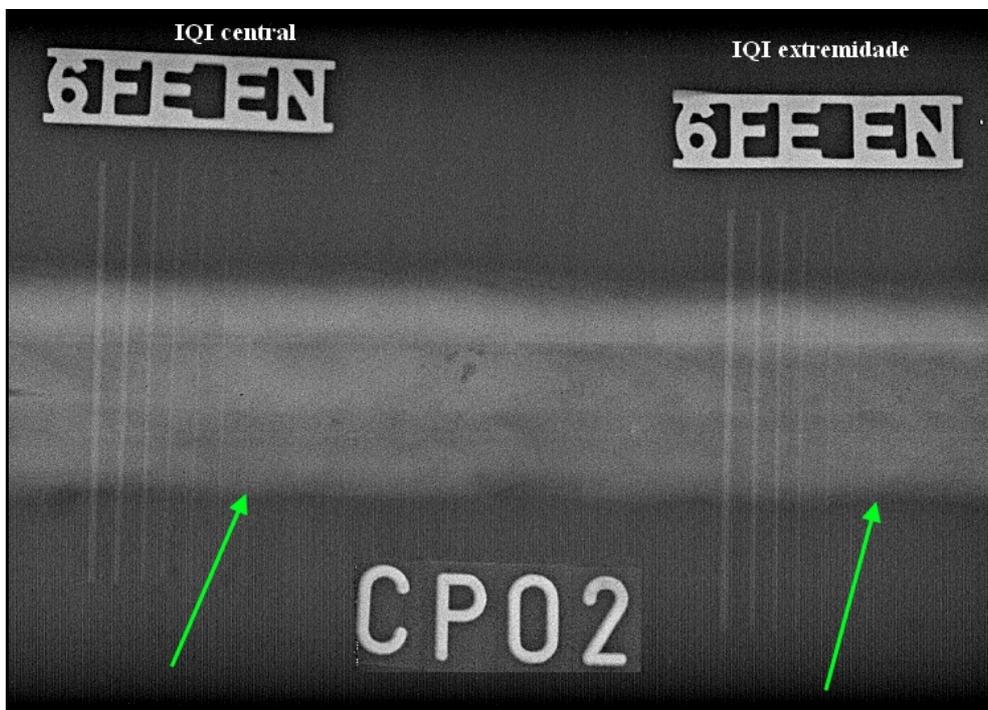


Figura 4.2 – Imagem radiográfica convencional do CP 02 com destaque para os fios identificados.

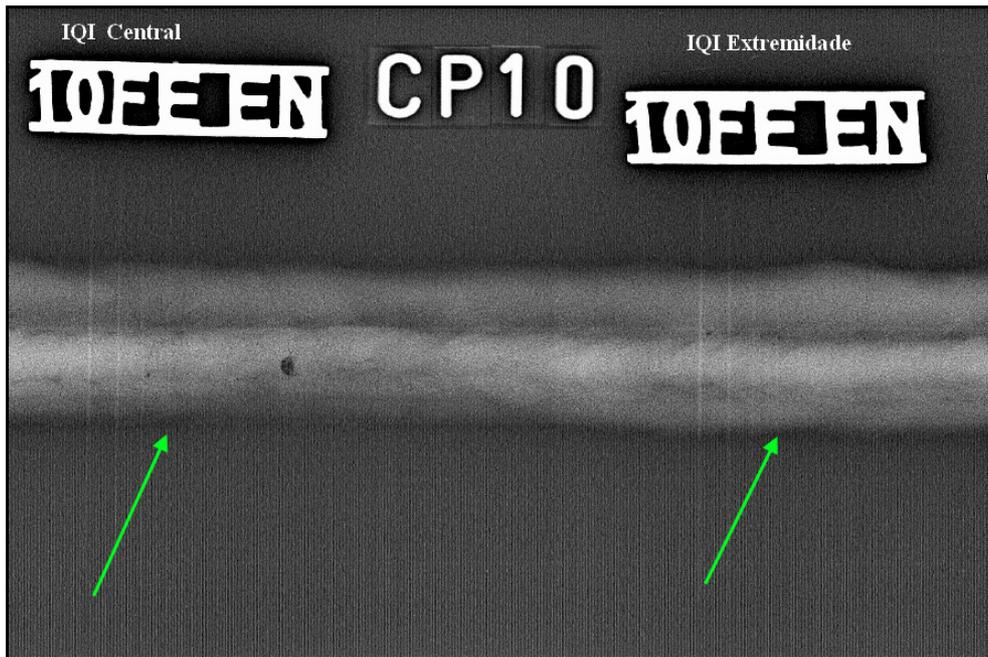


Figura 4.3 – Imagem radiográfica convencional do CP 10 com destaque para os fios identificados.

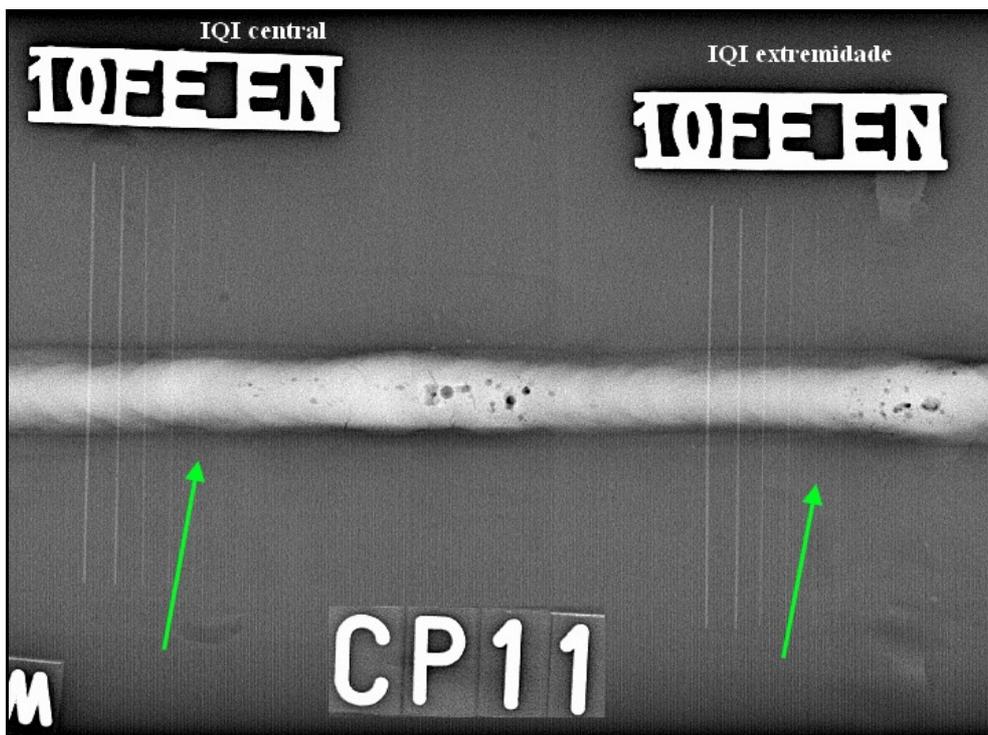


Figura 4.4 – Imagem radiográfica convencional do CP 11 com destaque para os fios identificados.

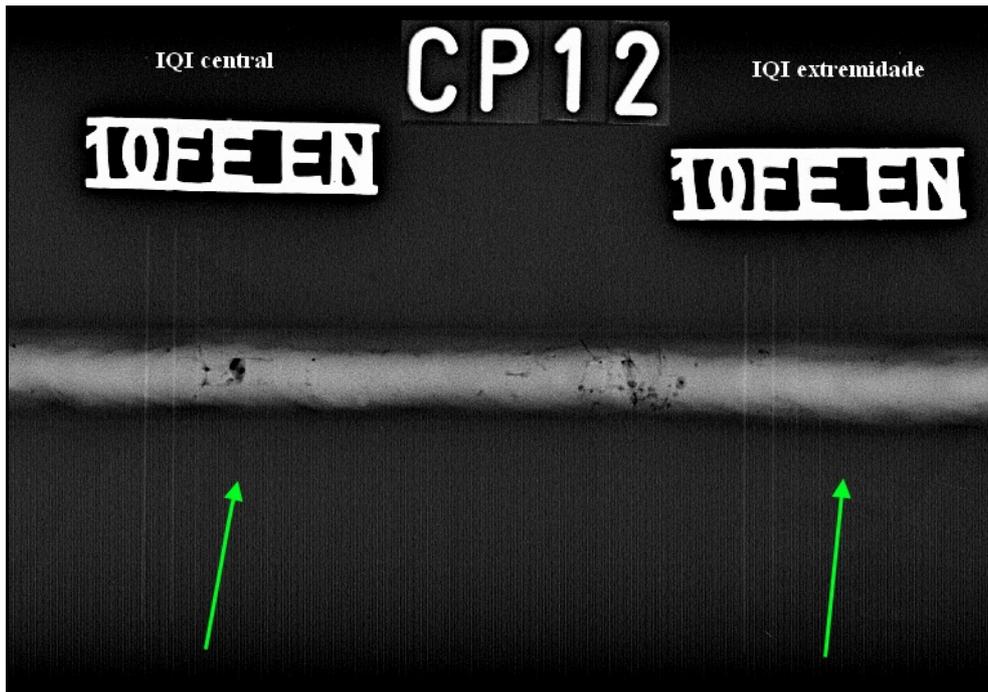


Figura 4.5 – Imagem radiográfica convencional do CP 12 com destaque para os fios identificados.

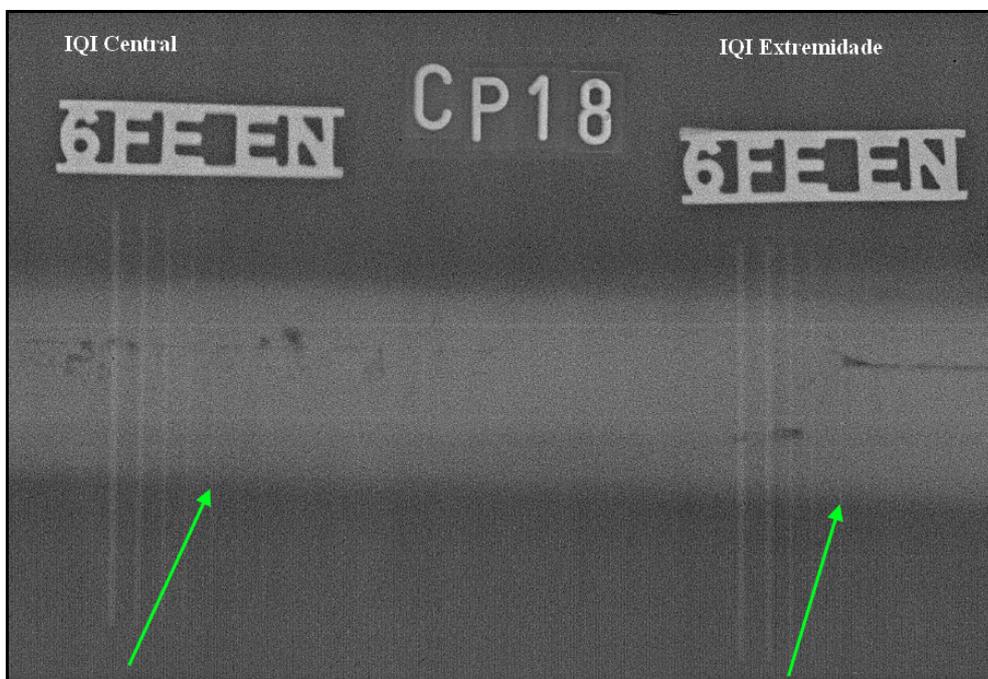


Figura 4.6 – Imagem radiográfica convencional do CP 18 com destaque para os fios identificados.

4.2 – RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Na Tabela 4.2 estão indicados os valores de Resolução Espacial básica (BSR), Contraste e Relação Sinal-Ruído (SNR_N), obtidos na radiografia computadorizada com IP. A SNR_n foi feita conforme metodologia em 6 pontos da imagem.

Tabela 4.2 – Valores obtidos para IQI Contraste, SNR_N em seis pontos diferentes e BSR para radiografia Computadorizada.

CPs	Nível de Cinza	Contraste			BSR		SNRn						
		Req. ISO DIS 10893-7	Experimenta		Req.	Exp. Material base	Req.	Medida Horizontal					
			Central	Extrem.				1	2	3	4	5	6
CP 01	39877	12	12	12	80	80	> 100	233	240	255	268	260	254
CP 02	16265	11	11	12	80	80		199	208	212	219	211	203
CP 10	35530	13	14	13	80	80		235	261	280	262	254	235
CP 11	43791	14	15	15	65	65		270	289	306	316	292	278
CP 12	42730	14	14	14	65	50		243	298	355	354	325	301
CP 18	9694	10	11	10	80	80		147	159	163	175	154	148

As Figuras 4.7 a 4.12 são imagens dos corpos de prova utilizados neste estudo, com marcações verdes indicando o fio do IQI visto na radiografia computadorizada. Após aquisição foi utilizado um filtro para realçar detalhes na imagem, esta ferramenta está contida no programa ISee!. Este filtro foi utilizado simplesmente para uma melhor visualização no papel impresso.

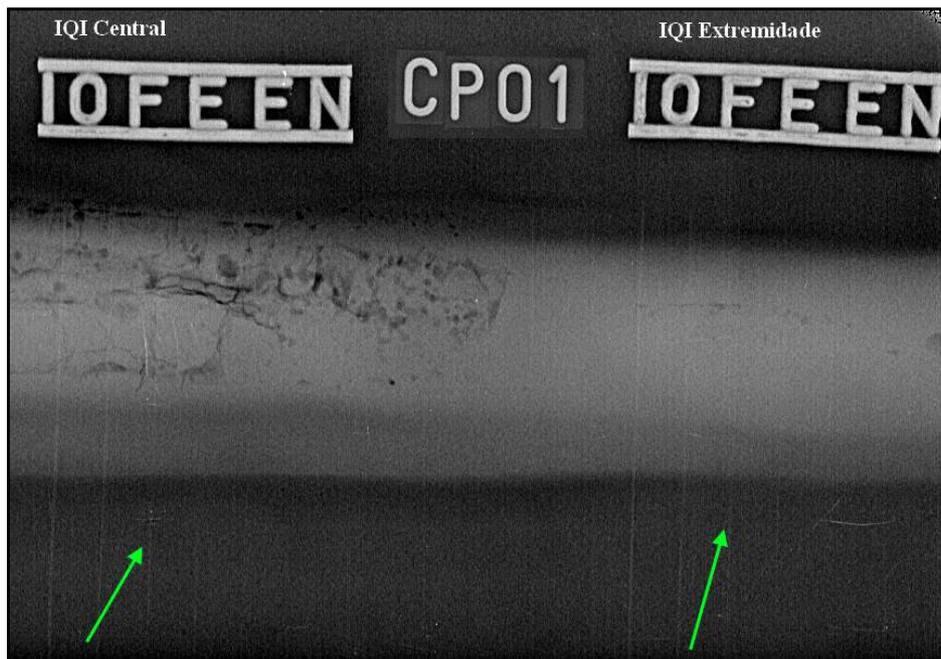


Figura 4.7 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 01 com destaque para os fios identificados.

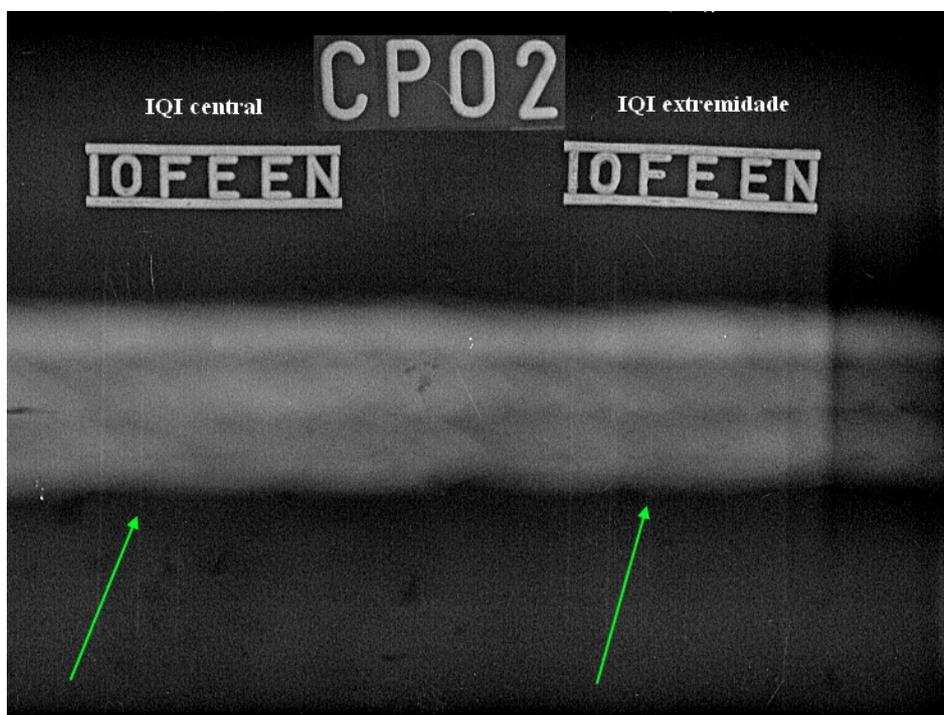


Figura 4.8 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 02 com destaque para os fios identificados.

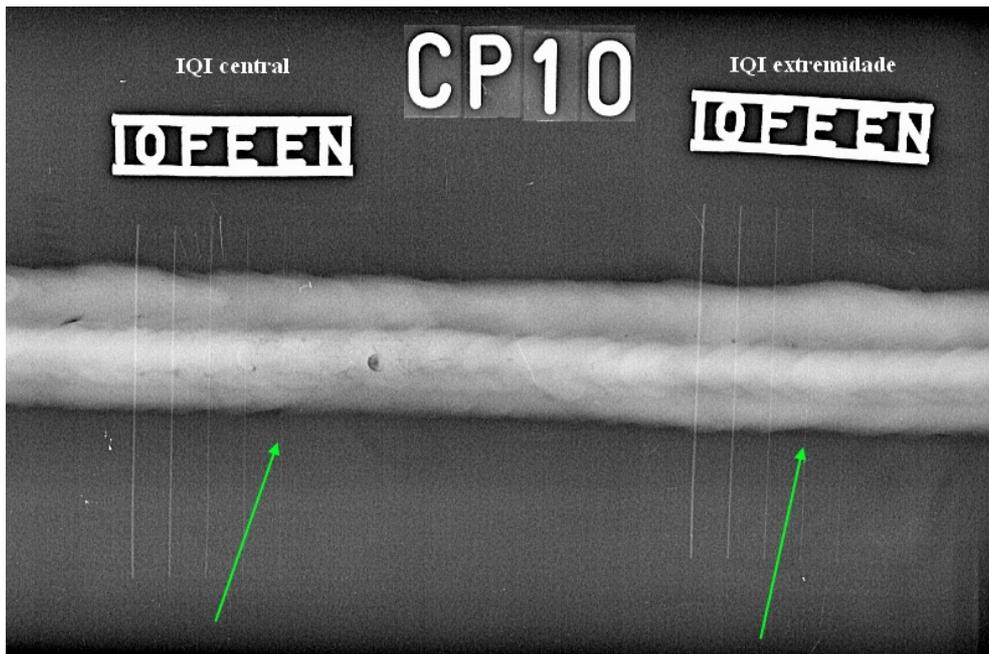


Figura 4.9 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 10 com destaque para os fios identificados.

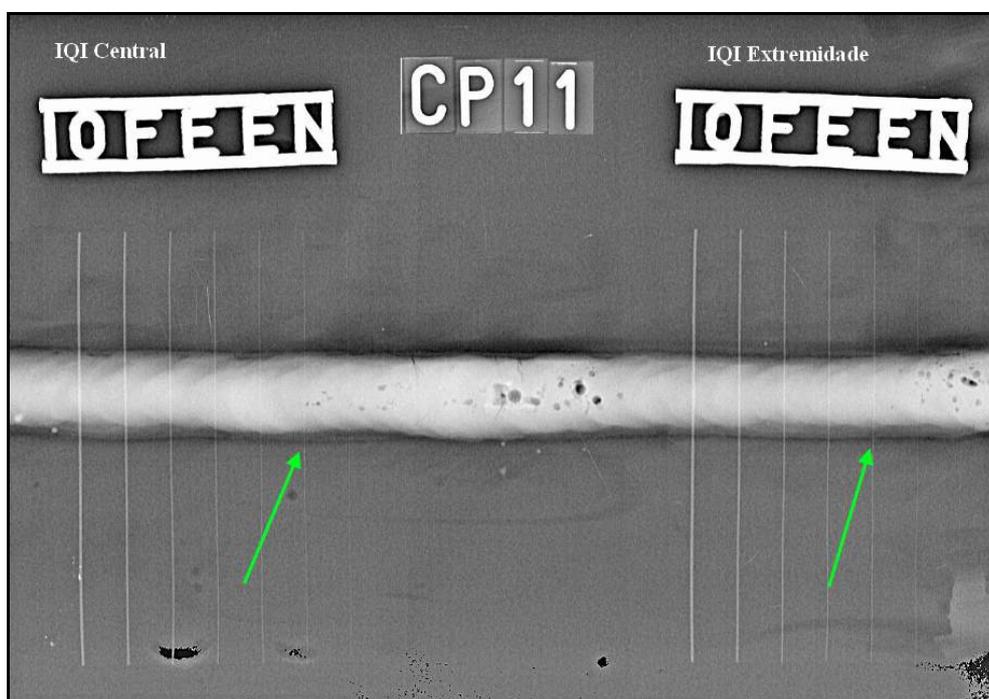


Figura 4.10 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 11 com destaque para os fios identificados.

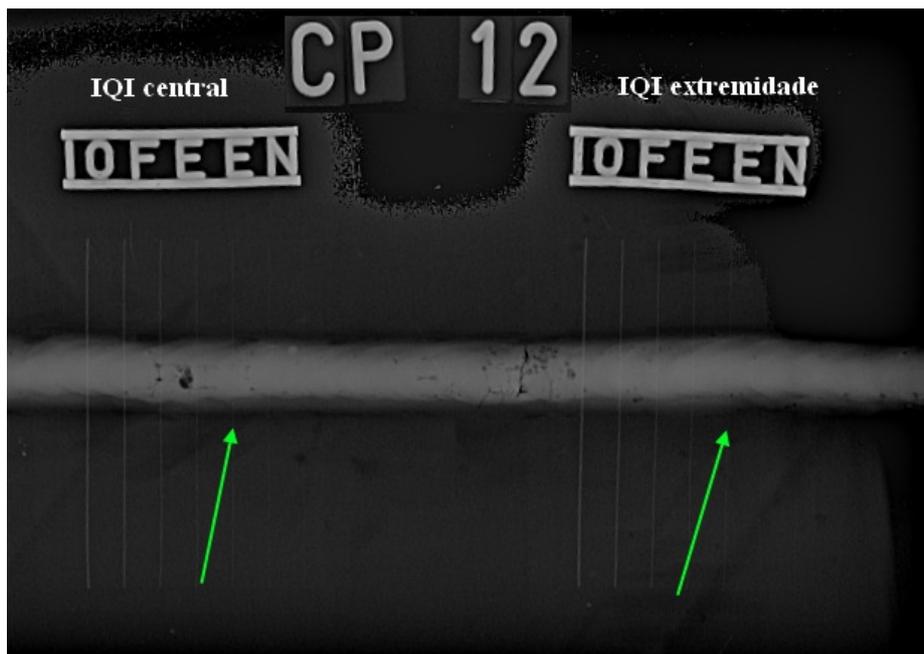


Figura 4.11 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 12 com destaque para os fios identificados.

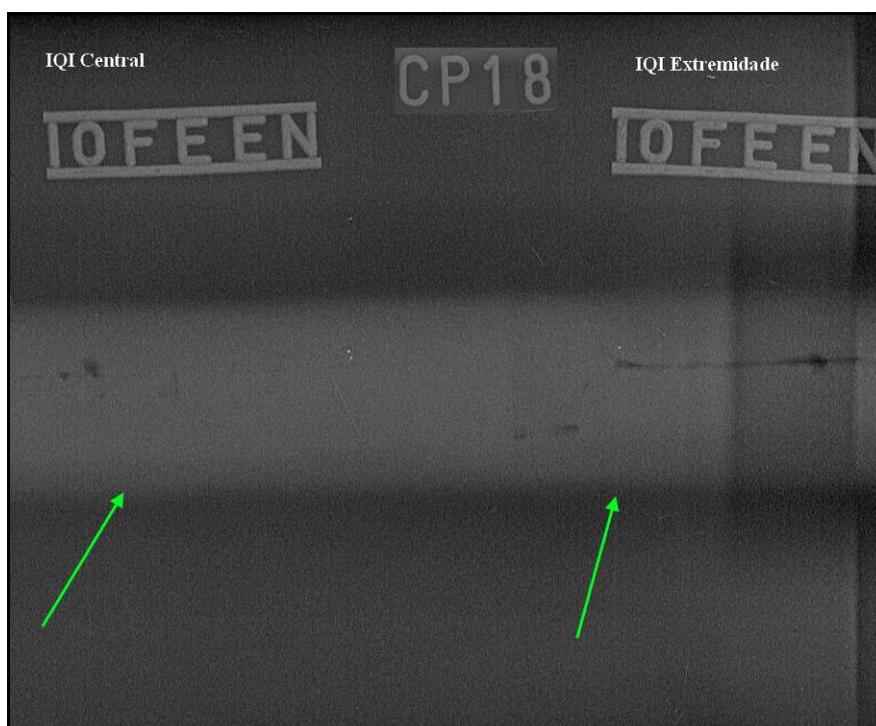


Figura 4.12 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 18 com destaque para os fios identificados.

As Figuras 4.13 a 4.18 são imagens dos corpos de prova utilizados neste estudo, indicam o procedimento para determinação da resolução espacial básica e relação sinal-ruído normalizada. O retângulo vermelho marca o valor da BSR de acordo com a identificação do último fio discernível. A elipse azul é a determinação da SNR_N .

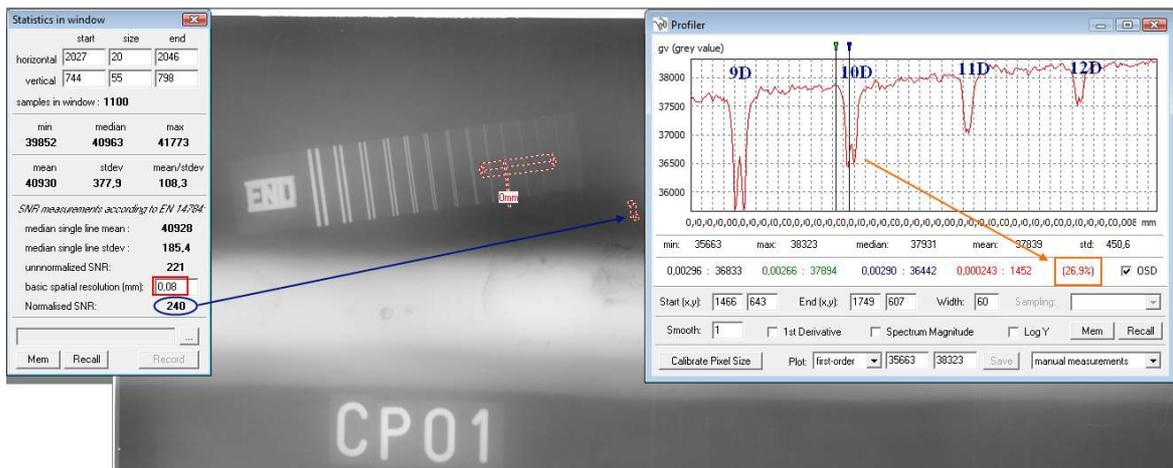


Figura 4.13 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 01.

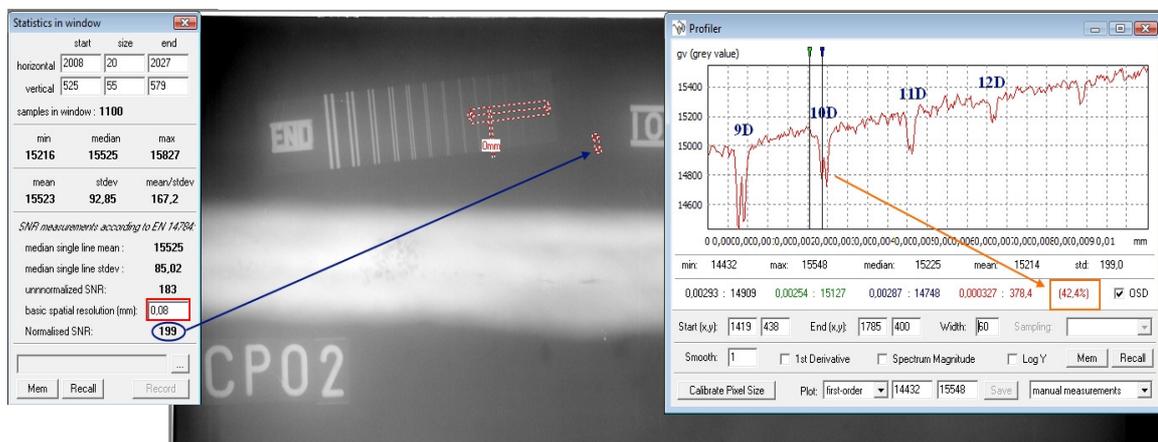


Figura 4.14 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 02.

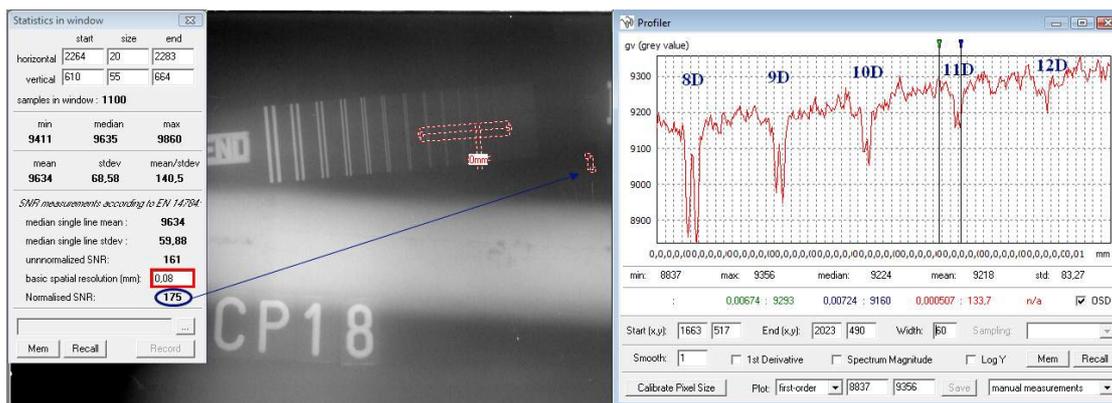


Figura 4.18 – Imagem radiográfica computadorizada do CP 18.

4.3 – RADIOGRAFIA DIGITAL DIRETA

Na Tabela 4.3 estão indicados os valores de Resolução Espacial básica (BSR), Contraste e Relação Sinal-Ruído (SNR_N), obtidos na radiografia com a Matriz de Detector Digital (DDA).

Tabela 4.3 – Valores obtidos para IQI Contraste, SNR_N e BSR para radiografia Digital Direta.

CPs	Nivel de Cinza 14 Bit	Contraste			BSR		SNRn						
		Req. ISO DIS 10893-7	Experimenta		Req.	Exp.	Req.	Medida Horizontal					
			Central	Extrem.				1	2	3	4	5	6
CP 01	13986	12	13	12	160	160	> 100	222	270	382	354	337	326
CP 02	14954	11	12	12	200	160		234	327	357	378	333	260
CP 10	14253	13	14	14	130	160		282	355	390	383	348	255
CP 11	13781	14	16	15	100	160		238	339	360	378	345	285
CP 12	13730	14	14	14	130	160		295	315	399	365	309	269
CP 18	14734	10	12	12	200	160		167	353	383	366	334	188

Nas Figuras 4.19 a 4.24 estão todos os testes de qualidade de imagem feitos nas radiografias digitais diretas. Desta forma pode-se visualizar os resultados dos parâmetros de sensibilidade ao contraste, resolução espacial básica e relação sinal-ruído normalizada, todos identificados em cada uma das imagens. Nota-se no retângulo vermelho marcado na imagem, que a Resolução espacial básica ficou com o valor de 160 μm para todos os corpos de prova, por um dos fatores limitantes deste sistema, o tamanho de pixel que é de 200 μm . Este sistema foi operado de forma que os

parâmetros para aquisição da radiografia foram os menores possíveis para conseguir alcançar os valores de qualidade próximos das outras técnicas. Um dos fatores com principal destaque para este sistema é o tempo de aquisição de imagens, que possuem valores muito inferiores aos utilizados nas radiografias convencionais e computadorizadas.

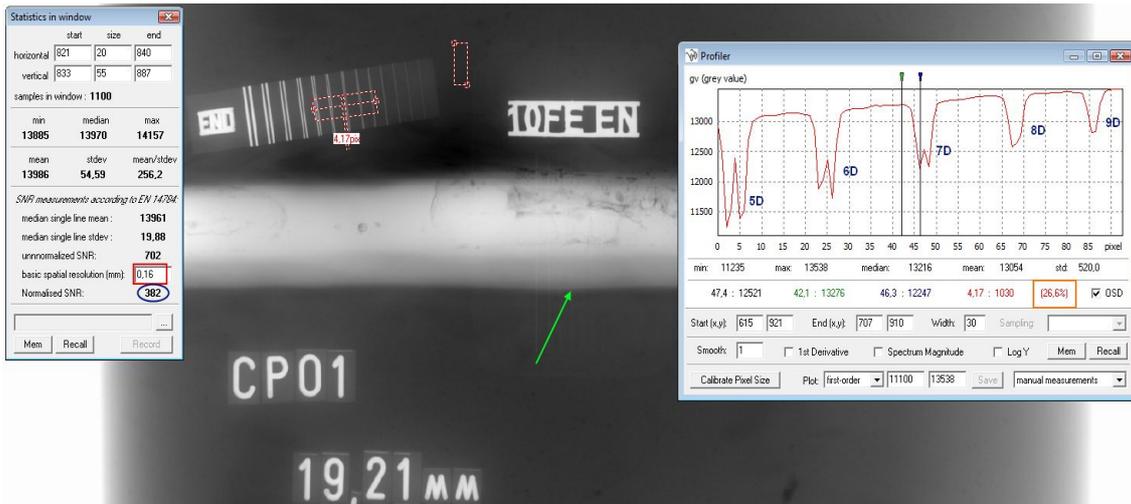


Figura 4.19 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 01. A seta verde indica o fio do IQI de arame identificado na radiografia. O valor da BSR é definido pelo fio 8D. A elipse azul é a determinação da SNR_N de uma das posições do corpo de prova.

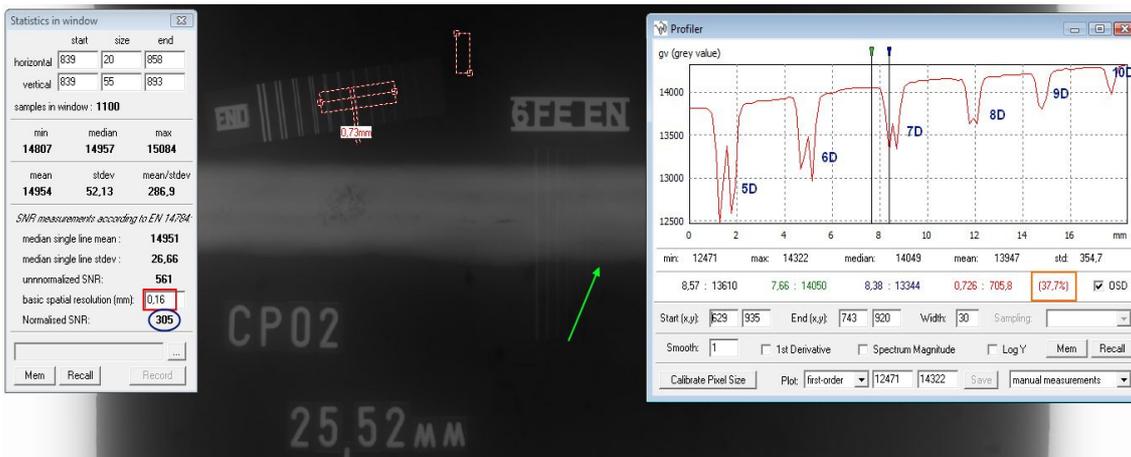


Figura 4.20 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 02. A seta verde indica o fio do IQI de arame identificado na radiografia. O valor da BSR é definido pelo fio 8D. A elipse azul é a determinação da SNR_N de uma das posições do corpo de prova.

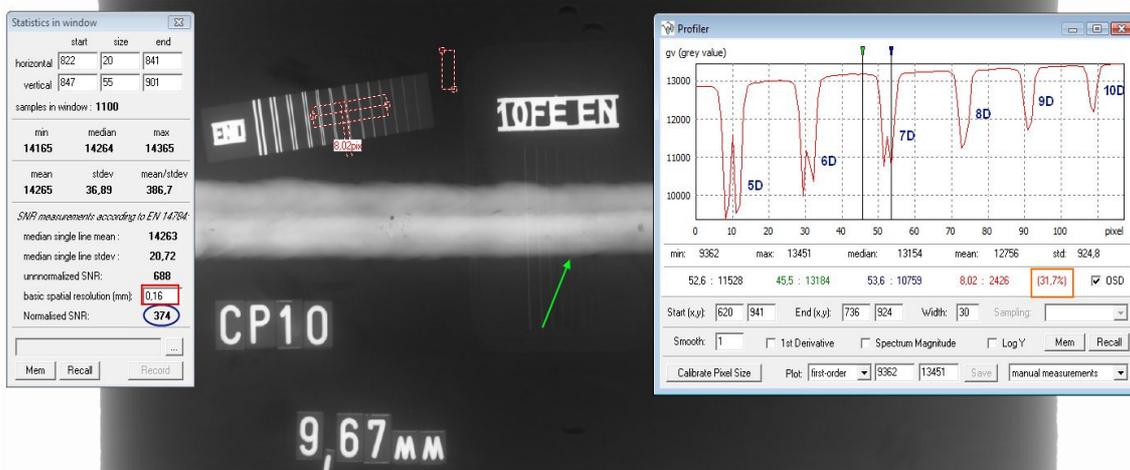


Figura 4.21 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 10. A seta verde indica o fio do IQI de arame identificado na radiografia. O valor da BSR é definido pelo fio 8D. A elipse azul é a determinação da SNR_N de uma das posições do corpo de prova.



Figura 4.22 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 11. A seta verde indica o fio do IQI de arame identificado na radiografia. O valor da BSR é definido pelo fio 8D. A elipse azul é a determinação da SNR_N de uma das posições do corpo de prova.

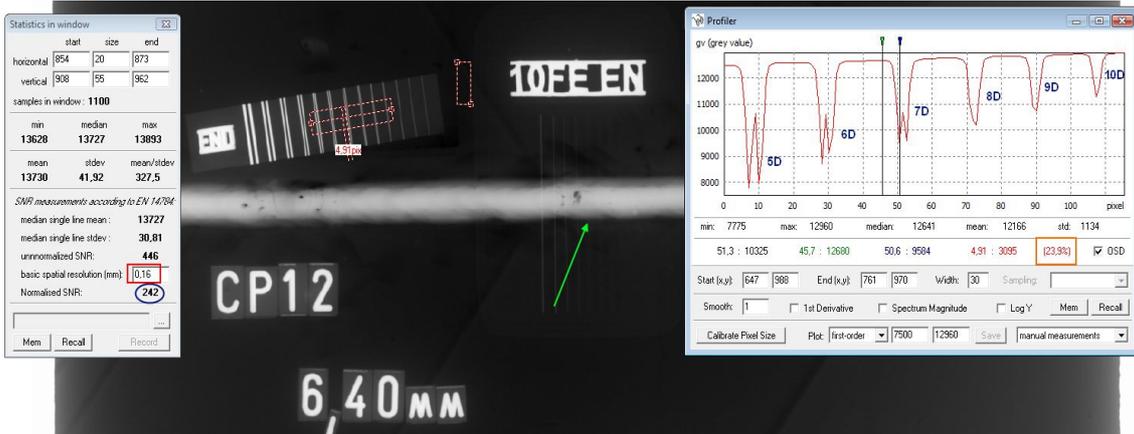


Figura 4.23 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 12. A seta verde indica o fio do IQI de arame identificado na radiografia. O valor da BSR é definido pelo fio 8D. A elipse azul é a determinação da SNR_N de uma das posições do corpo de prova.

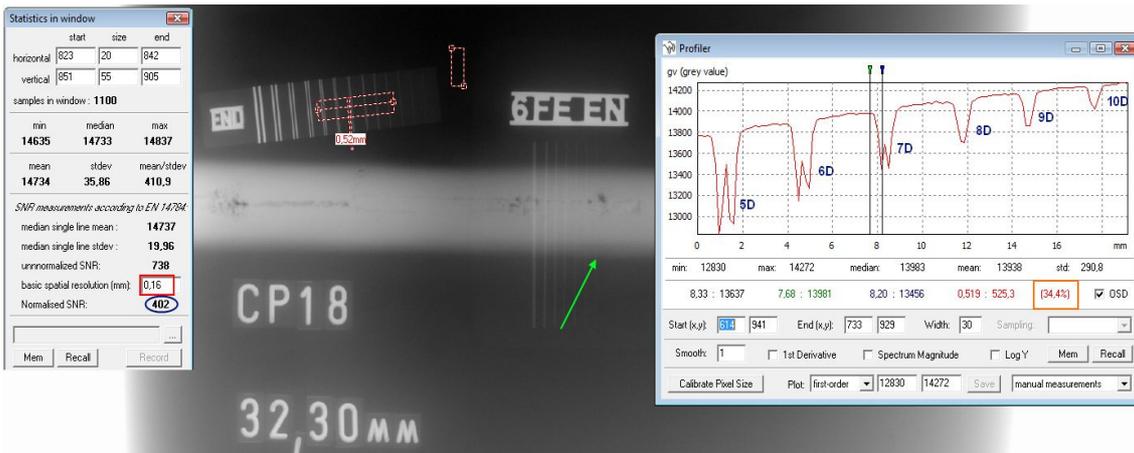


Figura 4.24 – Imagem radiográfica Digital Direta do CP 18. A seta verde indica o fio do IQI de arame identificado na radiografia. O valor da BSR é definido pelo fio 8D. A elipse azul é a determinação da SNR_N de uma das posições do corpo de prova.

A Figura 4.25 mostra a comparação de valores encontrados para sensibilidade ao contraste dos IQIs centrais de acordo com a norma ISO DIS 10893-7, que definir o fio do IQI que deve ser visualizado durante análise da imagem. Para cada espessura existe um fio determinado pela norma de maneira que o sistema apresenta melhor ou pior resolução ao contraste. A coluna verde indica a sensibilidade ao contraste da radiografia digital direta, de forma que seus valores indicam em alguns corpos de prova melhor sensibilidade em relação as outras técnicas. Este resultado depende somente do

parâmetro de um quadro (frame) por radiografia digital direta, utilizando o tempo mínimo para alcançar a mesma detectabilidade das demais técnicas.

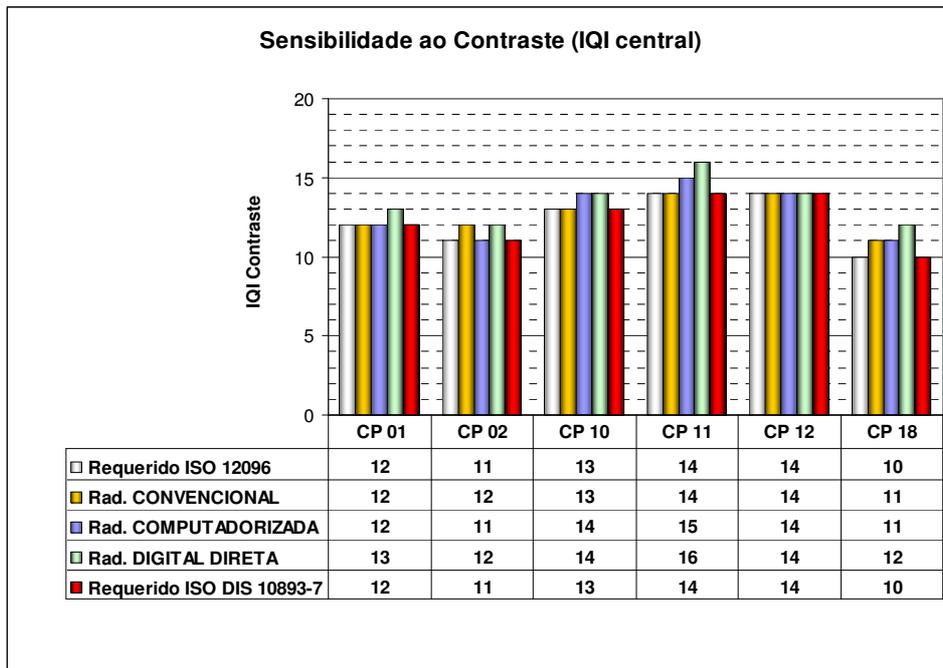


Figura 4.25 – Comparação de sensibilidade ao contraste dos IQIs centrais de acordo com os requisitos normativos para cada técnica radiográfica.

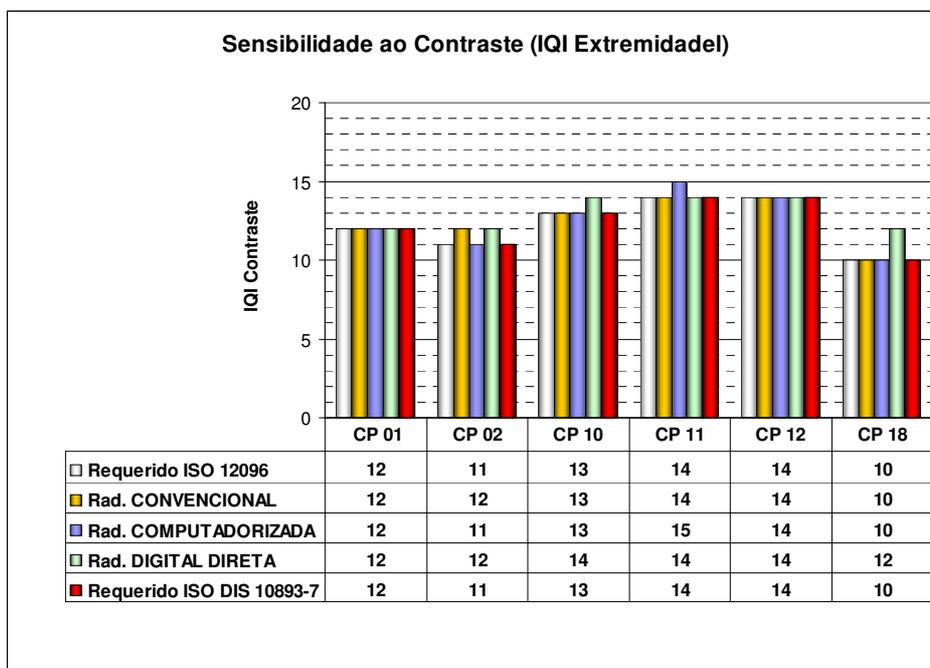


Figura 4.26 – Comparação de sensibilidade ao contraste dos IQIs da extremidade de acordo com os requisitos normativos para cada técnica radiográfica.

As Figuras 4.26 a 4.30 apresentam a comparação entre os valores de relação sinal-ruído normalizado das técnicas computadorizada e digital direta. As colunas indicam o valor real da SNR_N ao longo do corpo de prova, cada área analisada possui um retângulo contendo 1100 pixels e estão postos em paralelos ao cordão de solda de acordo com o esquema na Figura 3.15. As curvas visualizadas sobre as colunas descrevem o comportamento da placa de fósforo e da matriz de detector digital após ser exposta com o corpo de prova. Ela descreve a intensidade do sinal ao longo da placa em uma linha paralela ao cordão de solda.

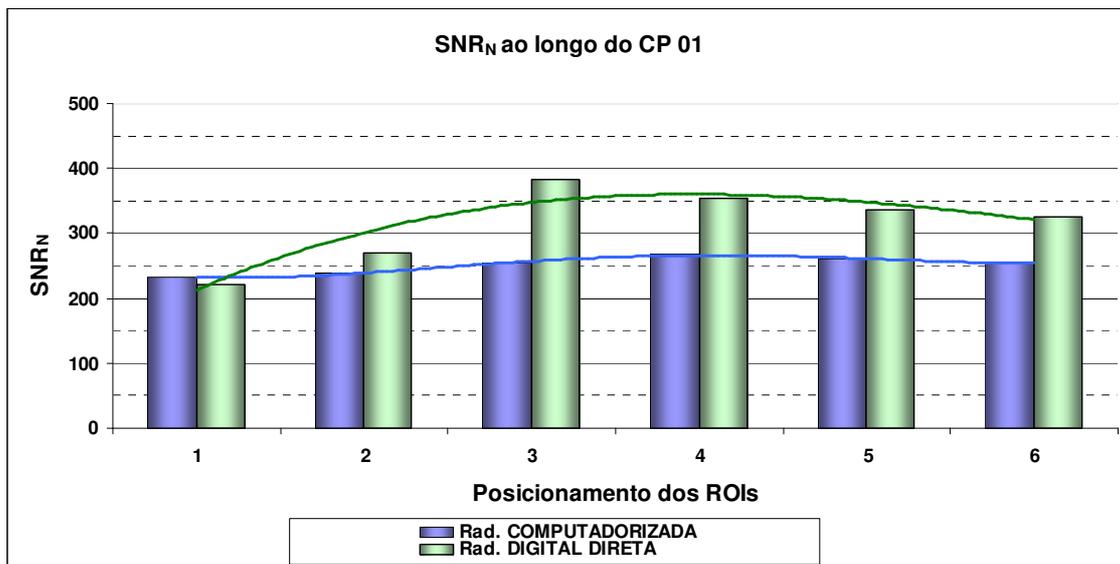


Figura 4.27 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 01.

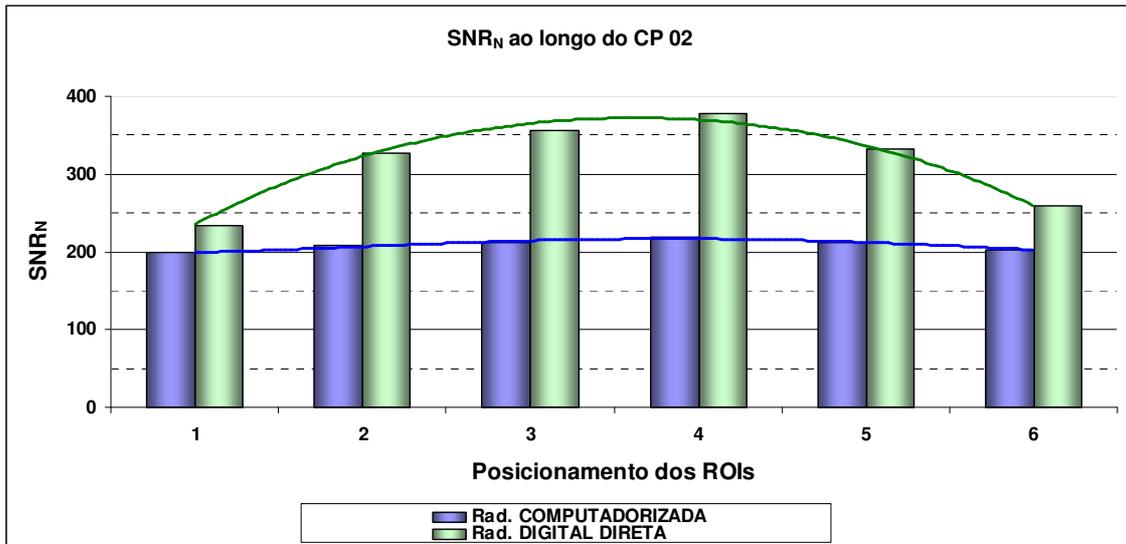


Figura 4.28 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 02.

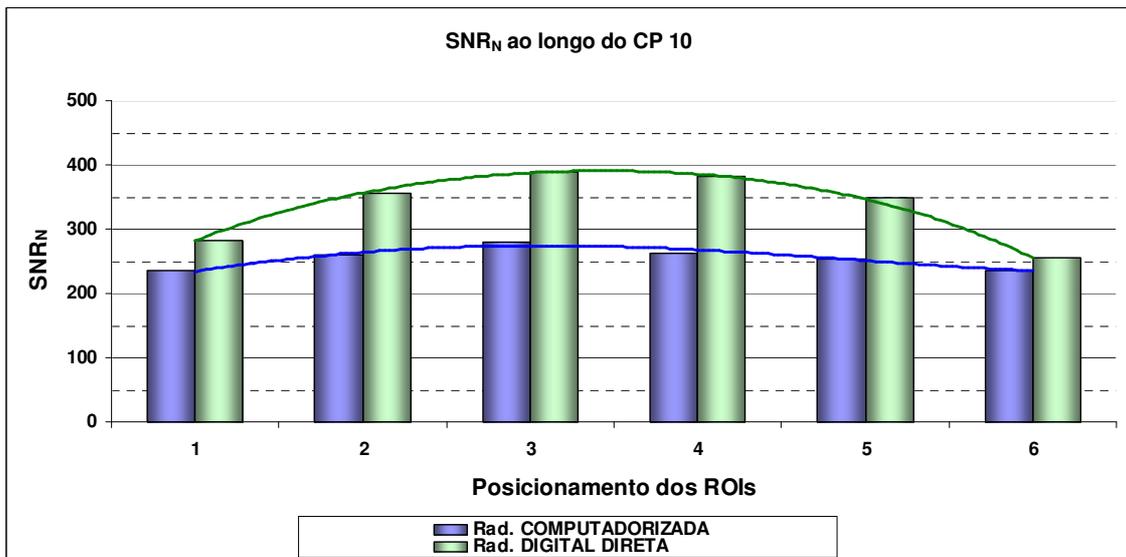


Figura 4.29 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 10.

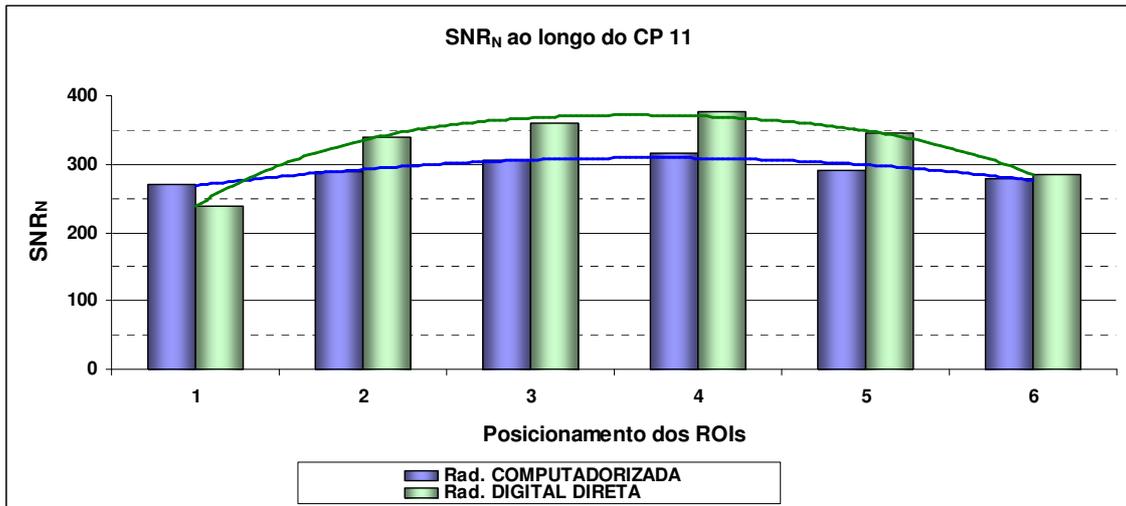


Figura 4.30 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 11.

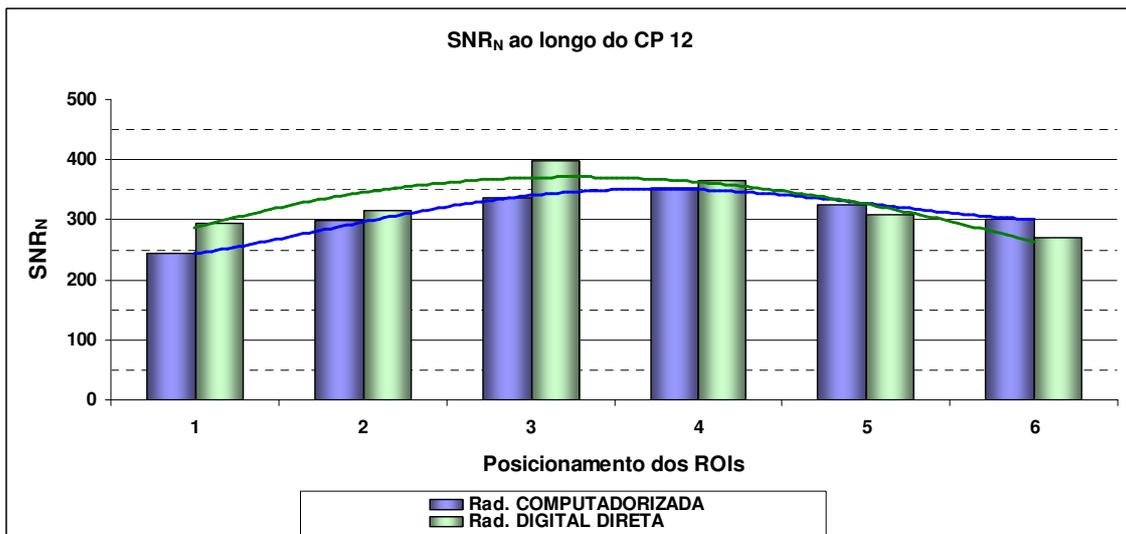


Figura 4.31 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 12.

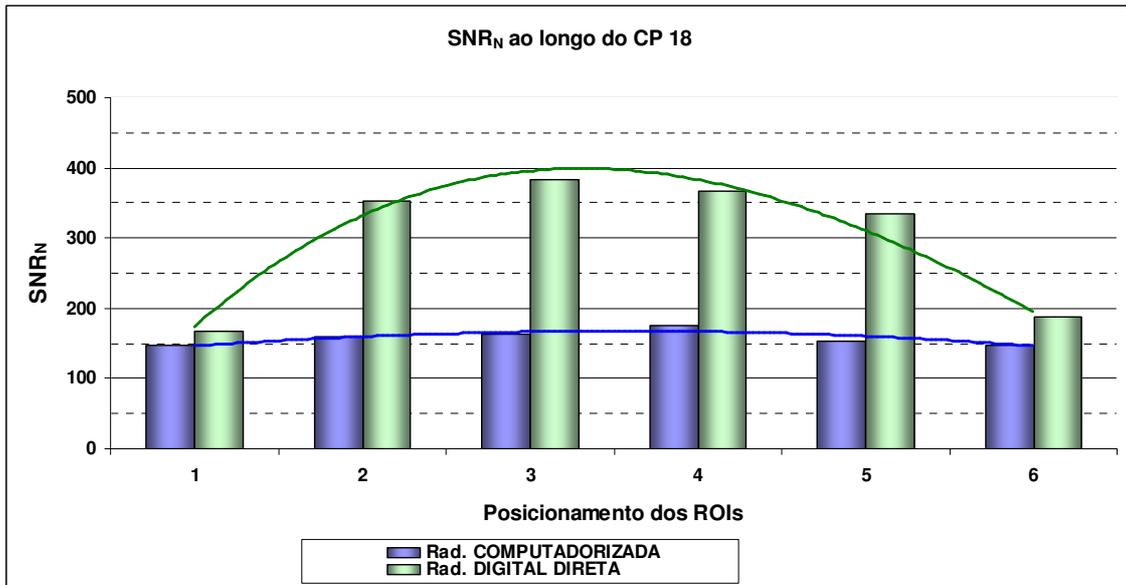


Figura 4.32 – Comparação do comportamento da SNR_N na imagem digital das radiografias computadorizada e Digital Direta do corpo de prova CP 18.

As Figuras 4.33 a 4.38 mostram imagens dos corpos de prova avaliados neste estudo, em todas as imagens foram aplicado um filtro matemático para realçar e melhorar a imagem para ser exposta nesta impressão.

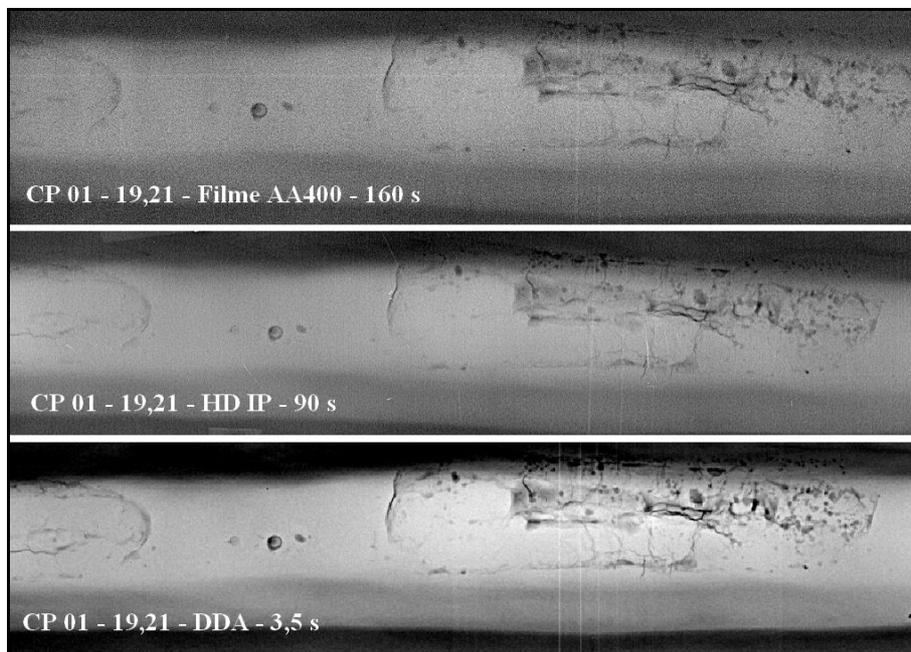


Figura 4.33 – Corpos de prova 01, Espessura 19,21 mm – (a) Filme AA400 – 160 s, (b) *Image Plate* – 90 s e (c) DDA – 3,5 s.

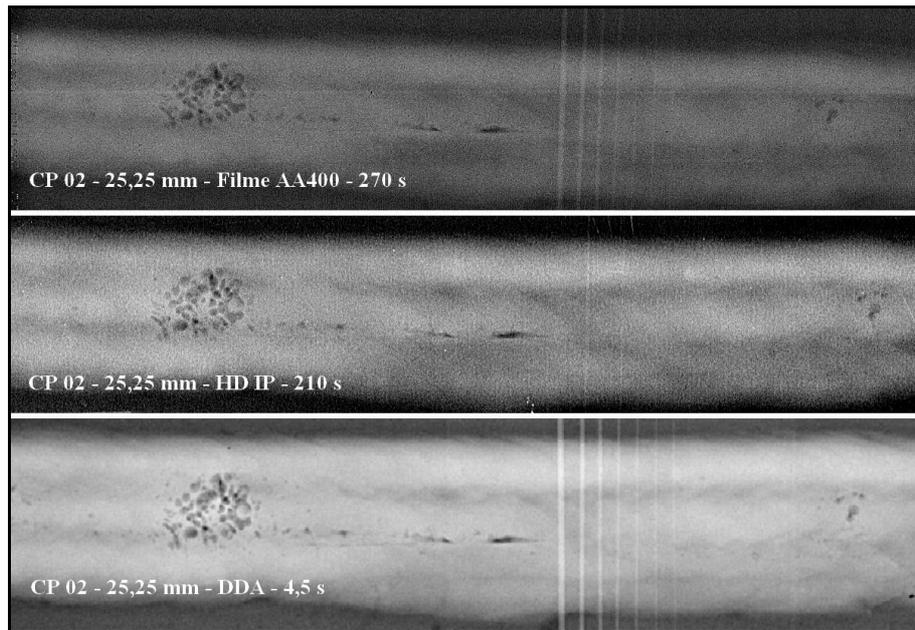


Figura 4.34 – Corpos de prova 02, Espessura 25,25 mm – (a) Filme AA400 – 270 s, (b) *Image Plate* – 210 s e (c) DDA – 4,5 s.

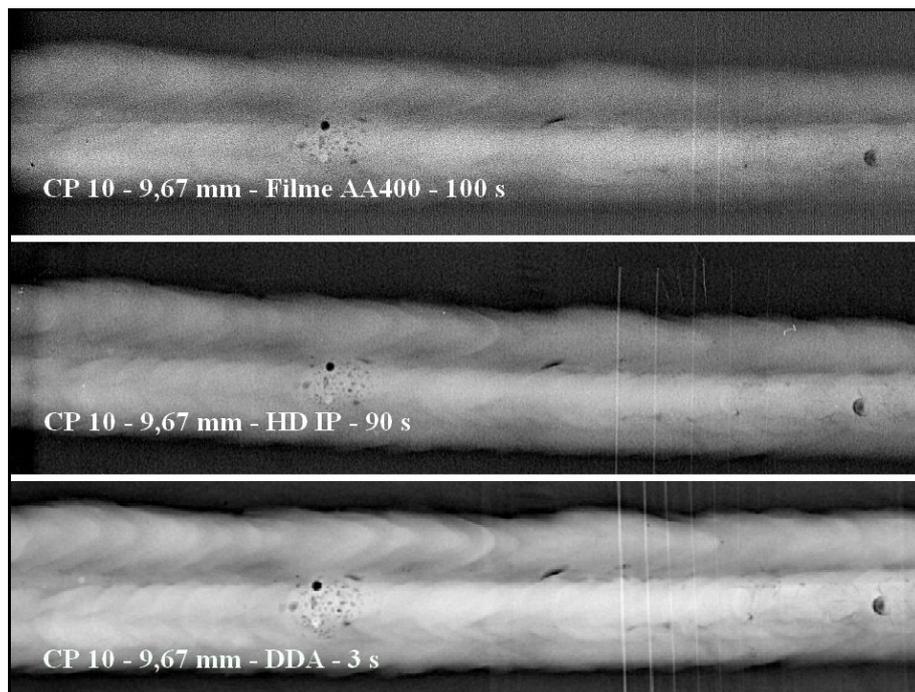


Figura 4.35 – Corpos de prova 10, Espessura 9,67 mm – (a) Filme AA400 – 100 s, (b) *Image Plate* – 90 s e (c) DDA – 3 s.

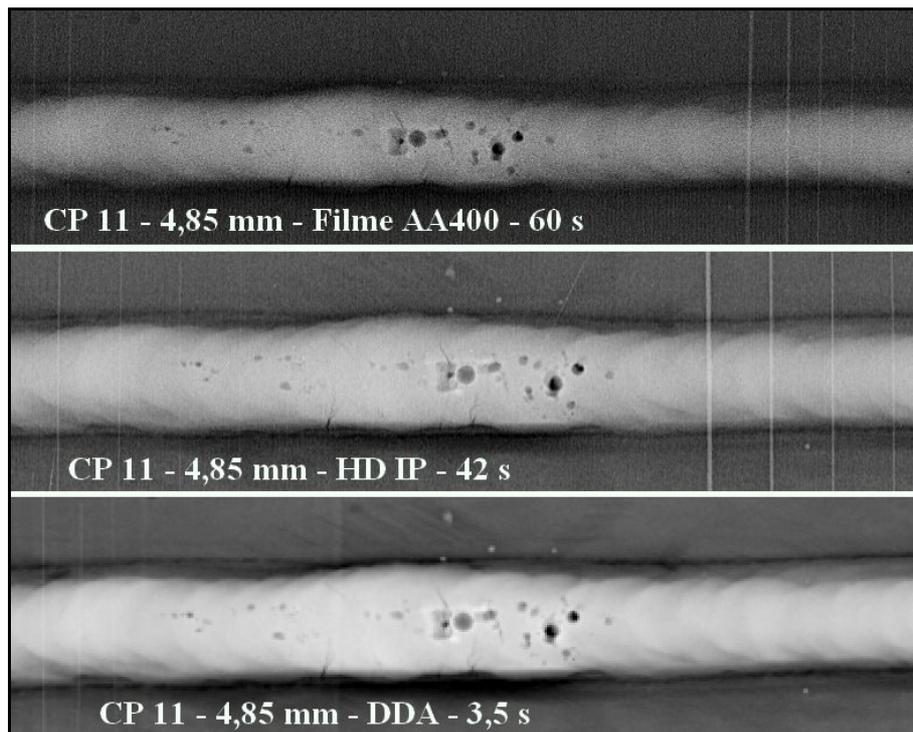


Figura 4.36 – Corpos de prova 11, Espessura 4,85 mm – (a) Filme AA400 – 60 s, (b) *Image Plate* – 42 s e (c) DDA – 3,5 s.

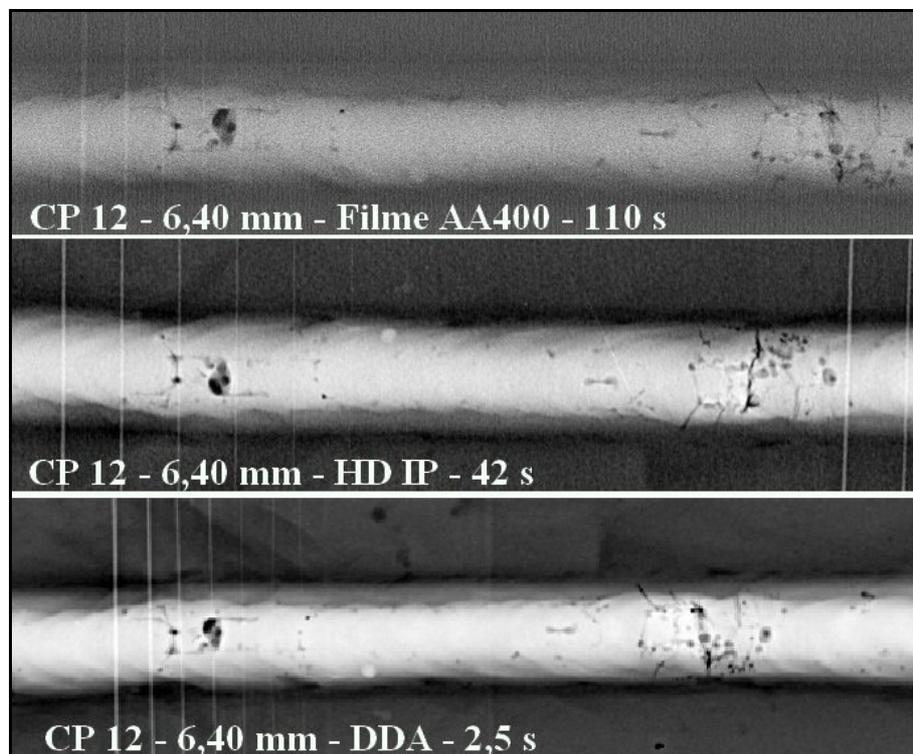


Figura 4.37 – Corpos de prova 12, Espessura 6,40 mm – (a) Filme AA400 – 110 s, (b) *Image Plate* – 42 s e (c) DDA – 2,5 s.

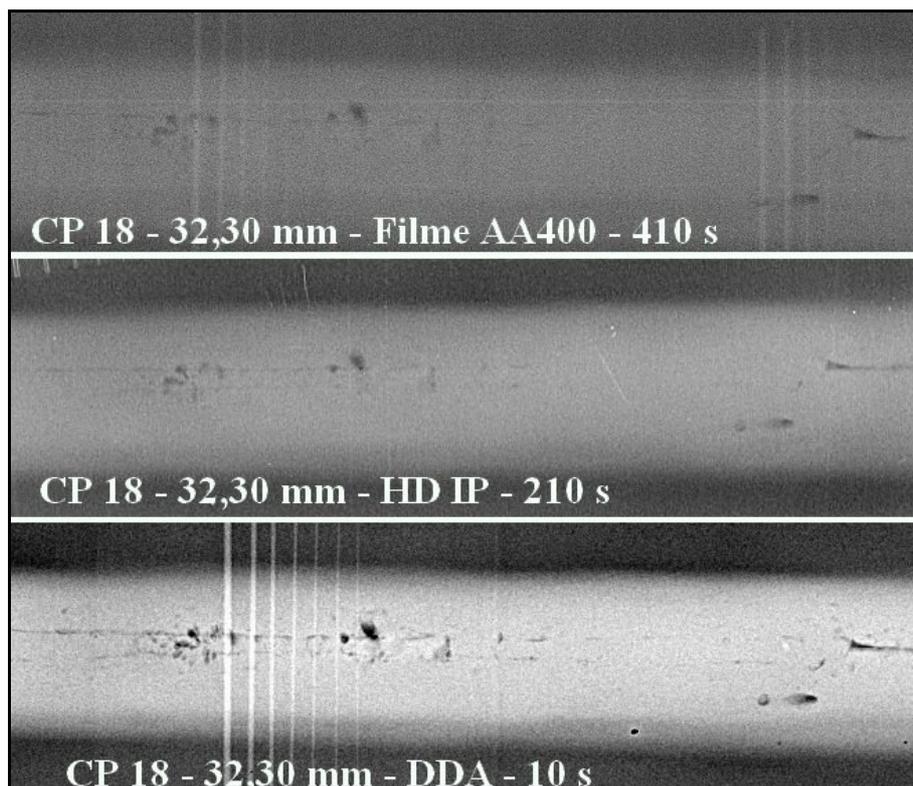


Figura 4.38 – Corpos de prova 18, Espessura 32,30 mm – (a) Filme AA400 – 410 s, (b) *Image Plate* – 210 s e (c) DDA – 10 s.

4.4 – DISCUSSÕES

Na avaliação das imagens com técnica convencional, os parâmetros obtidos com o IQI de fio estão dentro da norma ISO 12096, 2007, e a Densidade Ótica (DO) também ficou dentro do nível de detectabilidade que está entre 2 e 3 ficando em média com 2,5 no cordão de solda. O contraste analisado pelo IQI de fio deste estudo foi avaliado no centro e na extremidade do corpo de prova, com destaque ao contraste obtido pela técnica digital direta no centro da placa, que em alguns corpos de prova ultrapassou os limites normativos. Para o contraste avaliado na extremidade dos corpos de prova, as técnicas digitais ficaram melhor posicionada neste parâmetro de qualidade.

No que diz respeito a BRS para a qualidade de imagem digital, foi analisado que para as imagens obtidas com a técnica computadorizada, os resultados estão dentro dos parâmetros da norma Petrobras N-2821-B para chapas soldadas, destacando a melhor resolução para o corpo de prova 12 com espessura 6,4 mm no material base, chegando a uma resolução de 50 μm . Em contra partida as avaliações deste parâmetro de qualidade

feitas com a técnica digital direta alcançou o máximo de resolução com 160 μm , o mais alto deste estudo para padrões normativos das técnicas digitais. Para chegar ao objetivo que é a detectabilidade levou-se em consideração uma compensação prevista na norma ISO DIS 10893-7, que parte do princípio que se o IQI fio duplo não alcançar o limite aceitável por um par de fio, pode ser compensado com a visibilidade de um fio a mais que o requerido no IQI de fio. Um exemplo prático desta compensação foi aplicado ao resultado obtido pelo corpo de prova 11, onde o número requerido por norma para a BRS deste CP é de 100 μm e o alcançado foi de 160 μm pela técnica digital direta, para compensar esta diferença foi analisado o contraste através do IQI de fio sendo identificado na imagem o fio W16 uma vez que o requerido por norma era o fio W14. Neste caso a BRS ficou abaixo dois pares de fio e foi compensada com a identificação de dois fios a mais no IQI de contraste. Vale ressaltar que o máximo permitido pela norma é a compensação por dois fios de diferença para qualquer um dos IQIs (Fio Duplo ou de Fio).

Em se tratando de SNR_N os valores encontrados para a o DDA estão bem acima do esperado, pois os parâmetros de tempo de aquisição, tensão e corrente utilizados na exposição da radiografia direta foram muito menores que os aplicados na computadorizada. A SNR_N do detector direto pode alcançar valores ainda maiores com o aumento do número de quadros (*frames*) em cada imagem. Um dos mecanismos utilizados para melhorar a relação sinal-ruído no detector direto é aumentar o número de quadros, ou seja, aumentar o número de imagens adquiridas em uma única aquisição para formar uma única imagem, com isso a intensidade do sinal aumenta e o ruído da imagem diminui. Outro mecanismo para o aumento da SNR é a calibração específica do equipamento digital direto para cada tipo de material e espessura a ser analisada. Existe também alguns filtros matemáticos no programa ISee!, utilizados para melhorar o realce destas imagens, um deles foi utilizado nas Figuras 4.32 a 4.37 para melhor realçar as imagens dos corpos de provas e seus defeitos uma vez que foram impressos neste estudo.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

Todos os sistemas radiográficos, no que se diz respeito à sensibilidade ao contraste, estão de acordo com as normas DNV 2007-ISO 12096 e Petrobras N-2821-B, destacando o DDA que possui um tempo de exposição muito baixo para aquisições das imagens com o mesmo padrão e em alguns casos melhor que a técnica convencional, o que para a proteção radiológica dos profissionais envolvidos trás um maior benefício.

A resolução espacial do DDA se mostrou com o pior resultado comparado com a técnica computadorizada, devido a dependência direta com o seu tamanho de pixel, mas é compensada com a sua sensibilidade em função do mínimo tempo de aquisição e a alta relação sinal-ruído normalizada. A radiografia computadorizada possui a maior resolução espacial entre os sistemas.

Entre as técnicas digitais o DDA mostrou superior no requisito relação sinal-ruído normalizada (SNR_N) por possuir um alto valor com tempo de exposição muito menor. Levando em conta também o tipo de técnica usada para aquisição, pois com o aumento do número de quadros (*frames*) pelo tempo de aquisição essa qualidade pode dobrar seu valor, isso pode garantir um percentual menor de ruído na imagem, o que não aconteceria com a radiografia computadorizada que está limitada apenas a uma aquisição e leitura por cada *Image Plate*.

Baseado nos resultados obtidos, pode-se concluir que a radiografia digital, utilizando o método digital direto, com os equipamentos avaliados, atende perfeitamente as exigências mais rigorosas de gasodutos e oleodutos, tendo em mente que para a radiografia digital direta temos que usar o artifício da compensação para garantir aprovação no requisito BSR. As exigências das normas ISO/DIS 10893-7 que são utilizadas neste segmento de produto foram perfeitamente atendidas.

No que se diz respeito ao meio ambiente, as técnicas radiográficas computadorizadas e digital direta ganham grande destaque pelo fato de não gerar resíduos químicos, contribuindo para uma melhor qualidade de trabalho dos profissionais envolvidos.

5.1 – SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Estudar outras espessuras e gerar imagens com a técnicas PDVD.
- Analisar o potencial do equipamento digital direto com simulações reais de trabalho com tubos em gasodutos e oleodutos.
- Viabilizar parâmetros de aquisição radiográfica para Detectores Digitais com espessuras e materiais variados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGFA – GEVAERT GROUP, “**Industrial Radiography**”, Ed. Birman, 1981.
- A NIOSH SCIENTIFIC WORKSHOP, “**Application of the ILO International Classification of Radiographs of Pneumoconioses to Digital Chest Radiographic Images**”, Washington DC, USA, March 12-13, 2008.
- ANDREUCCI, R., “**A Radiologia Industrial**”, ed. Março/2010 – disponível em: http://www.abende.org.br/down2/radiologia_ind.pdf. Acesso em: 20 Nov. 2011, 14:30:30.
- ASAHINA, H., “**Selenium-Based Flat Panel X-ray Detector for Digital Fluoroscopy and Radiography**”, Toshiba Medical Systems Research & Development – Center, Tochigi, Japan, 2001.
- ASME BPVC – Section V, 2007, **Nondestructive Examination, Article 2 – Radiographic Examination; Three Park Avenue**, July, New York, NY.
- ASTM E 1815, (2008) **American Society for Testing and Materials, Standard test method for classification of film systems for industrial Radiography**. West Conshohocken, USA.
- ASTM E 2002, (2003) **American Society for Testing and Materials, , Standard Practice for Determining Total Image Unsharpness in Radiology**, USA, 19428-2959 June.
- ASTM E 2445, (2005) **American Society for Testing and Materials, , Standard Practice for Qualification and Long-Term Stability of Computed Radiology Systems**, West Conshohocken, USA.
- ASTM E 2446, (2005) **American Society for Testing and Materials, , Standard Practice for Classification of Computed Radiology Systems**, USA, West Conshohocken.

ASTM E 2597 (2008) **American Society for Testing and Materials**, , **Standard Practice for Manufacturing Characterization of Digital Detector Arrays**, West Conshohocken, USA.

ABEND (2005), **“Curso de inspetor de fabricação – Modulo de Ensaio Não Destrutivos”**, Associação Brasileira De Ensaio Não Destrutivos E Inspeção. São Paulo, SP, Brasil.

BARBOSA, A. L. N., **“Desenvolvimento de uma tela cintiladora nacional conversora de nêutrons”**, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BAVENDIEK K., **“Flat Panel Detector Calibration for a high SNR”**. The NDT Database & Journal, ISSN: 1435-4934, European Conference of NDT, Berlin, Germany, 2005.

BAM (2007) User Manual For the measuring program Isee!, Verson 10.2, 2007; Disponível em: <http://www.kb.bam.de/~alex/ic.html>, Acesso em: 10 Mai. 2010, 14:30:30.

CHABBAL, J.; MARC, A.; PEYRET, O., *et. al.*, **“Flat Panel X-Ray Detector”**, France, 17-21 Jun. 2002.

DOMANUS, J. C., **“Practical Nêutron Radiographhy”**, 1ª ed, Commsission of the European Communitie, Kluwer Academic Publishers, 1992.

DURR NDT, **“HD-Cr 35 Ndt Data Sheet”**, Disponível em: http://www.duerr-ndt.de/ pdfs/HD-CR_35_NDT_GB.pdf . Acesso em: 02 Jan. 2011, 13:20:00.

EN 14784-1 (2005) European Standard – **Non-destructive testing. Industrial computed radiography with storage phosphor imaging plates – Part 1: Classification of systems**, Bruxelas.

EWERT, U., ZSCHERPEL, U., BAVENDIEK, K., *et. al.*, **“Replacement of Film Radiography by Digital Techniques and Enhancement of Image Quality”**, NDE 2005, National Seminar of Indian Society for NDT Proceedings, Decembre 2 – 4, Kalkutta, Índia, 2005.

FUJITA, H., UEDA, K., MORISHITA, J., FUJIKAWA, T., OHTSUKA, A. AND SAI, T., *et. al.*, “**Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors**” *Medical Physics*, vol. 16, pp. 52–59, 1989.

GONZALEZ R., WOODS R., “**Digital Image Processing**”, Second Edition”, Prentice Hall, New Jersey, USA, 2002.

HEMBREE, G. W; HARDY R., (2005) (American Society of Mechanical Engineering) Boiler & Pressure Vessel Code Acceptance of Imaging Plate (non film) Radiography as an Alternative to Film Radiography, In: **DIGITAL IMAGING VIII.**, 2005, Mashantucket. Anais. Mashantucket: The American Society for Nondestructive Testing Inc, p. 7-9.

ISO 11699-1 (2008), International Organization For Standardization, **Non-destructive testing – Radiografiphic Film – Part 1: Minimum requirements**, Genebra, Switzerland.

ISO 14096-2 (2005), International Organization For Standardization, **Non-destructive testing – Qualification of radiographic film digitization systems – Part 2: Minimum requirements**, Genera, Switzerland.

ISO 19232-1 (2004), International Organization For Standardization, **Non-Destructive Testing – Image quality of radiographs – Part 1: Image quality indicators (wire type) – Determination of image quality value**, Genera, Switzerland.

IEC 62220-1 (2003), Characteristics of Digital X-Ray Imaging Device – Part 1: **Determination of the Detective Quantum Efficiency – International Standard**, 5 ed. Genera, Switzerland.

KASAP, S.O., ZAHANGIR KABIR, M., ROWLANDS J.A.,*et. al.* ”**Recent advances in X-ray photoconductors for direct conversion X-ray image detectors**”, 6 288–292, 2006.

KINNO, A., ATSUTA, M., TANAKA, M., *et al.* “**Development of a large area direct conversion X-ray image detector**”. IDW – 1998.

KIM H. J., HO KIM, K., GYUSEONG CHO, JOONHOO CHOI, *et. al.*, Construction and characterization of an amorphous silicon flat-panel detector based on ion-shower.

“**Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**”, A 505, pág. 155–158, 2003.

KODAK (1980), “**Radiography in Modern industry**”, Forth Edition, Eastman Kodak Company, New York.

KNOLL, G. F., “**Radiation Detection and Measurement**”, 3 ed., New York, Willey, 2000.

MOY, J.-P., “**Recent developments in X-ray imaging detectors**”, Trixell, 38430 Moirans, France, 2000.

MOREIRA, E. V., 2010, “**Determinação da qualidade da radiografia digital aplicada às soldas de gasodutos e oleodutos terrestres e marítimos**”, Tese de D.Sc., Guaratinguetá, SP, Brasil.

MOREIRA, E. V., 2007, “**Aplicação da radiografia digital utilizando detectores planos para inspeção de soldas de gasodutos e oleodutos**”, Dissertação de M.Sc., Universidade de Taubaté, Taubaté, SP, Brasil.

OLIVEIRA, D. F., 2010, “**Desenvolvimento de Sistema de Inspeção por Técnicas Radiográficas na Análise de Perda de Adesão em Dutos Compósitos**”, Tese de D.Sc., : UFRJ/COPPE, Rio de Janeiro, Brasil.

OLIVEIRA, D. F., 2007, “**Análise da radiografia computadorizada em condições de águas profundas**”, Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.

PEREIRA, R., “**Filmes e Processamento Radiográfico**”. ebah, Disponível em: www.ebah.com.br/content/ABAAABMB8QAJ/apostila-filme-processamento-radiografia# Acesso em: 10 de Out. 2011, 12:45:00.

PETROBRAS N-2821-B (2007), Ensaio não destrutivo – **Radiografia computadorizada em juntas soldadas**, Rio de Janeiro, Brasil.

RAAD, J. A., “**Radiografia Industrial**”, Técnica de Formação de Imagem, General Electric Company- GE IT, 2007.

SEIBERT, J. A., “**Physics of Computed Radiography**”, 41st Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine, Nashville, USA, July/1999.

VAN DER STELT P. F., Film imaging: “The uses of digital radiography in dental practice”, **The Journal of the American Dental Association**; Volume 136; pp. 1379-1387, 2005.

VARIAN SYSTEM, “**DDA Digital Imaging**”, Disponível em: http://www.varian.com/us/xray/products/digital_radiography/technology.html#xray-conversion-methods, Acesso em: 10 Jul. 2009, 15:30:30.