



ESTUDO SOBRE A DETECÇÃO DE ÁGUA E SUA QUANTIZAÇÃO ATRAVÉS
DAS TÉCNICAS DE FILME RADIOGRÁFICO, RC E DDA EM MATERIAIS
COMPOSTOS COM ESTRUTURA EM SANDUICHE

João Carlos Guimarães de Santana

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

Março de 2012

ESTUDO SOBRE A DETECÇÃO DE ÁGUA E SUA QUANTIZAÇÃO
ATRAVÉS DAS TÉCNICAS DE FILME RADIOGRÁFICO, RC E DDA EM
MATERIAIS COMPOSTOS COM ESTRUTURA EM SANDUICHE

João Carlos Guimarães de Santana

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. Marcelino José dos Anjos, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2012

Santana, João Carlos Guimarães de

Estudo Sobre A Detecção De Água E Sua Quantização Através Das Técnicas De Filme Radiográfico, RC E DDA Em Materiais Compostos Com Estrutura Em Sanduiche/ João Carlos Guimarães de Santana. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XVI, 125 p.: il.; 29,7cm.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 121 – 125.

1. Radiografia computadorizada. 2. Radiografia Industrial. 3. Material Composto. I. Lopes, Ricardo Tadeu. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro. COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

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

ESTUDO SOBRE A DETECÇÃO DE ÁGUA E SUA QUANTIZAÇÃO ATRAVÉS
DAS TÉCNICAS DE FILME RADIOGRÁFICO, RC E DDA EM MATERIAIS
COMPOSTOS COM ESTRUTURA EM SANDUICHE.

João Carlos Guimarães de Santana

Março/2012

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho tem como objetivo verificar a possibilidade de detecção e quantização de água acumulada no núcleo de painéis aeronáuticos feitos de material compostos com estrutura em sanduiche, através das técnicas de Radiografia Convencional, Radiografia Computadorizada (RC) e Radiografia Digital, com Matriz de Detectores Digitais (DDA) e conversão indireta. Foi construído um bloco padrão de material composto similar aos painéis aeronáuticos. Neste bloco padrão é colocada água destilada em oito grupos de sete células. Este padrão simula a situação na qual a água penetra por pequenas trincas de fadiga, descolamento ou delaminações, acumulando-se no interior do núcleo destes painéis, quando as aeronaves atravessam nuvens carregadas de umidade. As radiografias foram feitas com as três técnicas e observada a variação da densidade ótica e o nível de cinza. Em posse destes valores foram construídos tabelas e gráficos, com o intuito de elaborar cartas radiográficas, a fim de possibilitar uma melhor precisão nas inspeções realizadas nas aeronaves ou serem utilizados em laboratórios de pesquisa que estudam estes tipos de falha. Outro fator de relevância, foi que nas radiografias computadorizada e digital, apresentaram ótimas curvas, possibilitando a construção de cartas radiográficas bem precisas. Além de uma diminuição expressiva da exposição somada às outras vantagens que estas técnicas oferecem. Estes dois métodos são os mais indicados para utilização destes procedimentos. A radiografia digital se destacou pela maior redução do nível de exposição e maior nível da razão sinal ruído.

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

STUDY ABOUT THE DETECTION OF WATER AND ITS QUANTIZATION
THROUGH THE FILM TECHNIQUES, CR AND DDA IN COMPOSITE
MATERIALS WITH SANDWICH STRUCTURE

João Carlos Guimarães de Santana

March/2012

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

The objective of this study is to assess the possibility of detecting and quantifying the water accumulated in the core of aeronautical panels made of composite materials and with sandwich structure through Conventional Radiography, Computed Radiography (CR) and Digital Radiography with Digital Detector Array (DDA) and indirect conversion. A standard block was constructed with the same composite material used in aircraft panels. Distilled water was placed in eight groups of the standard panel. The standard simulates the situation, in which water penetrates the core through small cracks, detachment or delamination. Three radiographic techniques were employed observing the variation of optical density and gray level in relation to the level of water in the cells. These values were placed in tables and plotted aiming at constructing a radiographic. Such charts would enable a better precision in aircraft inspections or could be used in research laboratories to study failures. It should be enhanced that computed and digital radiographies presented optimum curves, enabling the construction of very precise radiographic charts, besides a significant reduction of exposure in addition to the other advantages of these techniques. Digital radiography presented the greatest reduction of exposure level and highest signal to noise ratio.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO 2	4
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1. RADIAÇÃO.	4
2.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE COM A MATÉRIA.	5
2.2.1. EFEITO FOTOELÉTRICO.	6
2.2.2. EFEITO COMPTON.	7
2.2.3. FORMAÇÃO DE PARES.	9
2.3. RAIOS X CARACTERÍSTICOS.	10
2.4. RADIAÇÃO DE FRENAMENTO (BREMSSTRAHLUNG).	11
2.5. ESPECTRO DE RAIOS X.	12
2.6. DESCOBERTA DOS RAIOS X.	13
2.7. DESCRIÇÃO DA METODOLOGIA DA UTILIZAÇÃO DO RAIOS X.	15
2.8. TUBO DE RAIOS X.	16
2.8.1. REFRIGERAÇÃO POR IRRADIAÇÃO.	17
2.8.2. REFRIGERAÇÃO POR CONVECÇÃO.	17
2.8.3. REFRIGERAÇÃO POR CIRCULAÇÃO FORÇADA DE ÁGUA.	18
2.9. VOLTAGEM DO TUBO DE RAIOS X.	18
2.10. CORRENTES NO TUBO DE RAIOS X.	21
2.11. MATERIAL QUE COMPÕE O ALVO.	22
2.12. FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA EM UMA PELÍCULA DE FILME.	23
2.13. CURVA CARACTERÍSTICA DOS FILMES RADIOGRÁFICOS.	25
2.14. DENSIDADE ÓTICA (DO).	26
2.14.1. VÉU DE BASE.	27
2.14.2. PATAMAR.	27
2.14.3. LATITUDE.	28
2.14.4. SENSIBILIDADE.	28
2.15. PROCESSAMENTO DO FILME RADIOGRÁFICO.	28
2.15.1. PROCESSAMENTO MANUAL.	29
2.15.2. REVELADOR.	29

2.15.3. LAVAGEM INTERMEDIÁRIA.	30
2.15.4. FIXADOR.	30
2.15.5. LAVAGEM FINAL.	30
2.15.6. SECAGEM.	31
2.15.7. PROCESSAMENTO AUTOMÁTICO.	31
2.15.8. DIGITALIZAÇÃO DE UM FILME RADIOGRÁFICO.	32
2.16. RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA (RC) TAMBÉM CHAMADO DE <i>IMAGE PLATE</i> E RADIOGRAFIA DIGITAL DENOMINADO MATRIZ DE DETECTOR DIGITAL (DDA) OU <i>FLAT PANEL DETECTOR</i> .	33
2.17. A HISTÓRIA DA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.	34
2.18. RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA (RC ou <i>IMAGE PLATE</i>).	35
2.19. TIPOS DE TELA DE FÓSFORO.	36
2.20. FUNCIONAMENTO DAS PLACAS DE FÓSFORO.	37
2.21. OPERAÇÃO DO FÓSFORO CONVENCIONAL E FOTOESTIMULÁVEL.	39
2.22. ESTRUTURA DA PLACA DE FÓSFORO FOTO-ESTIMULÁVEL.	42
2.23. <i>IMAGE PLATE</i> (IP).	43
2.24. EFICIÊNCIA DE ABSORÇÃO DE RAIOS X NA PLACA DE FÓSFORO.	44
2.25. CURVA DE SENSIBILIDADE.	45
2.26. PROCESSOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS DE UM RC.	46
2.27. LASER DE VARREDURA.	47
2.28. GUIA COLETOR DE LUZ - DETECÇÃO DA LUMINESCÊNCIA FOTO-ESTIMULADA (PSL).	48
2.29. PROCESSAMENTO DO SINAL.	50
2.30. LEITURA DA PLACA DE FÓSFORO.	52
2.31. DETECÇÃO E CONVERSÃO DO SINAL FOTO-ESTIMULADO.	54
2.32. DIGITALIZAÇÃO DO SINAL FOTO-ESTIMULADO.	56
2.33. MATRIZ DE DETECTORES DIGITAIS (<i>DIGITAL DETECTOR ARRAY</i> - DDA).	57
2.34. HISTÓRIA DO DESENVOLVIMENTO DOS DDA's (<i>FLAT PANEL</i>).	57

2.35. INTRODUÇÃO AO FLAT PANEL (DETECTOR DE RAIOS X POR IMAGEM DIGITAL).	59
2.36. RECENTES DESENVOLVIMENTOS DOS FOTOCONDUTORES.	61
2.37. ESTABILIDADE DO SELÊNIO AMORFO.	62
2.38. UM FOTOCONDUTOR DE BOA QUALIDADE.	65
2.39. DETECTORES DE CONVERSÃO INDIRETA.	67
2.40. CONSTRUÇÃO DO <i>FLAT PANEL DETECTOR</i> (FPD).	67
2.41. FÓSFORO CINTILADOR.	69
2.42. CALIBRAÇÃO.	71
2.43. PARÂMETROS DE QUALIDADE INERENTE AO <i>FLAT PANEL</i> .	72
2.44. IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL.	73
2.45. QUALIDADE DA IMAGEM.	73
2.45.1. RESOLUÇÃO ESPACIAL.	73
2.45.2. RESOLUÇÃO EM CONTRATE.	74
2.45.3. CONTRASTE DO SUJEITO.	74
2.45.4. CONTRASTE DA IMAGEM.	75
2.46. OUTROS FATORES QUE AFETAM O CONTRASTE.	76
2.46.1. RADIAÇÃO ESPALHADA.	76
2.46.2. ENERGIA DO FEIXE DE RADIAÇÃO.	78
2.47. RUÍDO.	78
2.47.1. ALGUNS TIPOS DE RUÍDO.	79
2.47.1.1. RUÍDO DE QUANTA NOS RAIOS X.	79
2.47.1.2. RUÍDO DE QUANTIZAÇÃO.	79
2.47.1.3. RUÍDO ELETRÔNICO.	79
2.48. <i>RAZÃO SINAL RUÍDO</i> (SNR).	80
2.49. MATERIAIS COMPÓSITOS.	81
2.50. MATERIAL COMPOSTO COM ESTRUTURA EM SANDUÍCHE.	82
CAPITULO 3	84
MATERIAIS E MÉTODOS.	84
3.1. INSTRUMENTOS E MATERIAIS.	84
3.1.1. CORPO DE PROVA.	84
3.1.2. EQUIPAMENTO DE RAIOS X.	87
3.1.3. FILMES.	88

3.2 EQUIPAMENTOS USADOS NA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA	89
3.2.1 ESTAÇÃO DE TRABALHO.	89
3.2.2 ESCÂNER LEITOR DE IP.	90
3.2.3 <i>IMAGE PLATE</i> (IP).	91
3.2.4 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NOS ENSAIOS DE RADIOGRAFIAS DIGITAIS (<i>FLAT PANEL DETECTOR</i> - FPD).	92
3.2.4 INDICADORES DE QUALIDADE DE IMAGEM (IQI).	93
3.2.6 PROGRAMAS PARA PROCESSAMENTO DE IMAGEM.	95
3.3 ENSAIOS RADIOGRÁFICOS.	96
3.3.1RADIOGRAFIA CONVENCIONAL.	96
3.3.2RADIOGRAFIAS COMPUTADORIZADA. <i>UTILIZANDO IMAGE PLATE</i> (IP).	97
3.3.3 RADIOGRAFIAS UTILIZANDO <i>FLAT PANEL DETECTOR</i> (FPD) OU MATRIZ DE DETETOR DIRETO (DDA).	98
3.4EXPERIMENTO.	99
3.5RELAÇÃO SINAL RUÍDO NORMALIZADO.	100
3.6RESOLUÇÃO BÁSICA ESPACIAL.	101
CAPÍTULO 4	103
RESULTADOS	103
4.1.RESULTADOS OBTIDOS COM AS RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS.	103
4.2.RESULTADOS OBTIDOS COM A RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.	109
4.3.RESULTADOS OBTIDOS COM A RADIOGRAFIA DIGITAL, <i>FLAT PANEL DETECTOR</i> (FPD).	112
CAPÍTULO 5	118
CONCLUSÃO	118
5.1 CONCLUSÕES	118
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	121

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 – porcentagem de materiais usados no <i>Boeing 787 Dreamliner</i> .	1
Figura 1.2 – Partes de uma estrutura de material composto com estrutura em sanduíche.	2
Figura 2.1 – Espectro eletromagnético ilustrando a relação entre comprimentos de onda e frequência.	4
Figura 2.2 – Esquema gráfico do efeito fotoelétrico em um átomo.	6
Figura 2.3 - Esquema gráfico do espalhamento <i>Compton</i> .	8
Figura 2.4 – Representação gráfica da formação de pares.	9
Figura 2.5 – Gráfico da probabilidade de ocorrência dos efeitos, foto-elétrico, Compton e formação de pares.	10
Figura 2.6 – Espectro de uma radiação contínua.	12
Figura 2.7 - Gráfico do espectro de emissão contínua com os picos característicos.	13
Figura 2.8 – tubo de raios catódicos (Tubo de <i>Crookes</i>).	14
Figura 2.9 – Esquema simplificado do tubo de raios X, evidenciando a imagem de uma ampola de vidro.	16
Figura 2.10 – No topo esquema de um circuito de meia onda, abaixo gráficos da o voltagem, da corrente do tubo e na linha pontilhada a eficiência da produção de raios X.	19
Figura 2.11 - No topo esquema de um circuito de onda completa, abaixo gráfico da voltagem, de corrente do tubo e na linha pontilhada eficiência da produção de raios X.	21
Figura 2.12 – No gráfico pode-se observar a influência da voltagem do tubo e a corrente do filamento sobre o fluxo de elétrons de um equipamento de raios X <i>Machlett Dynamax</i> com anodo rotativo. Ponto focal de 1 mm e voltagem retificada com onda completa.	22
Figura 2.13 – Estrutura de um filme radiográfico.	25
Figura 2.14 - Curva característica de dois tipos de filme radiográfico.	26
Figura 2.15 – Sistema de transporte do filme por rolos, através de diversos tanques.	32
Figura 2.16 – Escâner digitalizador de filme radiográficos GE FS50.	33

Figura 2.17 – Esquema cronológico do desenvolvimento da radiografia computadorizada.	34
Figura 2.18 – Sistema de leitura e processamento da radiografia computadorizada.	35
Figura 2.19 - Em (a) representação da estrutura molecular do cristal BaFBr e em (b) grão de fósforo contidos no <i>Image Plate</i> .	37
Figura 2.20 – Espectro típico de um fotoestímulo do BaFBr:Eu ²⁺ . A linha vermelha corresponde aos F centros baseados 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.	38
Figura 2.21 – Esquema simplificado das camadas que compõe a tela de <i>image plate</i> .	42
Figura 2.22 - Gráfico de absorção em função de energia do raios-X.	45
Figura 2.23 - Comparação da curva de sensibilidade entre o filme convencional e a placa de fósforo.	46
Figura 2.24 - Componentes de um leitor de ponto móvel.	48
Figura 2.25 - Guia coletor de luz.	49
Figura 2.26 - Detalhes do sistema de captura de luz. Em (a) tem-se a operação normal. Em (b) a estrutura do IP e um exemplo prático dos sinais de IL e IPSL. Em (c) tem-se a geração de <i>flare</i> . Em (d) a geração de <i>halation</i> .	49
Figura 2.27 - Em (a) tem-se os principais componentes eletrônicos depois da fotomultiplicadora e em (b) tem-se um exemplo do sinal de saída dos mesmos.	50
Figura 2.28 - Diagrama de contagem quântica para diferentes sistemas radiográficos, escâner de ponto móvel para RC, escâner de linha para RC e <i>Flat Panel</i> para DDA.	52
Figura 2.29 - Direções de varredura do laser e da placa de fósforo.	53
Figura 2.30 - Esquema de leitura de uma placa de fósforo em um equipamento com espelhos parabólicos.	54
Figura 2.31 – Elementos básicos de uma fotomultiplicadora.	55
Figura 2.32 - Relação entre combinações de bytes e tons de cinza.	56
Figura 2.33 - raios-X frontal vascular demonstrando a anatomia do ducto arterioso em paciente com cardiopatia complexa.	58

Figura 2.34 - Imagem de um DDA (<i>Flat Panel</i>) com detectores de conversão direta para imagens dinâmicas.	59
Figura 2.35 - Esquema simplificado de uma seção de corte de dois <i>pixels</i> de um conversor direto em um detector de <i>Flat Panel</i> .	60
Figura 2.36 Circuitos TFT e AMA usado em detectores de raios X com sistema de leitura eletrônico.	64
Figura 2.37 – Esboço da configuração de um segmento de alguns <i>pixels</i> do <i>Flat Panel detector</i> .	68
Figura 2.38 – Estrutura de um simples <i>pixel</i> e o seu circuito.	69
Figura 2.39 – Cristais de iodeto de cério (CsI) com formatos de tubos.	70
Figura 2.40 – Cristais de Gd_2O_2S com formato granular.	71
Figura 2.41 – Área ativa de um <i>pixel</i> de conversão indireta.	72
Figura 2.42 - Estágios de formação do contraste da imagem.	75
Figura 2.43 - Contraste obtido sem e com radiação espalhada.	76
Figura 2.44 - Comportamento do contraste da imagem em função da radiação.	77
Figura 2.45 - Escala de degraus de tecido adiposo com cilindro de alumínio inserido.	78
Figura 2.46 - Contribuição de ruído durante todo o processo de obtenção da radiografia [35].	80
Figura 2.47 – Esquema de um painel-sanduíche de colmeia.	83
Figura 3.1 – Corpo de prova sem a face superior.	85
Figura 3.2 – Em a) tem um esboço de topo do corpo de prova, em b) um esboço de perfil, em c) uma foto do corpo de prova e em d) uma radiografia do corpo de prova com água.	86
Figura 3.3 – Imagem (a) tubo YXLON modelo Y.TU 160 D05.e (b) equipamento ANDREX modelo 2041.	88
Figura 3.4 – Gráfico da relação corrente-tensão do equipamento.	88
Figura 3.5 – Estação de trabalho com monitor de alta resolução.	90
Figura 3.6 – Escâner CR TOWER da AGFA/GE.	90
Figura 3.7 – Cassetes utilizados para leitura do <i>Image Plate</i> (IP).	91
Figura 3.8 – Cassete flexível sem chumbo utilizado no ensaio.	91
Figura 3.9 – Cassete carregado com <i>Image Plate</i> .	92

Figura 3.10 – <i>Flat Panel detector</i> (FPD) modelo DXR250V fabricado pela GE.	93
Figura 3.11 – Estrutura de um IQI de fio duplo e sua foto.	94
Figura 3.12 – Acima o perfil de linha de um IQI de fio duplo e abaixo a diferença de 20% entre o valor máximo e mínimo da intensidade entre dois fios.	95
Figura 3.13 – Arranjo montado para a realização das radiografias.	97
Figura 3.14 – Esta figura mostra o programa ISee sendo usado para obter os valores de cinza das células de uma radiografia com o <i>Image Plate</i> .	99
Figura 3.15 - Programa <i>ISee</i> utilizado para análise estatística.	101
Figura 3.16 – Configuração da imagem obtida de um par de fios.	101
Figura 3.17 – Utilização do programa ISee para detectar o primeiro par de fios não resolvido.	102
Figura 4.1 – Posicionamento das células com água no corpo de prova.	103
Figura 4.2 – Carta radiográfica para as tensões de 30 kV, 40 kV e 50 kV com o filme D4 e os parâmetros de 4,0 mA_4,5 min.	107
Figura 4.3 – Carta radiográfica para as tensões de 30 kV, 40 kV e 50 kV com o filme D4 e os parâmetros de 4,0 mA_4,5 min.	108
Figura 4.4 – Carta radiográfica para as tensões de 30 kV, 40 kV e 50 kV com o <i>image plate</i> .	112
Figura 4.5 – Carta radiográfica com as tensões de 40 kV e 45 kV com <i>Flat Panel</i> .	116
Figura 4.6 – Carta radiográfica com tensões de 50 kV e 60 kV com <i>Flat Panel</i> .	117

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Propriedades físicas de um fósforo convencional e um foto-estimulado [24].	40
Tabela 3.1 – Níveis de água depositada em cada conjunto de sete células.	86
Tabela 3.2 – Características do tubo de raios X.	87
Tabela 3.3 Qualidade de imagem e classes de sistema de filmes [38].	89
Tabela 3.4 – Dimensões do IQI de fio duplo	94
Tabela 3.5 – Técnica para aquisição das imagens radiográficas por radiografia computadorizada (<i>Image Plate</i>).	98
Tabela 3.6 – Técnica de aquisição de imagens das radiografias digitais (<i>Flat Panel</i>).	99
Tabela 4.1 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D4 e os parâmetros de 30 kV_4,0 mA_4,5 min.	104
Tabela 4.2– Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D4 e os parâmetros de 40 kV_4,0 mA_4,5 min.	104
Tabela 4.3 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D4 e os parâmetros de 50 kV_4,0 mA_4,5 min.	105
Tabela 4.4 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D7 e os parâmetros de 30 kV_4,0 mA_4,5 min.	105
Tabela 4.5 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D7 e os parâmetros de 40 kV_4,0 mA_4,5 min.	106
Tabela 4.6 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D7 e os parâmetros de 50 kV_4,0 mA_4,5 min.	106
Tabela 4.7 – Coeficiente angular da curva de tendência do gráfico densidade ótica e nível de água.	107
Tabela 4.8 – Valores de níveis de cinza da radiografia computadorizada. Com os seguintes parâmetros 30 kV_ 4 mA_180 s.	109
Tabela 4.9 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (IP) com os parâmetros 30 kV_4 mA_180 s.	110
Tabela 4.10 – Valores de níveis de cinza da radiografia computadorizada. Com os parâmetros 40 kV_4 mA_60 s.	110

Tabela 4.11 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (IP) com os parâmetros 40 kV_4 mA_60 s.	110
Tabela 4.12 – Valores de níveis de cinza da radiografia computadorizada (IP).com os parâmetros 50 kV_4 mA_20 s.	111
Tabela 4.13 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (IP) com os parâmetros 50 kV_ 4 mA_20 s.	111
Tabela 4.14 – Valores dos níveis de cinza das radiografias utilizando <i>Flat Panel</i> detector e os parâmetros, 40 kV_2 mA_30 s_5 frames.	113
Tabela 4.15 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (FP) com os parâmetros 40 kV_ 2 mA_30 s_5 frames.	113
Tabela 4.16 – Valores dos níveis de cinza das radiografias utilizando <i>Flat Panel</i> . 45 kV_2 mA_20 s_5 frames.	113
Tabela 4.17 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (FP) com os parâmetros 45 kV_ 2 mA_20 s_5 frames.	114
Tabela 4.18 – Valores dos níveis de cinza das radiografias utilizando <i>Flat Panel</i> , 50 kV_1 mA_20 s_5 frames.	114
Tabela 4.19 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (FP) com os parâmetros 50 kV_ 1 mA_20 s_5 frames.	114
Tabela 4.20 – Valores dos níveis de cinza das radiografias utilizando <i>Flat Panel</i> . 60 kV_1 mA_10 s_5 frames.	115
Tabela 4.21 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (FP) com os parâmetros 60 kV_ 1 mA_10 s_5 frames.	115

LISTA DE SÍMBOLOS

BSR	<i>Basic Spatial Resolution</i> – Resolução Espacial Básica.
END	Ensaio Não-Destrutivo.
IP	<i>Image Plate</i> .
IQI	Indicador de Qualidade de Imagem.
PMT	<i>Photomultiplier</i> – Fotomultiplicadora.
PSL	<i>Photoestimulable Luminescence</i> – Luminescência Fotoestimulada.
RC	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

Os materiais compostos à base de fibra de carbono estão sendo usados com maior frequência nas aeronaves modernas, em alguns casos, superando o alumínio que é um dos materiais mais utilizados nas aeronaves comerciais.

A construtora aeronáutica *Boeing*, lançou sua mais nova aeronave o *BOEING 787 Dreamliner*, construída com 50% de material composto, 20% de alumínio, 15% de titânio, 10% de aço e 5% de outros materiais, como pode ser visto na figura 1.1.

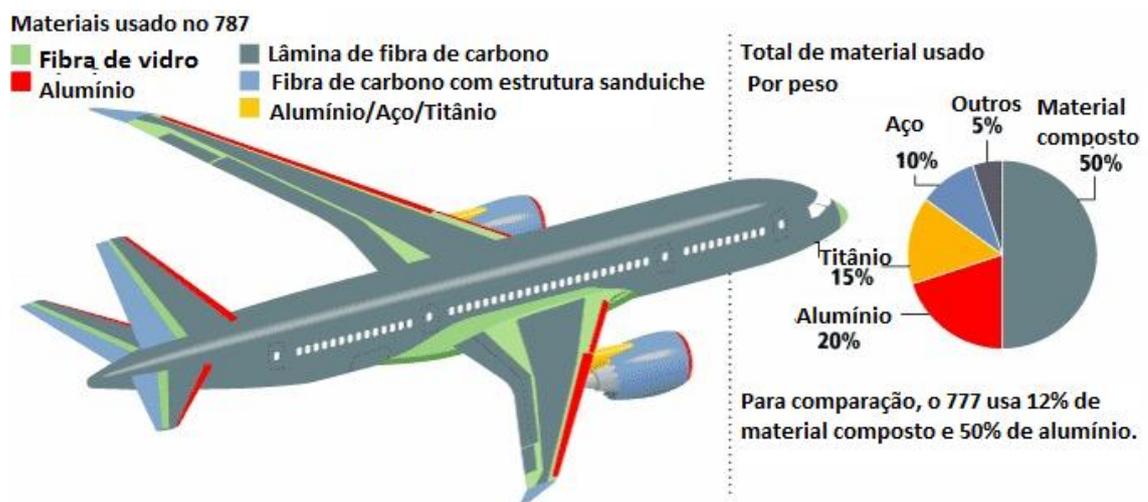


Figura 1.1 – porcentagem de materiais usados no *Boeing 787 Dreamliner*.

A construtora Airbus está lançando no mercado a aeronave A350XWB, com 53% de material composto. As principais vantagens dos materiais compostos para a indústria aeronáutica são sua leveza e resistência. Uma categoria especial de materiais compostos são os que têm núcleo de colmeia (*honeycomb*). Geralmente utilizados em alguns painéis da asa, no leme, nas carenagens dos motores, pisos, etc. São formados por dois

painéis de materiais compostos separados por um núcleo com aspecto de colmeia, formando um sanduíche. Um esboço desta configuração de materiais esta na figura 1.2.

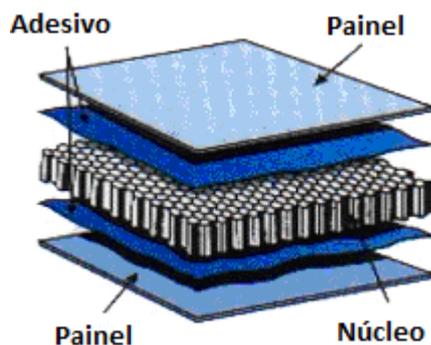


Figura 1.2 – Partes de uma estrutura de material composto com estrutura em sanduíche.

A decolagem e o pouso frequentes das aeronaves fazem com que estes materiais sejam submetidos a um estresse, dando origem a pequenas rachaduras ou descolamentos e possibilitando desta forma, a infiltração de água para o seu núcleo. Quando as aeronaves atravessam nuvens carregadas de umidade, a água infiltra pelas rachaduras ou descolamentos acumulam-se no interior das células das colmeias (núcleo). A temperatura externa das aeronaves modernas, quando entram em altitude de cruzeiro, ou seja, aproximadamente 11.000 metros, podendo chegar a 60°C negativos e a água depositada no núcleo desses materiais congela acarretando um aumento de volume que danifica o núcleo. Para a prevenção deste tipo de dano é necessário identificar a presença de água através de inspeções de *Ensaio Não-Destrutivo* (END). Sendo a radiografia uma das técnicas utilizada nestas inspeções.

As imagens radiográficas possibilitam obter informações adicionais, como a quantificação do nível de água depositada no interior do núcleo, através da densidade

ótica, no caso de filme radiográfico ou níveis de cinza na radiografia computadorizada e radiografia digital.

Este trabalho tem como objetivo, mostrar que a radiografia computadorizada e radiografia digital têm a capacidade de identificar a presença da água possibilitando traçar curvas características que relacionam níveis de cinza aos níveis de água, melhorando o diagnóstico nas inspeções através da quantização do volume de água.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. RADIAÇÃO.

Radiação é a propagação de energia através de ondas eletromagnéticas ou partículas corpusculares, que estão presentes em nosso dia a dia. O sol, por exemplo, emite energia radiante através do espaço, que é transmitida por meio de ondas eletromagnéticas, as quais somos expostos diariamente. As ondas eletromagnéticas são classificadas através da sua energia, frequência ou comprimento de onda, como se pode ver na figura 2.1. Define-se como radiações corpusculares, aquelas que possuem massa de repouso, como por exemplo, elétrons, prótons, nêutrons e íons, etc.

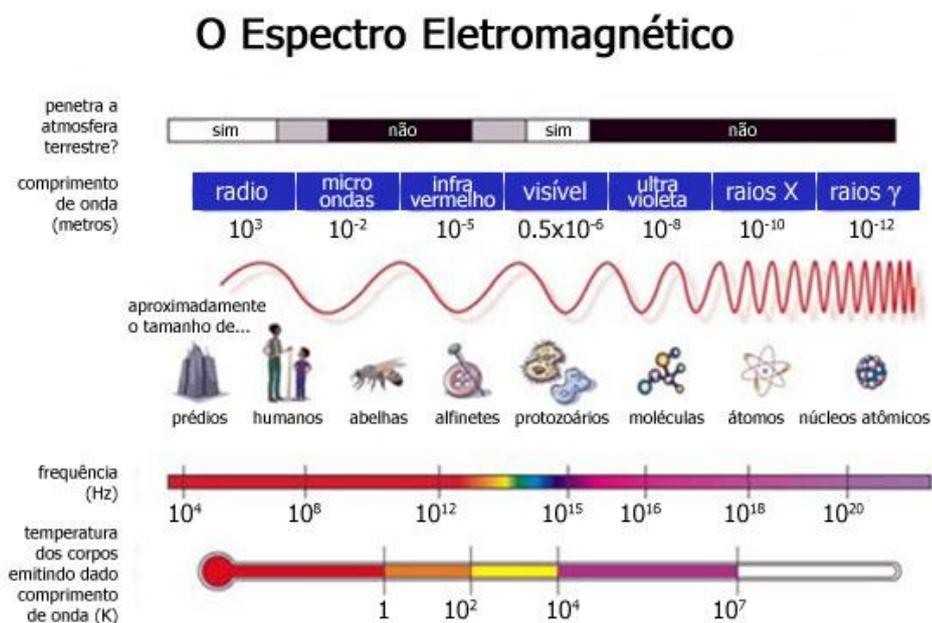


Figura 2.1 – Espectro eletromagnético ilustrando a relação entre comprimentos de onda e frequência [1].

2.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE COM A MATÉRIA.

As radiações ionizantes afetam a matéria por vários processos, um destes processos é transferindo energia para os materiais em que incide e os efeitos podem ocorrer isoladamente em alguns átomos ou no material como um todo. Nos materiais metálicos e cerâmicos, o efeito que predomina é a transferência da quantidade de movimento para os átomos da rede cristalina, fazendo com que estes átomos se desloquem, deixando espaços vazios que podem causar mudanças físicas no material.

Em alguns sólidos orgânicos, a radiação pode provocar excitação eletrônica. Alguns elétrons passam a ocupar níveis de energia mais elevados, mas após algum tempo estes voltam aos níveis de energia anteriores podendo emitir fótons.

A ionização é outro processo que ocorre na interação da radiação ionizante com a matéria. Os elétrons das camadas mais externas são removidos do átomo, transformando-o em um íon positivo, como estes elétrons estão envolvidos nas ligações químicas dos átomos e moléculas, a remoção de alguns destes das suas posições originais pode causar alterações nas ligações químicas e modificar a estrutura do material original. Outro fenômeno que observamos nas interações é a ativação do núcleo. Ao receber radiação com energia superior à energia de ligação dos nucleons, ocorrem reações nucleares que podem provocar fissão ou emissão de radiação.

Os raios X e raios gama são radiações eletromagnéticas sem carga elétrica e massa de repouso. Este tipo de radiação consegue percorrer grandes espessuras de um material antes de sofrer uma interação, enquanto que as partículas que possuem carga interagem logo que entram em contato com a matéria percorrendo pequenas distâncias. Os principais modos de interação das radiações eletromagnéticas com a matéria são: efeito fotoelétrico, efeito *Compton* e a formação de pares.

2.2.1.EFEITO FOTOELÉTRICO.

Este efeito caracteriza-se pela emissão de elétrons por um material, quando exposto a uma radiação eletromagnética acima de determinada frequência. Quando um fóton com energia superior ou igual à energia de ligação é fornecido ao elétron, este é liberado, como pode ser observado na figura 2.2. Havendo excesso de energia, esta será convertida em energia cinética no elétron liberado. No caso do efeito fotoelétrico, o fóton é absorvido completamente por um elétron, quando um fotoelétron é emitido, sua energia cinética (K) é dada pela equação 1.

$$K_{max} = h\nu - w \quad (1)$$

$$E = h\nu \quad (2)$$

Onde E é a energia do fóton incidente absorvido, w é o trabalho necessário para remover um elétron do átomo (energia de ligação).

Este trabalho está associado a necessidade de superar o campo atrativo entre o núcleo e os elétrons e a perda de energia cinética pelas colisões internas do elétron.

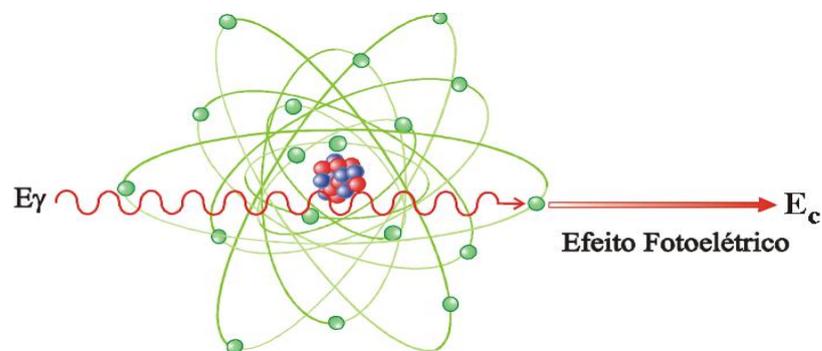


Figura 2.2 – Esquema gráfico do efeito fotoelétrico em um átomo [2].

Este modo de interação é predominante em fótons de baixa energia relativa combinado com materiais absorvedores de alto número atômico (Z). Não existe uma expressão analítica válida para a probabilidade de absorção fotoelétrica para todas as faixas de energias e números atômicos. Uma aproximação é mostrada na equação 3 [3].

$$\tau \cong C \frac{Z^n}{E^{3,5}} \quad (3)$$

Onde n varia entre 4 e 5 para uma região de interesse de energia de fóton. Essa forte dependência da probabilidade da absorção fotoelétrica com o número atômico é a principal razão para a predominância de materiais de alto Z em blindagens para fótons [3].

2.2.2.EFEITO COMPTON.

Este efeito foi observado por Arthur Holly Compton em 1923, assegurando-lhe o Prêmio Nobel de Física em 1927. A experiência foi embasada no espalhamento de um feixe de raios X de comprimento de onda λ sobre um alvo de grafite. Na figura 2.3 observa-se o espalhamento *Compton*. Este feixe de raios X (fótons) foi desviado da sua direção original e espalhado em várias direções transferindo parte de sua energia para os elétrons. Mediu-se a intensidade dos raios X espalhados em função de seu comprimento de onda em vários ângulos de espalhamento. O feixe incidente consistia de um único comprimento de onda λ e os raios X espalhados tinham diferentes comprimentos de ondas em determinados ângulos. Foram observados dois máximos, um com o comprimento de onda que correspondia ao feixe incidente λ e outro com comprimento maior λ' . A diferença entre eles foi denominada deslocamento *Compton* $\Delta\lambda = \lambda' - \lambda$,

variando conforme os ângulos dos raios X espalhados. A equação que relaciona a transferência de energia e o ângulo de espalhamento é a equação 4 [3].

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (4)$$

Onde m_0c^2 é a energia de repouso do elétron (0,511 Me V). Para pequenos ângulos de espalhamento θ , pouca energia é transferida. A probabilidade de espalhamento *Compton* por átomo do absorvedor depende do número de elétrons disponíveis, aumentando linearmente com Z [3].

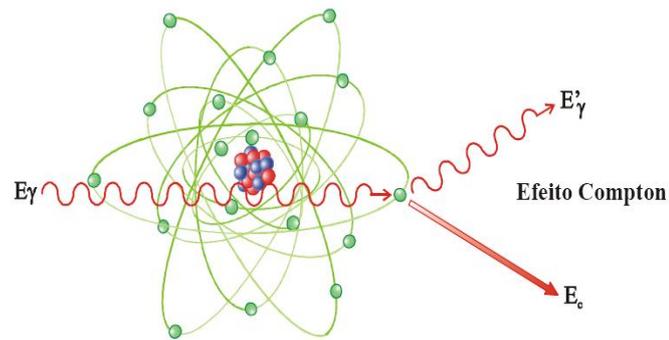


Figura 2.3- Esquema gráfico do espalhamento *Compton* [2].

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 5.

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = Zr_0^2 \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right)^2 \left(\frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right) \left(1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta)[1 + \alpha(1 - \cos\theta)]} \right) \quad (5)$$

Onde $\alpha \equiv h\nu/m_0c^2$ e r_0 é o raio básico do elétron.

2.2.3.FORMAÇÃO DE PARES.

Outra forma de absorção da radiação eletromagnética de alta energia pela matéria é a formação de pares, elétron-pósitron. Este efeito ocorre quando fótons de energia superior a 1,02 MeV passam perto de núcleos de elevado número atômico, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. O fóton transfere toda a sua energia $h\nu$ para a criação de um par elétron-pósitron com certa energia cinética. As duas partículas têm a mesma energia de repouso, porém o pósitron que tem carga positiva. A interação *coulombiana* com o núcleo causa uma maior aceleração do pósitron e uma desaceleração no elétron. Na figura 2.4 pode-se observar uma representação gráfica do efeito da formação de pares.

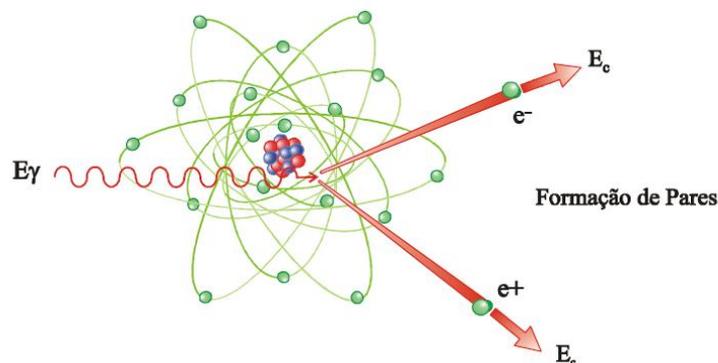


Figura 2.4 – Representação gráfica da formação de pares [2].

Não há uma faixa de energia exata em que cada interação descrita acima começa ou termina, sendo que, nas faixas de energia suficientemente baixas predomina o efeito fotoelétrico. Na medida que a energia do fóton aumenta o efeito fotoelétrico diminui e o efeito *Compton* passa a predominar. Acima da energia de alguns MeV, a produção de pares passa a ser a principal contribuição para a interação de fótons. A probabilidade de ocorrência de cada uma das interações pode ser observada na figura 2.5.

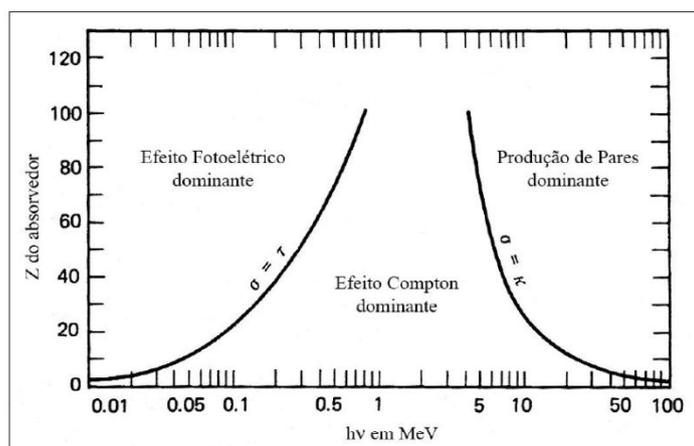


Figura 2.5 – Gráfico da probabilidade de ocorrência dos efeitos, foto-elétrico, Compton e formação de pares [3].

2.3. RAIOS X CARACTERÍSTICOS.

Quando um átomo de uma amostra é excitado, este tende a ejetar os elétrons dos níveis interiores dos átomos e como consequência, elétrons dos níveis mais externos realizam um salto quântico para preencher a vacância. Cada transição eletrônica constitui uma redução de energia para o elétron e esta energia é emitida na forma de fótons, com energia característica bem definida para cada elemento.

Para a produção de raios X característicos, os elétrons das camadas mais internas dos átomos, são retirados, por exemplo, os da camada K. Para isto a energia mínima deve ser superior à energia de ligação do elétron nesta camada, denominada energia de ligação eletrônica (E_k).

A energia de ligação também chamada de energia crítica de excitação representa a energia mínima necessária para ejetar elétrons de um átomo, deixando assim, o átomo

instável ou ionizado, condição necessária para iniciar o processo de emissão dos raios X característico.

O átomo ionizado torna-se instável e quase instantaneamente ocorre um processo de transição eletrônica para preencher as vacâncias deixadas pelos elétrons ejetados. Se um elétron de um nível K é ejetado, a vacância pode ser preenchida por elétrons dos níveis L ou M. Assim cada transição eletrônica constitui uma perda de energia para o átomo, resultando na emissão de um fóton de raios X, com energia igual a diferença entre os dois níveis de energia envolvidos e bem definidos para cada elemento.

Os raios X característicos emitidos por um elemento são denominados de $K\alpha$ e $K\beta$, devido às transições $L \rightarrow K$ e $M \rightarrow K$, respectivamente, e os raios X devido à transição $M \rightarrow L$ são denominados de $L\alpha$, etc. Os fótons de raios x emitidos a partir destas transições apresentam uma energia característica para cada elemento químico e formam o espectro característico de raios X. A energia dos fótons emitidos corresponde à diferença de energia entre os dois estados quânticos envolvidos.

O espectro característico é importante para trabalhos experimentais com átomos e cristais, constituindo valioso auxílio na identificação e dosagem de micro constituinte de materiais biológicos, estruturas metálicas, minérios, etc. [5]

2.4. RADIAÇÃO DE FRENAMENTO (BREMSSTRAHLUNG).

A radiação resultante da frenagem de elétrons energéticos por um alvo tem uma distribuição contínua de energia. Embora a intensidade de um feixe de raios X seja diferente para alvos de diferentes números atômicos, o formato do espectro contínuo para todos os alvos é similar. Na figura 2.6 pode-se observar uma representação gráfica de um espectro contínuo.

Quando elétrons rápidos atingem a superfície do alvo, são freados abruptamente pela interação com o forte campo *coulombiano* do núcleo e desviados de sua direção original de movimento. Sempre que um elétron sofre uma alteração abrupta em sua velocidade ou em sua direção (ou em ambas), irradia a energia correspondente sob a forma de radiação eletromagnética. Logo, esses raios emitidos podem ter qualquer energia, desde zero até um máximo, cujo valor será dado pela equação relativística da velocidade [5].

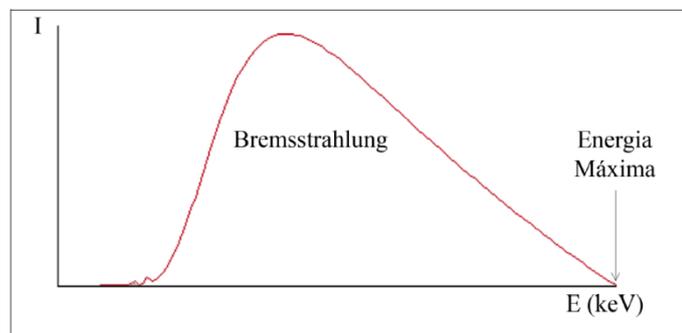


Figura 2.6 – Espectro de uma radiação contínua [30].

2.5. ESPECTRO DE RAIOS X.

O espectro de raios X emitido por um equipamento depende do material com que é feito o alvo, da potência e dos filtros utilizados. Podemos observar que na figura 2.7 o espectro de emissão de um equipamento de raios X com alvo de tungstênio submetido a um diferencial de Potencial de 100 kV, os dois picos de energia bem estreitos referentes

aos raios X característicos (linhas $K\alpha$ e $K\beta$) do material alvo. Pode-se ainda observar o espectro contínuo gerado pela radiação de frenamento, (*Bremsstrahlung*).

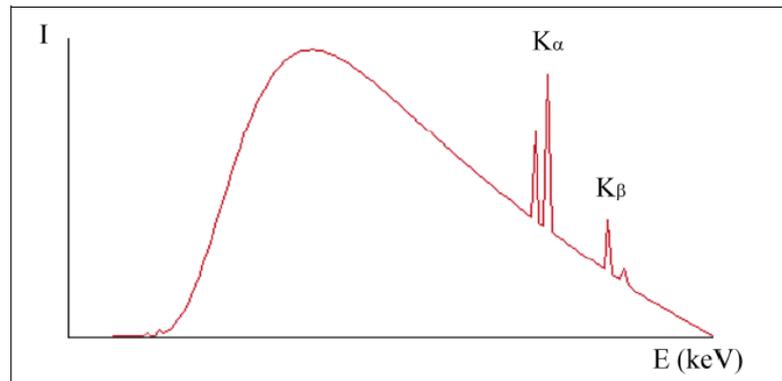


Figura 2.7 - Gráfico do espectro de emissão contínua com os picos característicos [4].

2.6. DESCOBERTA DOS RAIOS X.

Os Raios X foram descoberto em 8 de novembro de 1895 por *Wilhelm C. Rontgen*, um físico da universidade de *Wurzburg* na Alemanha. Chamou esta descoberta de raios X pelo motivo da natureza desconhecida desta radiação. Por este trabalho recebeu o primeiro prêmio Nobel de física em 1901.

Rontgen não foi o primeiro a conseguir uma imagem radiográfica. Em 1890 *Alexander Goodspeed* da Universidade da Pensilvânia, com o fotógrafo *William Jennings*, acidentalmente expuseram algumas chapas fotográficas aos raios X, mas só foram capazes de explicar as imagens das chapas após *Rontgen* anunciar sua descoberta. Os tubos de raios X produzem dois tipos de radiação ionizante: frenamento e característicos, através de elétrons acelerados a altas velocidades que interagem com um alvo. Quanto à forma física, os tubos de raios X têm mudado constantemente no último

século, mas o princípio de funcionamento continua o mesmo. Os primeiros estudos com raios X eram feitos com tubos de raios catódicos, onde elétrons eram liberados do gás residual no interior do tubo e acelerados em direção ao eletrodo positivo. Estes elétrons, ao interagirem com os componentes do tubo, produziam raios X. Veja a figura 2.8.

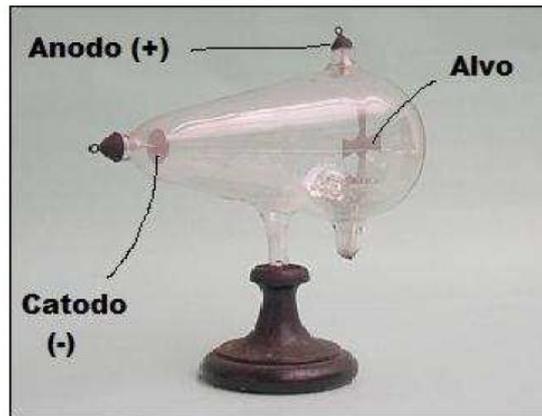


Figura 2.8 – Tubo de raios catódicos (Tubo de *Crookes*).

Os tubos de raios catódicos eram um método incerto e ineficiente para produzir raios X. Em 1913 *Coolidge, W. A.* inventou o tubo de raios X com filamento aquecido. Uma corrente elétrica passava pelo filamento liberando elétrons. Estes elétrons, ao serem repelidos pela carga negativa do filamento (catodo) e acelerado pela diferença de potencial em direção a um alvo (anodo). Raios X era produzido pela interação dos elétrons com o alvo. O tubo de *Coolidge* foi o protótipo para o tubo de raios X com catodo aquecido que é muito usado hoje em dia [6].

2.7. DESCRIÇÃO DA METODOLOGIA DE PRODUÇÃO DO RAIOS X.

A radiografia é um dos métodos utilizados nos ensaios não destrutivos. Eles investigam a sanidade dos materiais, sem contudo destruí-los ou introduzir qualquer alteração nas suas características. Pode ser aplicado em matéria prima, no controle de processos de fabricação e inspeção. O ensaio não destrutivo é ma das ferramentas mais importante para o controle da qualidade da indústria moderna.

O método que utiliza raios X baseia-se 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 pelas variações na composição do material, farão com que diferentes regiões de uma peça absorvam quantidades diferentes da radiação penetrante. Essa absorção diferenciada da radiação poderá ser detectada através de um filme ou um sistema de aquisição de imagens digitais. Essa variação na quantidade de radiação absorvida, detectada através de um meio, irá indicar, entre outras coisas, a existência de uma falha interna ou defeito no material. A radiografia é um método capaz de detectar com boa sensibilidade, diferenças de densidade dos materiais em planos perpendiculares ao feixe [7].

2.8. TUBO DE RAIOS X.

Os raios X são gerados em uma válvula ou ampola com vácuo parcial denominada tubo de *Coolidge*. Nestes tubos há duas partes distintas em seu interior, o anodo e o catodo, veja a figura 2.9. O catodo é ligado a um potencial negativo. É formado por um filamento que quando aquecido libera elétrons. Estes elétrons são acelerados em direção ao anodo que está ligado a um potencial positivo, criando um diferencial de tensão entre eles. Esta corrente de elétrons acelerados no seu interior é denominada de corrente do tubo.

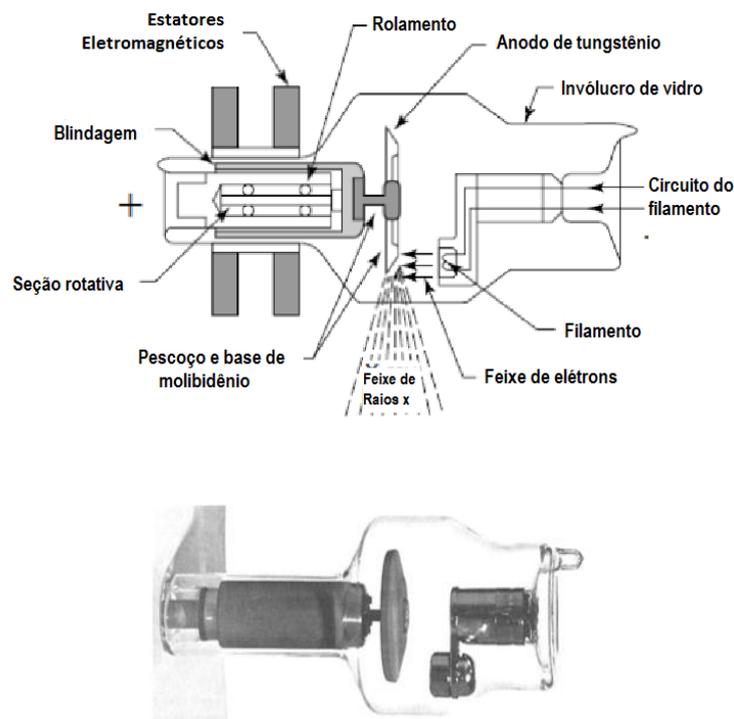


Figura 2.9 – Esquema simplificado do tubo de raios X, evidenciando a imagem de uma ampola de vidro [7].

Uma atenção especial deve ser dada ao alvo, contido no anodo. Sua superfície é atingida pelo fluxo eletrônico, proveniente do filamento e é denominado foco térmico. Quanto menor a superfície do alvo melhor para a qualidade da imagem gerada, mas a superfície tem que ter uma área suficiente grande para evitar um superaquecimento local, que poderia deteriorar o anodo. Define-se carga focal como sendo a carga em watts por milímetro quadrado na área focal.

O calor gerado na produção de raios X é considerável, e é necessária especial atenção aos sistemas e métodos para refrigerar o anodo. Esta refrigeração pode ser feita de diversas formas:

2.8.1.REFRIGERAÇÃO POR IRRADIAÇÃO.

Neste caso o bloco de tungstênio que compõe o alvo, aquece-se no processo, mas o calor é irradiado para a base do suporte diminuindo sua temperatura.

2.8.2.REFRIGERAÇÃO POR CONVECÇÃO.

O calor irradiado pelo anodo é transmitido ao prolongamento do alvo (cobre, por exemplo) que fica imerso em óleo ou gás e é refrigerado por convecção natural.

2.8.3.REFRIGERAÇÃO POR CIRCULAÇÃO FORÇADA DE ÁGUA.

A refrigeração descrita em (2.8.2) é limitada, principalmente se o aparelho for operado continuamente, ou exposto ao sol. Nestes casos a circulação de água por uma serpentina é eficaz, permitindo o uso do aparelho por longos períodos de tempo [7].

2.9. VOLTAGEM DO TUBO DE RAIOS X.

A intensidade de energia gerada pelo tubo de raios X é influenciada pela diferença de potencial (voltagem) entre o filamento e o alvo no tubo. As fontes de energia elétrica utilizadas pelos equipamentos radiográficos podem ser de corrente contínua ou alternada. No caso da corrente alternada, a energia pode ser transmitida com pouca perda por longas distâncias, pelo cabo de alta tensão que liga a caixa de controle e o tubo gerador. Os raios X são mais eficientes (se produz mais raios X por unidade de tempo) se a voltagem do alvo é sempre positiva e a voltagem entre o filamento e o alvo se mantém no seu máximo valor. Para atingir esta condição, alguns equipamentos de raios X convertem a corrente alternada em corrente contínua, num processo denominado retificação. A retificação pode ser feita pelo próprio tubo (tubos auto-retificados), neste caso a tensão alternada é aplicada diretamente no tubo. Quando o filamento estiver negativo e o alvo positivo, a corrente no tubo flui naturalmente. O filamento é aquecido criando uma nuvem de elétrons ao seu redor. Estes elétrons são repelidos pelo potencial negativo do filamento e atraídos pelo potencial positivo no alvo. Quando a polaridade muda, isto é, quando o filamento recebe uma polaridade positiva e o alvo negativo, a corrente não flui no tubo de raios X, pois em condições normais o alvo não é uma fonte eficiente de elétrons. Este tipo de retificação é denominado de auto-retificação. Há uma

necessidade de atenção especial com tubos que trabalham com este tipo de retificação, porque, no caso da aplicação de altas correntes alternadas, o alvo pode emitir elétrons da sua superfície quando aquecido e produzir um fluxo reverso de elétrons, podendo destruir o tubo de raios X.

A retificação também pode ser obtida através de um componente eletrônico chamado diodo. Os diodos são dispositivos que permitem o fluxo de correntes somente em uma direção. Um circuito contendo diodos produz a mesma forma de onda de um tubo auto-retificado é mostrado na figura 2.10. A retificação com diodos elimina a possibilidade de corrente reversa no tubo de raios X. Este tipo de retificação com diodos é denominado de meia-onda.

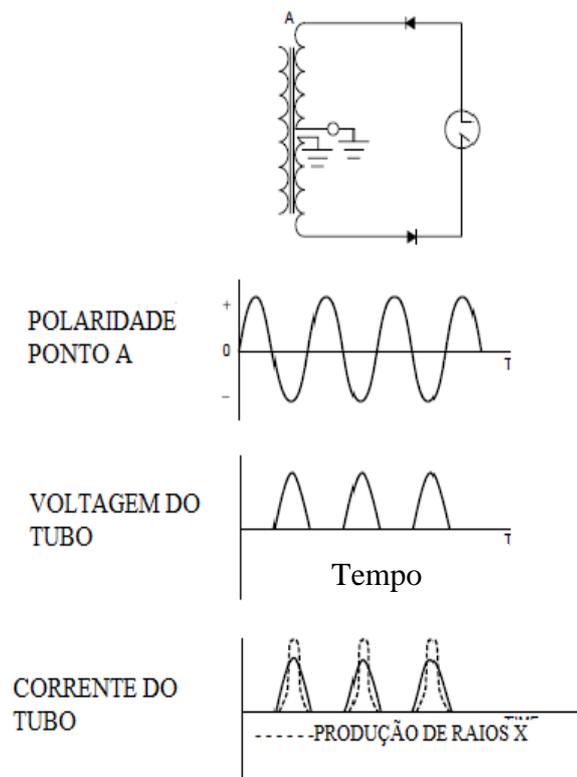


Figura 2.10 – No topo esquema de um circuito de meia onda, abaixo gráficos da voltagem, da corrente do tubo e na linha pontilhada a eficiência da produção de raios X

[6].

A eficiência da produção de raios X pode ser aumentada se a voltagem permanecer, maior parte do tempo, no seu nível mais alto. Este tipo de retificação é chamado de retificação de onda-completa. Pode-se obter este tipo de retificação com uma alimentação trifásica. O termo trifásico se refere ao fato no qual a voltagem de alimentação é fornecida por três linhas de alimentação com a mesma forma de onda, mas com os picos chegando ao seu máximo em tempos diferentes. Cada fase é retificada separadamente, de forma que, três ondas retificadas estejam disponíveis para o tubo de raios X em tempos diferentes. O efeito desta composição é que a voltagem do tubo sempre estará próxima do máximo. A retificação de onda-completa utiliza a configuração de diodos, denominada circuito ponte, como é mostrada na figura 2.11. Cada retificação de onda-completa produz dois picos positivo em cada ciclo, com três fases separadas na alimentação de corrente alternada, seis pulsos retificados são fornecidos durante cada ciclo, tornando a potência praticamente constante.

Modernos dispositivos de estado sólido são capazes de produzir voltagens com alta frequência, que depois de retificada produz uma voltagem constante no seu nível mais alto. Equipamentos de raios X que utilizam estes dispositivos são chamados de potencial constante [6].

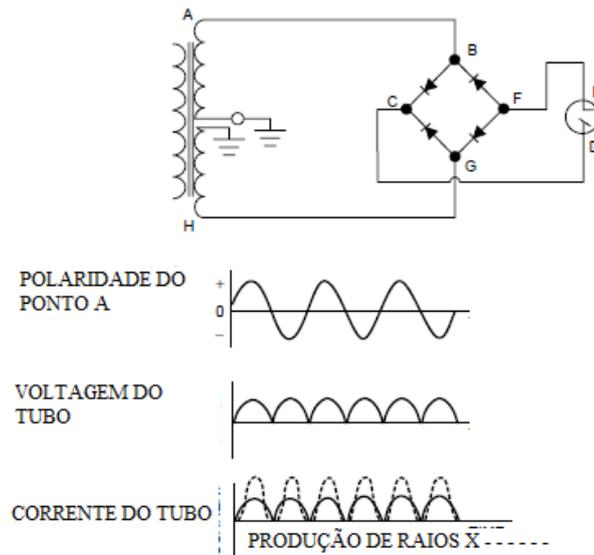


Figura 2.11 - No topo esquema de um circuito de onda completa, abaixo gráfico da voltagem, de corrente do tubo e na linha pontilhada eficiência da produção de raios X

[6].

2.10. CORRENTES NO TUBO DE RAIOS X.

Existem dois fluxos de correntes elétricas no tubo de raios X. Um, é o fluxo de corrente do filamento fluindo através de um filamento para aumentar a temperatura e liberar elétrons. O segundo fluxo de corrente elétrica, dá-se pela aceleração dos elétrons liberados pelo filamento em direção ao anodo, chamado de corrente do tubo. Estas duas corrente são separadas fisicamente, mas uma influência a outra.

Se a voltagem do tubo estiver baixa e aumentarmos a corrente de filamento, elétrons são liberados pelo filamento mais rápido que acelerados para o alvo (anodo). Uma nuvem de elétrons chamada de cargas espaciais se acumula em sua volta, se opondo a liberação adicional de elétrons. Enquanto que, uma baixa corrente do filamento causa uma saturação da corrente do tubo. Ainda que aumente a voltagem do tubo, a corrente deste não aumentara. Podemos observar este fenômeno na figura 2.12.

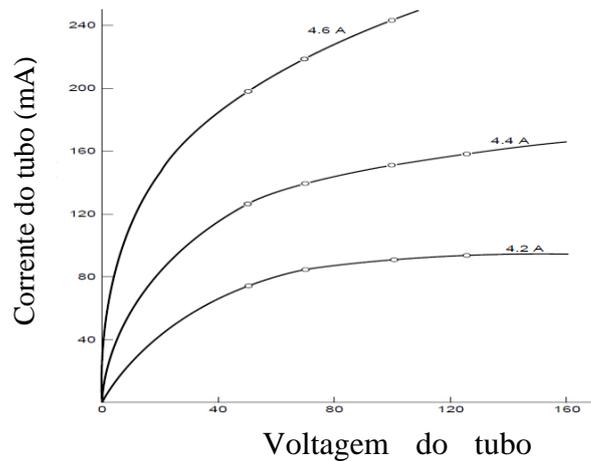


Figura 2.12 – No gráfico pode-se observar a influência da voltagem do tubo e a corrente do filamento sobre o fluxo de elétrons de um equipamento de raios X *Machlett Dynamax* com anodo rotativo. Ponto focal de 1 mm e voltagem retificada com onda completa [6].

2.11. MATERIAL QUE COMPÕE O ALVO.

O material do alvo de um equipamento de raios X afeta a eficiência de produção de raios X e a energia nos picos dos raios X característicos. Se os parâmetros como tensão, corrente e tempo são mantidos, os materiais dos alvos com maior número atômico irão produzir mais raios X por unidade de tempo pelo processo de frenamento.

A eficiência da produção de raios X é uma razão da energia desses raios produzidos pelo alvo, dividida pela energia depositada pelos elétrons que atingem o alvo. A razão com que os elétrons depositam energia no alvo é determinada pela equação 6

$$Eficiência = \frac{P_L}{P_d} = \frac{0.9 \times 10^{-9} ZV^2 I}{VI} \quad (6)$$

$$Eficiência = 0.9 \times 10^{-9} ZV \quad (7)$$

$$P_d = VI \quad (8)$$

Onde,

Pd – Potência depositada

V- Voltagem do tubo

I- Corrente do tubo em ampere.

A razão com que a energia é liberada como raios X é determinada pela equação:

$$P_L = 0.9 \times 10^{-9} ZV^2 I \quad (9)$$

Onde,

PL – Potência liberada

Z – Número atômico

A equação 7 mostra que a eficiência da produção de raios X cresce com o aumento do número atômico do alvo e voltagem do tubo. A produção de raios X é um processo muito ineficiente, mesmo para alvos com um alto número atômico. Para raios X que operam com voltagem convencional, menos que 1% da energia depositada no alvo emerge como raios X, o restante da energia se degrada na forma de calor [6].

2.12. FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA EM UMA PELÍCULA DE FILME.

A imagem é formada através de dois processos. O primeiro se dá pela interação da radiação que atravessa o objeto de interesse com a película de filme formando a imagem latente e o segundo pelo processamento químico que a película é submetida [8].

O filme de raios X é composto por uma emulsão em um lado (*single-emulsion film*) ou em ambos os lados (*double-emulsion film*), sobre uma base de

aproximadamente 0,2 mm de espessura. A base é composta de acetato de celulose ou uma resina de poliéster, resiste a temperaturas superiores a 100°C e interage muito pouco com os fótons incidentes. Para fixar a emulsão na base é utilizado um substrato que proporciona uma adesão compacta e homogênea. Os filmes com emulsão somente em um dos lados são menos sensíveis à radiação, frequentemente usados na área médica. Veja figura 2.13 [8].

A emulsão é a camada ativa do filme, composta por elementos fotossensíveis, montados sobre uma matriz gelatinosa formando uma rede cristalina de brometo de prata ($\text{Br}^- + \text{Ag}^+$) a 90%, iodeto de prata ($\text{I}^- + \text{Ag}^+$) a 8% e impurezas de sulfetos (S^+) a 2%. Estes cristais são distribuídos sobre um composto gelatinoso de natureza orgânica de forma homogênea, sobre toda a superfície da base. Quimicamente os cristais são compostos por fracas ligações iônicas. No processo de formação da imagem latente, a radiação resultante da interação da radiação com o objeto de interesse irá interagir com o cristal provocando um número de quebras de ligações iônicas proporcionais a intensidade do feixe incidente, provocando a migração dos bromos e iodos envolvidos para a gelatina. E os elétrons liberados são atraídos pelos íons de sulfeto formando uma armadilha, modificando neste momento a geometria inicial do cristal. Em seguida os átomos de prata, que estão eletricamente positivos, migram para a armadilha e se associam aos elétrons ali acumulados, se tornando prata estável, porém não visíveis (imagem latente). O número de átomos de prata, agora estáveis, irá definir o grau de densidade ótica proporcional à quantidade de fótons incidentes após a revelação.

Envolvendo o filme, há uma camada que tem por finalidade proteger a emulsão contra ações externas como o manuseio, a eletricidade estática, etc.

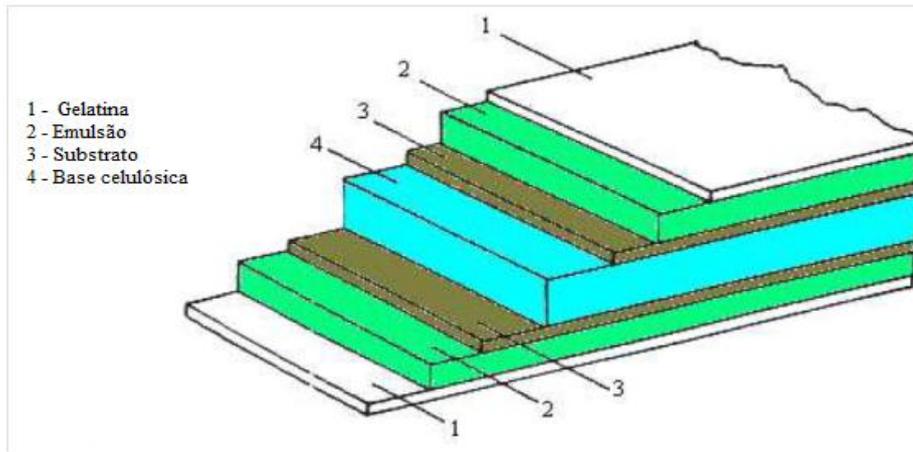


Figura 2.13 – Estrutura de um filme radiográfico [7].

2.13. CURVA CARACTERÍSTICA DOS FILMES RADIOGRÁFICOS.

A curva característica de um filme, também conhecida como curva sensitométrica, criada em 1890 por *Huter, Driffield*, representa a relação entre a densidade ótica do filme e o logaritmo de exposição relativa. A curva característica determina certas propriedades de um filme como: contraste, sensibilidade, latitude.

Contraste é a variação dos tons de cinza entre o preto e o branco. Observando a inclinação da curva característica podemos saber qual o contraste de um filme radiográfico. Veja figura 2.14.

A sensibilidade está relacionada diretamente com a velocidade de um filme. Refere-se à capacidade de reproduzir imagens com uma maior ou menor quantidade de radiação ou tempo de exposição. Podemos observar a sensibilidade de um filme no eixo X da curva característica.

Latitude é a capacidade de um filme ser subexposto ou superexposto, igualmente medida no eixo X da curva [9] [10].

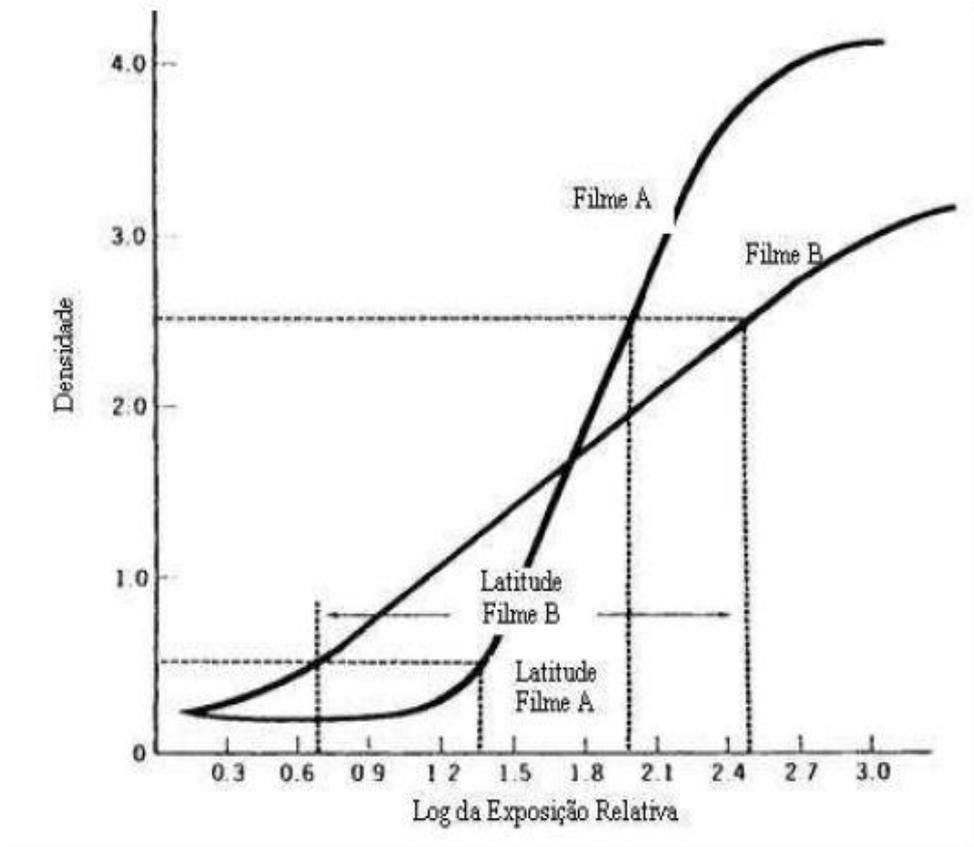


Figura 2.14 - Curva característica de dois tipos de filme radiográfico [8].

2.14. DENSIDADE ÓTICA (DO).

É definida pelo logaritmo da razão entre a intensidade de luz incidente e a intensidade de luz transmitida através de uma película radiográfica, conforme apresentado na equação 10.

$$DO = \log \frac{I_0}{I} \quad (10)$$

Onde: I_0 e I são as intensidades dos raios X incidente e transmitida e DO a densidade ótica.

Baseado nos valores de densidade ótica e na curva sensitométrica, alguns parâmetros importantes são definidos:

2.14.1.VÉU DE BASE.

É o menor valor de densidade ótica alcançado por um filme radiográfico, após o processamento químico. O valor ideal recomendado é de 0,2 DO, representando a área exposta apenas à luz de segurança na sala escura.

2.14.2.PATAMAR.

É o grau máximo de densidade ótica alcançada por um filme radiográfico, após seu processamento químico. Tem seu valor máximo representado na curva sensitométrica pela parte constante do nível de densidade ótica alcançado pelo filme, isto é, quando a curva tende para horizontal.

2.14.3.LATITUDE.

É o eixo mais central da curva, parte linear, definida como a área útil para a formação da imagem radiográfica e é estabelecida entre o véu de fundo e o patamar de uma curva sensitométrica.

2.14.4.SENSIBILIDADE.

É definida como a exposição requerida para produzir a densidade de 1,0 acima da densidade base e velamento, que é a densidade de um filme radiográfico exposto apenas à luz de segurança e esta relacionada à qualidade da emulsão e sua interação com as soluções de processamento [38].

2.15. PROCESSAMENTO DO FILME RADIOGRÁFICO.

O sistema de processamento radiográfico tem por finalidade tornar a imagem latente do filme exposto à radiação em imagem visível, utilizando para isso substâncias químicas que atuam como agentes redutores sobre o sal de prata sensibilizado, transformando-os em metais. A fase de processamento é composta de revelação, lavagem intermediária, fixação, lavagem final e secagem [11].

2.15.1.PROCESSAMENTO MANUAL.

Este processamento é feito em uma sala especial denominada sala escura com luz de segurança. A luz de segurança é composta de uma lâmpada com filtros que elimina principalmente a luz azulada para que não altere a densidade original do filme (*fog*). Através de processos químicos é feita a transformação da imagem latente em imagem visível [12].

2.15.2.REVELADOR.

Na primeira etapa da revelação é utilizado um produto denominado revelador. É um elemento químico redutor basicamente formado por metol (Sulfato de parametilamino-fenol) e hidroquinona (Quinona, P-dihidroxibenzeno). Sua função é transformar os cristais de haletos de prata expostos, em prata metálica. Esta redução é realizada por meio da doação de elétrons do revelador aos íons de prata, neutralizando assim suas cargas positivas e convertendo-os em prata metálica. À medida que os agentes redutores do revelador perdem elétrons, eles se oxidam diminuindo sua ação. No revelador também há outros componentes químicos como os alcalinizantes ou aceleradores que tem a função de amolecer mais rapidamente a gelatina que aglutina os haletos de prata, para que a emulsão possa absorver mais rapidamente a solução reveladora. Os restridentes ou balanceadores tem a função de preservar os grãos não expostos prevenindo assim o *fog*. Outro elemento que está presente no revelador é o preservativo ou antioxidante, a sua função é reduzir a oxidação do revelador para aumentar a vida útil da solução, porque os agentes redutores são facilmente oxidados pelo ar. O preservativo mais usado é o sulfito de sódio, que diminui a velocidade com que ocorre a

oxidação nos cristais não expostos sem, no entanto, diminuir a velocidade do processamento dos cristais expostos [11] [13].

2.15.3.LAVAGEM INTERMEDIARIA.

Após a revelação é necessário uma lavagem intermediaria de aproximadamente 20 segundos em água corrente ou ácido acético, pois no processo de revelação a gelatina amolecida da emulsão fica saturada com o revelador e se entrar em contato com o fixador vai neutralizá-lo em pouco tempo de uso, porque o revelador é alcalino e o fixador uma solução ácida.

2.15.4.FIXADOR.

O fixador tem a função de remover os cristais de brometo de prata não sensibilizados pela radiação, endurecer a emulsão e neutralizar o revelador residual, para que não ocorra uma futura sensibilização quando o filme for exposto à luz após o fim do processo.

2.15.5.LAVAGEM FINAL.

Esta etapa do processo tem a finalidade de retirar todo o resíduo dos produtos químicos utilizados e os sais de prata dissolvidos na etapa de fixação evitando que permaneçam no filme e sofram oxidação, tornando a radiografia amarelada. Deve ser

feita com água corrente que tenha uma renovação de oito vezes a capacidade do tanque por hora, desta forma o tempo para esta etapa fica em torno de vinte minutos. Se a renovação for menor o tempo de permanência do filme no tanque de lavagem de ser aumentada.

2.15.6.SECAGEM.

Deve ser realizada em cabine especial isento de poeira, com boa circulação de ar, pode ser feita em temperatura ambiente ou com um sistema de aquecimento de ar circulante, mas com o cuidado de não ultrapassar a 49 graus centígrados [12].

2.15.7.PROCESSAMENTO AUTOMÁTICO.

O equipamento que realiza o processamento automático é constituído basicamente de um conjunto de tanques sequenciais, através do qual a película de filme é transportada por meio de um conjunto de rolamentos através da solução reveladora, fixador, água e ar aquecido. Estes rolamentos além de transportar, agitam as soluções para acelerar e manter uniforme o processo. Dependendo do equipamento e da temperatura a processadora automática leva de 4 a 6 minutos para todo o processo. O esquema de uma processadora automática pode ser observado na figura 2.15.

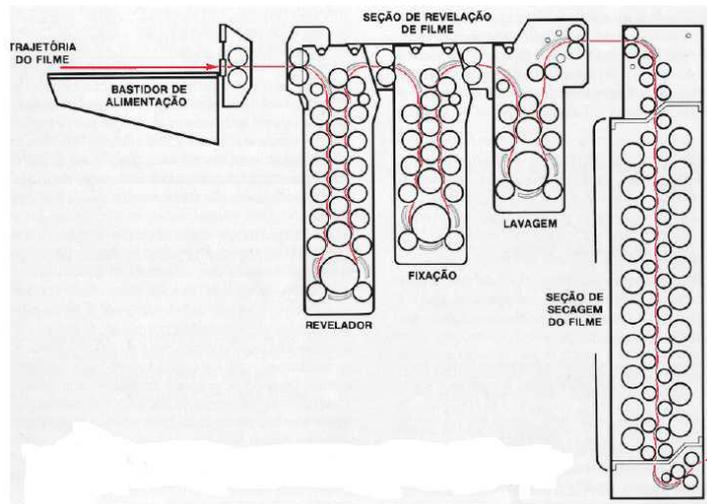


Figura 2.15 – Sistema de transporte do filme por rolos, através de diversos tanques [41].

2.15.8.DIGITALIZAÇÃO DE UM FILME RADIOGRÁFICO.

Após o processamento do filme radiográfico, pode-se digitalizar a imagem obtida através de um escâner especial dedicado para este fim. Em um digitalizador típico de filmes radiográficos um *laser* é posicionado de forma a atravessar o filme. O padrão de densidade óptica do filme é transmitido a um receptor de luz formando uma matriz de dados numéricos e armazenados em uma memória de computador. Este processo é denominado amostragem consiste em associar a menor área que contém informação (*pixel*) a um número que representa o nível de cinza correspondente. Isto permite que relacione a imagem com um conjunto de números que pode ser armazenado na memória do computador. Em uma imagem com 256 tons de cinza, por exemplo, o valor 0 (zero) pode corresponder ao preto e o valor 255 ao branco. Os outros 254 números representam os tons de cinza da imagem. Na figura 2.16 pode-se ver a imagem de um escâner digitalizador [40] [6].



Figura 2.16 – Escâner digitalizador de filme radiográficos GE FS50 [21].

2.16. RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA (RC) TAMBÉM CHAMADO DE *IMAGE PLATE* E RADIOGRAFIA DIGITAL DENOMINADO MATRIZ DE DETECTOR DIGITAL (DDA) OU *FLAT PANEL DETECTOR*.

O *Image Plate* e o *Flat Panel* foram desenvolvidos para aplicações médicas, e tinham como objetivo substituir o filme Radiográfico. Mas para a área de END esta nova tecnologia apresentava certas desvantagens, como uma baixa resolução espacial em relação ao filme radiográfico, além do *Flat Panel* não poder ser usado com energias superiores a 250 KeV, mas algumas empresas se especializaram na fabricação de equipamentos específicos para a área de ensaios não destrutivos, uma vez que, apresentavam algumas vantagens em relação à técnica que utilizava filme radiográfico, como, diminuição do tempo de processamento, aumento dos recursos para a interpretação da imagem, possibilidade de inspeção em tempo real, eliminação dos materiais consumíveis e a diminuição do tempo de exposição.

2.17. A HISTÓRIA DA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.

As primeiras inovações no desenvolvimento da radiografia computadorizada foram feitas pela empresa *Kodak*, com o conceito de armazenagem de imagem por raios X em telas de fósforo. A empresa *Fuji* foi a principal desenvolvedora da radiografia computadorizada nos anos 80, usando BaFBr.Eu²⁺ fósforo e baseado na exposição com cassete. Durante este tempo, *Agfa and Kodak* fizeram pesquisas e desenvolveram o mesmo método, mas foi impedido de comercializar por motivo de patente. Nesta época o efeito desagradável de imagem fantasma de exposições anteriores que apareciam nas imagens subsequentes da mesma tela foi solucionado. Em seguida foi se consolidando a utilização na medicina, biologia e na arqueologia. A figura 2.17 mostra o progresso do sistema de radiografia computadorizada [15] [14].

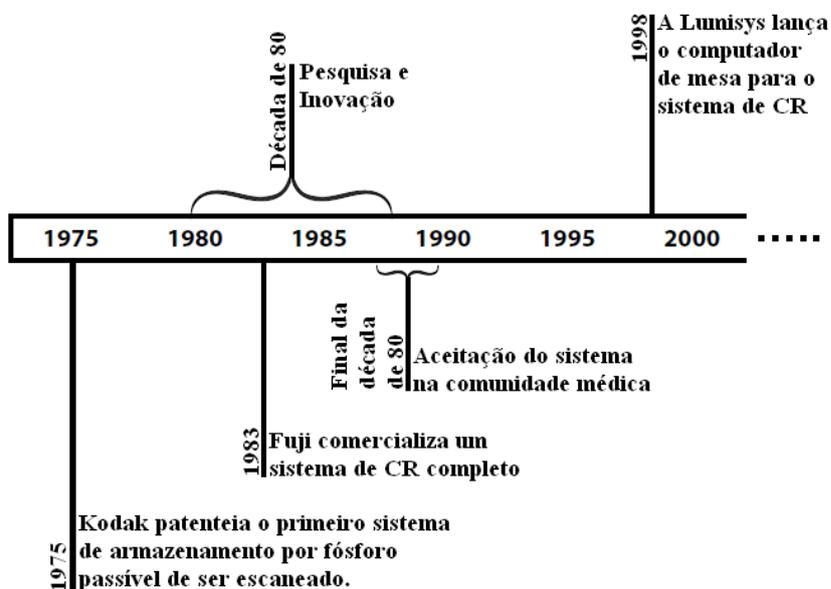


Figura 2.17 – Esquema cronológico do desenvolvimento da radiografia computadorizada.

2.18. RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA (RC) ou *Image Plate*.

Atualmente a radiografia computadorizada (RC) baseia-se no uso de placas de fósforo fotoestimuláveis, para a formação da imagem latente. O fósforo da família do fluoreto de bário em forma de pó é o mais usado. O mecanismo de absorção dos raios X é idêntico aos dos filmes convencionais. Um leitor (escâner) especial converterá a imagem latente em um sinal digital, que será emitido a um computador onde será formada a imagem digital. Na figura 2.18 pode-se observar um escâner e cassetes utilizados atualmente [16].



Figura 2.18 – Sistema de leitura e processamento da radiografia computadorizada [17].

O leitor da radiografia computadorizada é um dispositivo eletromecânico que extrai informações da imagem latente e organiza esta informação em uma imagem radiográfica. Os leitores realizam as seguintes funções básicas: um sistema de alimentação aceita a placa de fósforo com uma velocidade constante, um sistema de transporte conduz o *Image Plate* através de um leitor com feixe de *laser* que fotoestimulará as cargas aprisionadas nos cristais expostos liberando-as das armadilhas

metaestáveis. Isso desencadeará um processo denominado de luminescência fotoestimada (PSL), resultando na emissão de luz com comprimento de onda curto (azul) proporcional ao fluxo de raios X incidente. Esta luminescência será coletada por um filtro que separará a luz do *laser* da luminescência gerada no *Image Plate*. Em seguida um fotomultiplicador amplificará o sinal. O sinal analógico é convertido em digital e armazenado como uma matriz em um *buffer* de imagem no computador. Muitas vezes, depois da estação de leitura, há ainda a etapa do apagamento, feita pela ação de uma luz fluorescente brilhante [18] [19].

2.19. TIPOS DE TELA DE FÓSFORO.

O primeiro tipo de tela de fósforo usado em RC foi BaFBr:Eu²⁺. Estes cristais possuem uma estrutura não cúbica, formada por camadas de grãos de fósforo em forma de placas. Na figura 2.19 pode-se observar uma estrutura de rede cristalina do BaFBr e grãos de fósforo de um *Image Plate*. Estas placas podem armazenar uma imagem latente por um longo tempo, por exemplo, após 8 horas de exposição, mantém até 75% da imagem original. Recentemente grande parte dos fabricantes usam o $BaFBr_{0,85}I_{0,15}:Eu^{2+}$ para coincidir melhor com o comprimento de onda da máxima estimulação do fósforo com o laser de diodo.

O cristal RbFBr:Eu²⁺ possui uma estrutura cúbica e tem a vantagem de poder ser feito dentro de camadas com estruturas em agulha que guia a luz para a superfície, possibilitando que finas camadas armazenem imagens de alta resolução, mas tem a desvantagem de perder rapidamente a imagem latente que impossibilita a sua utilização em cassetes. Algumas empresas têm usado este material em um sistema integrado de leitura onde a placa de fósforo pode ser lida logo após a exposição. CsBr:Eu²⁺ também

é um cristal com estrutura cúbica e tem estrutura em formato de agulha, tem uma imagem latente estável e pode ser fotoestimulável. *Agfa* tem proposto o uso deste material em ambos os sistemas, cassete e leitura integrada.

O espectro de luz emitido por uma placa de fósforo depende do ativador. O fósforo fotoestimulado deve ter armadilhas eficientes para os elétrons e buracos, para que, o máximo de excitações induzidas pelos raios X seja capturado [20].

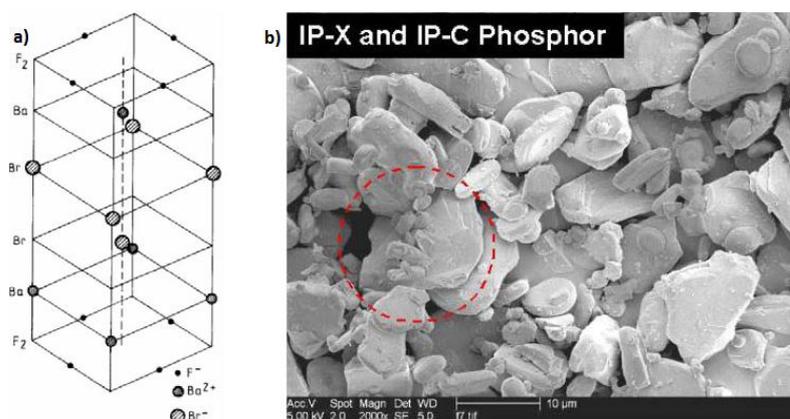


Figura 2.19 - Em (a) representação da estrutura molecular do cristal BaFBr e em (b) grão de fósforo contidos no *Image Plate* [22].

2.20. FUNCIONAMENTO DAS PLACAS DE FÓSFORO.

A maioria das placas de fósforo utilizada na radiografia computadorizada faz parte de uma classe de haletos alcalinos terrosos dopados com európio, como o flúor brometo de bário dopado com európio (BaFBr:Eu²⁺). Este Elemento apresenta uma resposta de luminescência foto-estimulada bastante linear ao ser exposto à energia dos raios X. Também apresenta uma resposta rápida e tempo de vida muito curto, possibilitando a sua utilização em sistemas de escaneamento de alta velocidade. Existem outros tipos de placas menos usadas, como o flúor bromo iodeto de bário (BaFBr/I:Eu²⁺).

Pares elétrons-buracos são criados na rede cristalina quando o fósforo é exposto à radiação ionizante. A energia de radiação absorvida é proporcional à quantidade de pares criados. Os pares podem se recombinar imediatamente a partir do estado excitado do íon Eu^{2+} ou criar estados quase estáveis (F centros). A energia da radiação ionizante é absorvida e posteriormente armazenada nos F centros e seus buracos. Quando irradiado por um laser, com comprimento de onda específico no processo de leitura da placa de fósforo os F centros absorvem fótons do laser, levando os elétrons a um estado excitado, que o faz atingir a banda de condução possibilitando a recombinação dos elétrons com os buracos e nesta transição emite luz. Na figura 2.20 pode-se observar o espectro de fotoestímulo correspondente ao F centros do bromo ($F - (\text{Br}^-)$) [14].

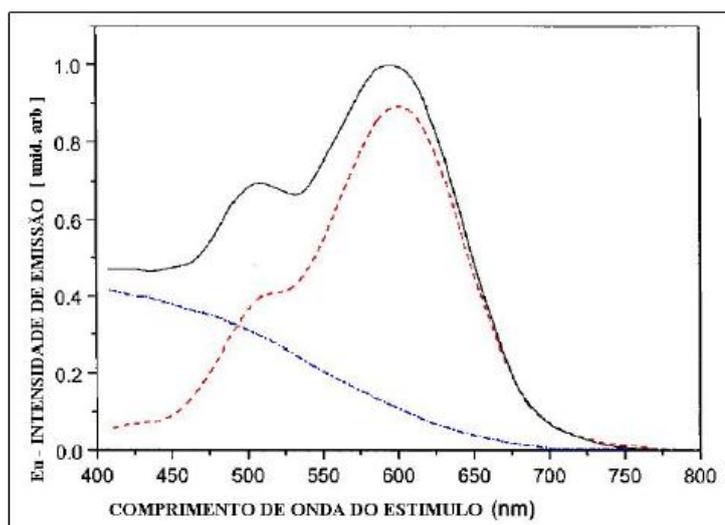


Figura 2.20 – Espectro típico de um fotoestímulo do BaFBr:Eu^{2+} . A linha vermelha corresponde aos F centros baseados no bromo. A linha preta contínua é o espectro total e a linha azul é a diferença entre elas. Assim é visto que o fotoestímulo é devido basicamente aos F centros do bromo.

2.21. OPERAÇÃO DO FÓSFORO CONVENCIONAL E FOTOESTIMULÁVEL.

Fósforos convencionais (não fotoestimuláveis) têm como base a formação do par elétron-buraco que é uma quase partícula (aparentemente um pseudo-átomo de hidrogênio) ligada por uma interação coulombiana. O elétron buraco é uma entidade neutra que pode formar-se em isolantes e semicondutores após os cristais serem expostos a uma radiação ionizante. Estas quase partículas podem se movimentar livremente dentro do cristal desde que a estrutura da banda seja formada por um elétron na banda de condução e um buraco na banda de valência e a atração entre o elétron-buraco cria uma zona proibida evitando que ele se ionize. Desta forma o elétron-buraco se movimenta livremente até ser capturado. Quando é capturado inicia a recombinação do par elétron-buraco e a emissão de uma radiação característica produzida pelo ativador (por exemplo, o Eu^{2+}).

A eficiência da tela de fósforo para os raios X é convencionalmente definida como a razão da energia da luz emitida pela energia dos raios X absorvida. Tipicamente o melhor fósforo tem uma eficiência de aproximadamente 15%. Para o propósito da radiografia computadorizada é mais útil definir a diferença da quantidade do número de fótons de luz liberado por unidade de energia absorvida pelo fósforo, ou mais conhecida como energia média W , que é a energia absorvida necessária para liberar um simples fóton de luz. O primeiro passo na conversão da energia absorvida é a criação de pares elétron-buraco, pelo efeito fotoelétrico interno, onde um elétron é excitado da banda de valência para a banda de condução deixando para trás um buraco. A mínima energia requerida para criar um par elétron-buraco é a energia E_g , onde se leva em conta a aleatoriedade da energia do elétron e a conservação da energia e momento. O valor médio deve satisfazer $W > E_g$, ou melhor:

$$W \approx 3E_g. \quad (11)$$

Esta equação aplica-se a todo semicondutor, fotocondutores e campos isolantes suficientemente fortes. Contudo, nos fósforos convencionais é necessária a recombinação dos pares elétron-buraco antes da luz ser emitida. Este processo pode ser feito com aproximadamente 100% de eficiência pela incorporação de ativadores apropriados. A equação 11 também se aplica ao fósforo ativado e pode ser usada para estabelecer valores aproximados de limite mínimo de W em qualquer fósforo desde que E_g seja conhecido.

Na tabela 2.1 pode-se observar as propriedades físicas de um fósforo convencional e foto-estimulável, bem como a energia média W e o comprimento de onda λ da luz emitida pelo ativador. Os fósforos foto-estimuláveis estão destacados na tabela, os dados não conhecidos estão em branco e em parênteses os valores que foram estimados por comparação com materiais similares [22] [23].

Tabela 2.1 – Propriedades físicas de um fósforo convencional e um foto-estimulado [24].

Fósforo	Z	E_K (keV)	E_g (eV)	Densidade (gcm^{-3})	W (eV)	G fótons 50keV	Tempo Decaimento (μs)	Espectro de estimulação (nm)
Gd ₂ O ₂ S:Tb ³⁺	64	50,2		7,34	20	2500	~3	na
BaFCl:Eu ²⁺	56	37,4	(~8)	4,56	25	2000	0,7	550-600
BaFBrEu²⁺	56	37,4	8,3	5,1	360*	140*	0,7	500-650
BaFBr_{0,85}I_{0,15}:Eu²⁺	56/53	37,4/33,2	(~8)	(5,1)	360*	140*	0,7	550-700
BaFI:Eu²⁺	56/53	37,4/33,2	(~8)	(~5,6)			0,6	550-700
CsI:TI ⁺	55/53	36/33,2	6,2	4,52	20	2500	0,98	na
CsBr:Eu²⁺	55	36	7,3	4,45	250*	200*	0,7	685
RbBr:TI⁺	37/35	15,2/13,4		3,35			0,35	735

Onde Z é o número atômico do elemento de maior importância radiológica. E_k é a energia de absorção da camada K do elemento mais importante. E_g é a energia da banda proibida da rede de cristal em elétron-volt (eV). Densidade é o número de átomos vezes o volume dos átomos dividido pelo volume de uma célula unitária. G é o ganho de conversão, quantidade de fótons de luz emitidos por 50 keV de raios X absorvido. Para um fósforo convencional a luz emitida diretamente e para um fósforo foto-estimulado é o PSL, a luz obtida quando uma armadilha é estimulada, esta é destacada com um asterisco [22] [20].

É importante salientar que o ganho da conversão (G) dos fósforos fotoestimuláveis é menor em magnitude do que os fósforos convencionais. Nos fósforos fotoestimuláveis, os elétrons-buracos podem ser capturados sem a emissão de luz. Acredita-se que se a fotoestimulação ocorrer mais tarde, a captura de cargas deve ocorrer em lugar espacialmente correlacionado com o ativador. Este fenômeno é denominado luminescência foto estimulada (complexo PSL). O funcionamento eficaz do sistema de armazenamento do fósforo depende principalmente dos níveis de energia no cristal. A diferença de energia entre as armadilhas de elétrons e a banda de condução tem que ser pequena o suficiente para permitir a estimulação com o laser, mas suficientemente grande para impedir sua estimulação por uma significativa liberação térmica aleatória dos portadores [22].

2.22. ESTRUTURA DA PLACA DE FÓSFORO FOTOESTIMULÁVEL.

A placa de fósforo é composta de um suporte de poliéster, camada de fósforo, camada protetora. Na figura 2.21 podemos observar estas camadas. E alguns outros componentes que variam de acordo com o fabricante. Há uma camada protetora denominada de EBC (*Electronic Beam Cured*), que é composta por um pré-polímero de alta densidade, que protege de danos mecânicos e químicos a placa de fósforo durante a sua utilização. A camada de fósforo fotoestimulável é geralmente composta de cristais de BaFBr:Eu^{2+} . Essa camada além destes cristais de fósforo contém polímeros orgânicos que une os grãos de cristais e mantêm a camada uniforme no filme. A camada de suporte, composta por uma película de polietileno (PET – *Polyethylene Terephthalate*), tem a função de proteger a camada de fósforo contra agentes externos e evitar a deformação do mesmo e tem espessura entre 200 e 350 μm . O suporte pode ter lâminas pretas na parte posterior para evitar a absorção de luz indesejada. É importante salientar que todas estas camadas devem manter suas propriedades físicas inalteradas por temperatura, umidade, radiação ionizante, luz do *laser*, além de apresentar flexibilidade e resistência mecânica [4].

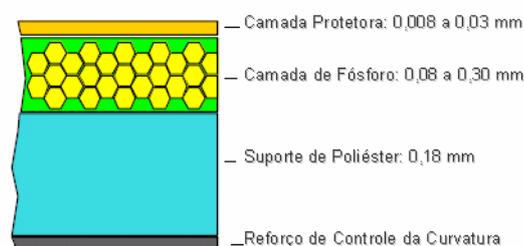


Figura 2.21 – Esquema simplificado das camadas que compõe a tela de *Image Plate*

[18].

2.23. IMAGE PLATE (IP).

O tipo de RC mais usado é o tipo baseado em cassete, onde o IP é protegido da luz ambiente. O IP dentro deste cassete é exposto aos raios X formando a imagem latente. Posteriormente é levado ao sistema de leitura. Este sistema usa o ponto móvel como meio de leitura, ou seja, o ponto de *laser* é movido por um espelho sobre a área exposta do IP ponto a ponto. Um feixe de laser altamente colimado com auxílio de espelho é desejado na varredura do IP. Um feixe com intensidade gaussiana é possível através de um laser de gás hélio e neônio ou diodo de *laser* no estado sólido. *Laser* a gás naturalmente tem intensidade circular gaussiana no seu modo fundamental. Em casos de grandes diâmetros do feixe de *laser*, uma menor divergência de feixe deve ser usada e focada para um pequeno ponto no IP. O diâmetro do feixe colimado (W_1) antes de ser focado pela lente de focalização com distância focal (f), formará um ponto de focalização gaussiana de diâmetro (W_f). Estes valores estão relacionados pela equação 12.

$$W_1 \cdot W_f = (f \cdot \lambda) / \pi \quad (12)$$

Da equação 12 pode-se observar que um pequeno ponto focal pode ser conseguido de um feixe com largo diâmetro fazendo-o atravessar a lente de focalização, para RC com distância focal de 50 cm para um campo de visão de aproximadamente 35 cm. Aplicando a equação 12 para um desejado $W_f = 100 \mu\text{m}$ o diâmetro do feixe colimado W_1 antes de atravessar a lente será de aproximadamente 1 mm. Este tamanho de feixe é frequentemente encontrado em laboratórios de *laser*, com um feixe de 1 mm não se tem significativa divergência com distâncias de poucos metros.

2.24. EFICIÊNCIA DE ABSORÇÃO DE RAIOS X NA PLACA DE FÓSFORO.

Existe uma relação entre a eficiência de absorção dos fótons de raios X e o ruído de quanta (*X-Ray Quanta Noise*). Na figura 2.22 podemos observar a variação da absorção de fótons em função da energia dos fótons incidentes.

O fósforo representado no gráfico apresenta uma alta eficiência de absorção para fótons de baixa energia, aproximadamente 10 keV, mostrando que uma imagem radiográfica pode perder qualidade (presença de ruído) devido à radiação ionizante ambiental. Por este motivo se a placa de fósforo ficar um período de tempo sem ser usada, melhor que seja apagada antes do próximo uso, eliminando assim a influência da radiação ambiente. Outro aspecto importante com relação à eficiência para fótons de baixas energias é o uso de filtros no momento de uma exposição, eliminando o efeito de espalhamento de radiação. Em pesquisas realizadas para se achar o fósforo ideal, observou-se que o fósforo de BaFBr:Eu apresentava uma eficiência melhor comparada com o Gd₂O₂S:Tb (écran de terras raras). Nota-se na curva de eficiência na figura 2.22 um pico próximo a 40 keV onde se inicia uma maior absorção de fótons. Também se observa na figura 2.22 que o mesmo fósforo, mas com densidade superficial (μ/ρ , onde: μ representa o coeficiente de absorção do material e ρ a densidade do material) diferente apresenta uma variação na eficiência de absorção. O mesmo fósforo com uma densidade superficial maior tem uma maior eficiência do que o fósforo com uma densidade superficial menor. Assim podemos aumentar a eficiência aumentando a densidade superficial (espessura do filme), contudo, o aumento da camada de fósforo diminui a resolução. Novas tecnologias têm sido empregadas para aumentar a densidade superficial sem aumentar a espessura do filme [25].

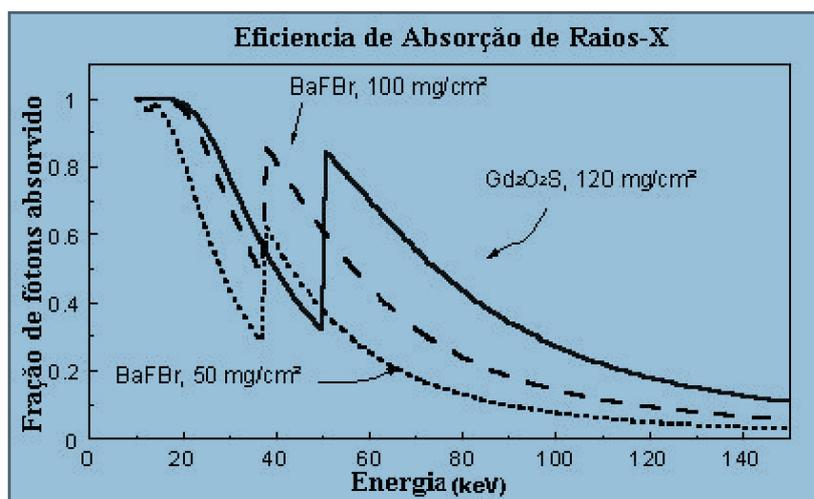


Figura 2.22 - Gráfico de absorção em função de energia do raios-X [18].

2.25. CURVA DE SENSIBILIDADE.

Uma comparação da curva de resposta para um receptor típico de fósforo fotoestimulável comparado com um filme de ISO 400, usando um écran de terra rara pode ser observada na figura 2.23. Observa-se que placas de fósforo apresentam uma linearidade entre a dose e a intensidade de luminescência, uma ampla resposta à variação de exposição e uma alta sensibilidade à radiação [18].

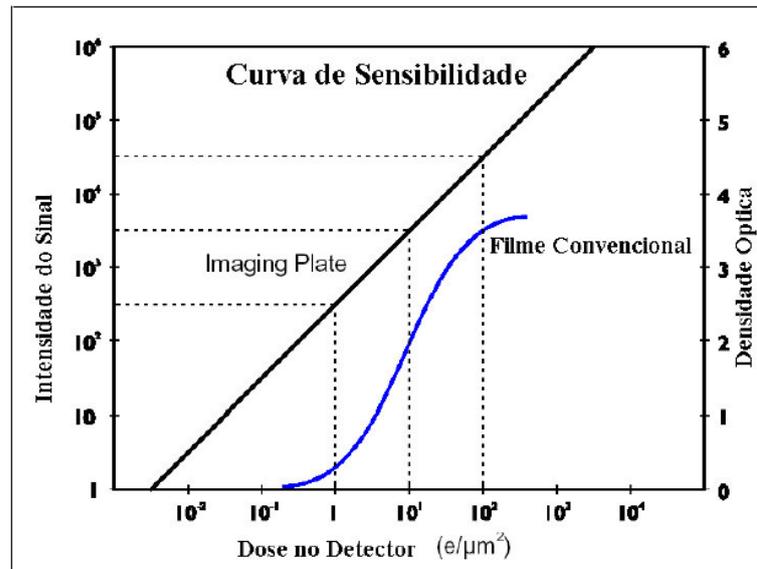


Figura 2.23 - Comparação da curva de sensibilidade entre o filme convencional e a placa de fósforo [18].

Em sistemas filme *écran* onde o meio de aquisição de imagem é o mesmo utilizado para a visualização, é necessário sintonizar o contraste do filme com a velocidade radiográfica e a faixa de exposição, para adquirir uma imagem com contraste ótimo e o mínimo de ruído, mas com placas de fósforo isso não é necessário, devido ao fato da aquisição e a visualização da imagem ser eventos que ocorrem separadamente, então compensações para sub e sobre exposição é possível por meio de algoritmos aplicados aos dados digitais. Outra vantagem das placas de fósforo é sua alta sensibilidade aproximadamente, eliminando o longo tempo de exposição [18].

2.26. PROCESSOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS DE UM RC.

A leitura da placa de fósforo é feita por um dispositivo eletromecânico que extrai as informações da imagem latente, reconstrói e disponibiliza os dados para ser exibido. Existem diversos designs que são adotados por vários fabricantes, mas os leitores têm as

seguintes funções básicas: um sistema de alimentação, transporte e coleta através de filtros que separa da luz foto-estimuladora da luminescência que contem os dados da imagem e um fotomultiplicador que amplifica o sinal. Estas funções são comuns na maioria dos leitores. O que as difere, é a programação que personaliza as funções.

2.27. LASER DE VARREDURA.

A varredura é feita por um *laser* de diodo que é dividido em dois por um conjunto de espelhos. O feixe principal vai para o sistema de escaneamento o outro feixe é enviado para um fotodiodo usado para monitoramento. A resposta do fotodiodo garante a estabilidade da intensidade de saída do *laser*. Quando estes raios atravessam lentes de focalização que tem duas funções adicionais, fazer com que o plano focal fique nivelado para que o foco fique uniformemente distribuído em toda a placa de fósforo e converter o movimento angular uniforme do espelho de varredura em uma velocidade linear uniforme na placa, para que a distância entre os pixels sejam constante. A varredura da placa pode ser executada por rotação de um espelho poligonal feita por um motor de passo, ou por um sistema de espelho oscilatório plano guiado por um galvanômetro. A vantagem do sistema de rotação poligonal é que no final de uma linha de varredura da placa, o feixe de *laser* rapidamente retorna para o começo da próxima linha. A figura 2.24 mostra os principais componentes de um escâner de ponto móvel [14].

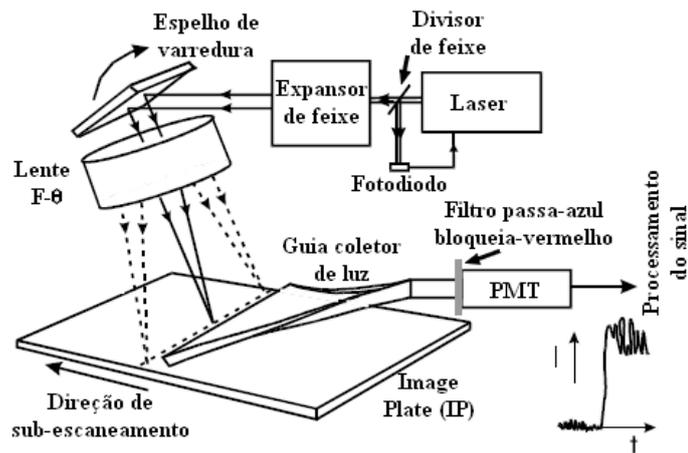


Figura 2.24 - componentes de um leitor de ponto móvel [14].

2.28. GUIA COLETOR DE LUZ - DETECÇÃO DA LUMINESCÊNCIA FOTO-ESTIMULADA (PSL).

O guia coletor de luz deve ficar o mais próximo possível da placa de fósforo para otimizar a captação do PSL de cor azulada. Na figura 2.25 pode-se observar um guia coletor de luz. Usando o processo físico conhecido como reflexão interna total, o guia transfere o PSL para a fotomultiplicadora (PMT). Para uma coleta eficiente da luz é necessário o guia tenha um *design* apropriado. A condição para que haja a reflexão interna total o guia deve estar levemente inclinado. Um cuidado especial deve ser tomado para que a luz do *laser* não reflita no guia coletor de luz e interaja novamente com a placa de fósforo. Isto provocaria a emissão de PSL em um pixel vizinho antes de ele ser lido. Este fenômeno denomina-se “*flare*”.

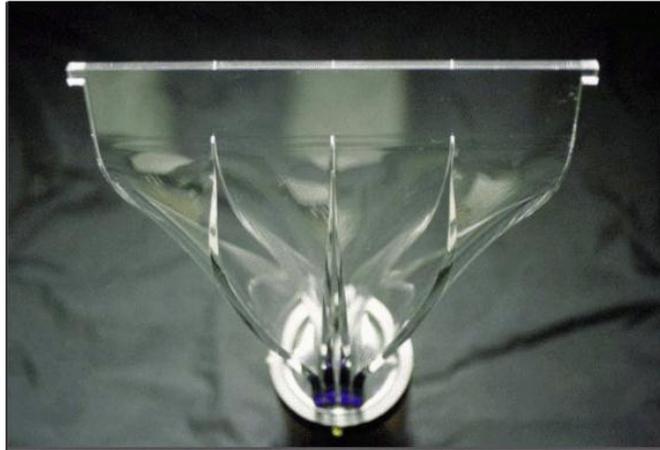


Figura 2.25 - Guia coletor de luz [35].

Outro fenômeno pode acontecer na camada superior da placa, onde indesejáveis reflexos podem ocorrer devido à espessura da camada protetora, denominado *halation*. Para evitar este fenômeno, a espessura da camada protetora não deve ultrapassar os 3 μm . Na figura 2.26 pode-se observar estes fenômenos.

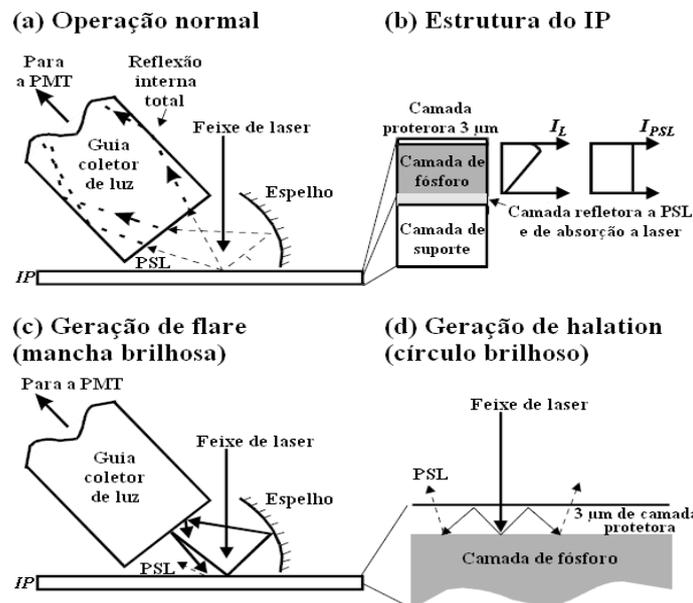


Figura 2.26 - Detalhes do sistema de captura de luz. Em (a) tem-se a operação normal. Em (b) a estrutura do IP e um exemplo prático dos sinais de IL e IPSL. Em (c) tem-se a geração de *flare*. Em (d) a geração de *halation* [14].

2.29. PROCESSAMENTO DO SINAL.

A primeira etapa do processamento é a amplificação logarítmica. Isto reduz a faixa dinâmica, isto é, a relação entre o nível mais baixo e o mais alto que pode ser reproduzido por um sistema, após a amplificação do sinal e filtragem. O filtro ideal seria um filtro passa baixa com uma frequência de corte bem definida para satisfazer o teorema de *Nyquist*, ou seja, $f_c = \frac{1}{2}f_d$. Depois o sinal analógico é transformado em sinal digital e preparado para a visualização em um monitor. A figura 2.27 mostra o formato de onda produzido pelas diversas etapas.

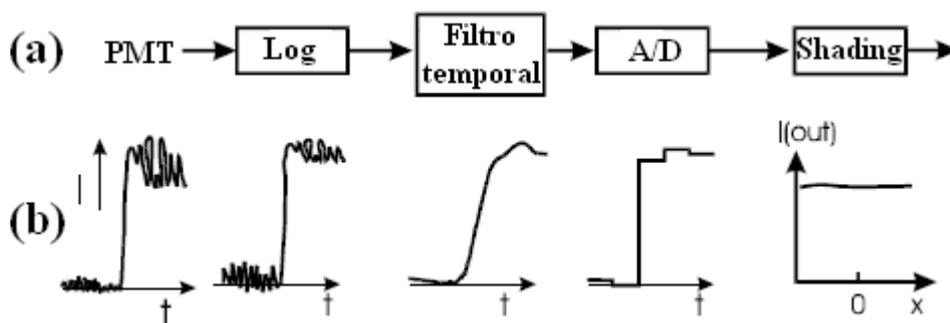


Figura 2.27 - Em (a) tem-se os principais componentes eletrônicos depois da fotomultiplicadora e em (b) tem-se um exemplo do sinal de saída dos mesmos [14].

A etapa de digitalização é relativamente lenta, por exemplo, uma taxa de $4 \mu\text{s}$ por pixel exige um conversor analógico-digital (A/D) operando a uma frequência de 250.000 amostras por segundo. Para estabelecer uma adequada faixa dinâmica de digitalização é necessário conhecer os limites de exposição da placa. O limite superior é a maior exposição na qual a placa de fósforo pode ser exposta e o limite inferior é relacionado ao ruído de menor nível de exposição possível. A menor exposição pode ser considerada como 10% da média de exposição com que a placa é exposta. O nível

médio de exposição de uma placa de fósforo é aproximadamente 3 Gy. Isto significa que para um pixel quadrado de 200 μm de lado, assumindo uma eficiência quântica de 0,5, tem-se aproximadamente 1200 fótons de raios x por pixel. Na figura 2.28, pode-se observar a contagem quântica para diferentes sistemas radiográficos. Então 10% são 120 fótons de raios X com ruído de $\sqrt[2]{120}$, aproximadamente 11 fótons ($\sim 0,03 \mu\text{Gy}$).

A potência do laser nos sistemas RC são na ordem de 30 mW ou 2×10^{17} fótons de luz vermelha por segundo (assumindo que são 2 eV por fóton de luz vermelha). Com esta potencia de laser e uma espera de 4 μs por pixel como descrito anteriormente, tem aproximadamente 8×10^{11} fótons de luz vermelha incidentes a cada pixel. A resposta da PSL emitida pela placa para um único fóton de 50 keV completamente absorvido é aproximadamente 70 fótons de luz azul. Portanto a capacidade em detectar 120 raios X, lembrando que este valor é 10% da exposição média, ou seja, o nível mínimo de exposição, irá gerar 8000 fótons de luz azul na presença de 8×10^{11} fótons de luz vermelha. A razão entre o laser estimulador e os fótons de luz azul na superfície da placa de fósforo para o pior caso (mínima exposição) é na ordem de 10^8 . O primeiro método utilizado na separação desses fótons de luz dependia da fotomultiplicadora. Um fotocátodo de *biakalli* transparente tem uma eficiência quântica de $\sim 25\%$ na luz azul e $\sim 0,1$ em relação a luz vermelha. O outro é o filtro e este método remove o brilho da luz vermelha na ordem de 10^5 enquanto transmite eficientemente a luz azul [22] [14].

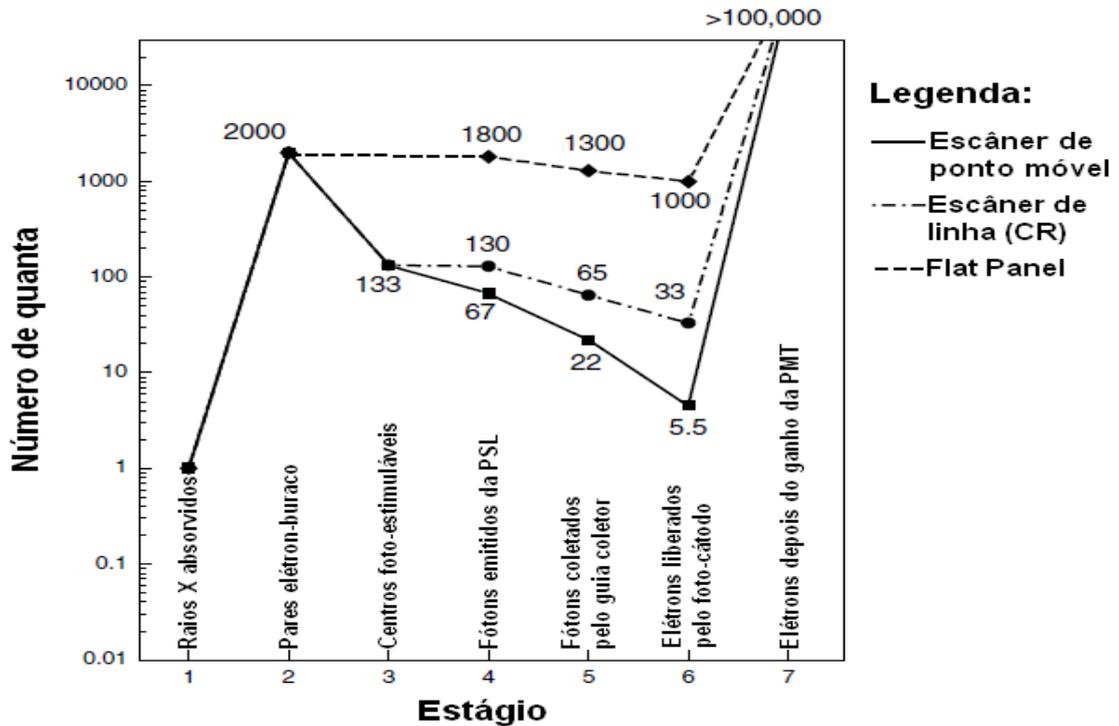


Figura 2.28 - Diagrama de contagem quântica para diferentes sistemas radiográficos, escâner de ponto móvel para RC, escâner de linha para RC e *Flat Panel* para DDA [14].

2.30. LEITURA DA PLACA DE FÓSFORO.

A absorção de energia do laser pelos F centros libera elétrons presos com consequente emissão de luz azul (390 nm). A intensidade dessa emissão é proporcional à carga presa, que é proporcional à absorção de raios X. A velocidade com que a varredura deve ser feita é ajustada de acordo com o tempo de decaimento do sinal luminescente (0,8 μ s para o fósforo BaFBr:Eu²⁺), que é um dos principais fatores limitantes para o tempo de leitura da placa.

A fração de energia liberada depende da potência do feixe do *laser*, que irá causar um impacto no tempo de varredura no efeito de atraso fosforescente e nos sinais

residuais. Uma quantidade maior de elétrons aprisionados é liberada com *laser* de alta potência, mas causará uma perda na resolução espacial, causado pelo aumento de penetração do feixe do *laser*, aumentando o espalhamento da luz estimuladora na camada de fósforo. Em alguns sistemas atuais é possível regular a intensidade do *laser* de estímulo. Filtros óticos são usados para que somente os fótons de luminescência sejam coletados pelo sistema, evitando a luz estimuladora.

A placa de fósforo é lida a cada linha e no final da linha, o feixe retorna ao início da próxima. Como a placa do fósforo está se movendo simultaneamente, a velocidade de translação é ajustada de modo que a próxima varredura do feixe do *laser* inicie com um espaçamento igual à área efetiva do foco do *laser* sobre a placa. O caminho percorrido pelo laser é denominado de direção de escaneamento, o movimento da placa de fósforo e denominado sub-escaneamento. Na figura 2.29 pode-se ver as direções de escaneamento e sub-escaneamento do laser e da placa de fósforo.

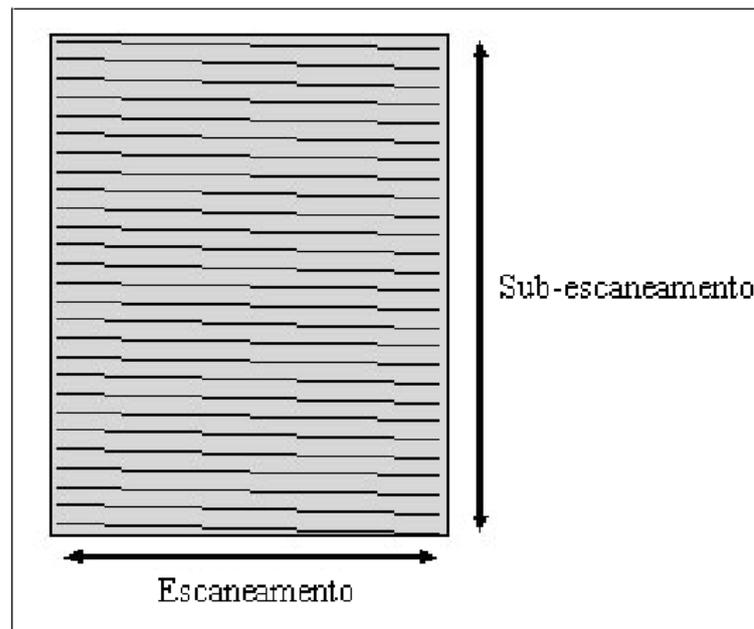


Figura 2.29 - Direções de varredura do laser e da placa de fósforo [4].

Nem toda a energia armazenada na tela é liberada durante a leitura. Para preparar a placa de fósforo para uma futura exposição é necessário apagar a imagem latente que ficou após a leitura. Esta etapa é realizada expondo a placa uma luz branca de alta intensidade por um curto período. A etapa de apagamento pode ser feita no leitor ou em um equipamento a parte.

2.31. DETECÇÃO E CONVERSÃO DO SINAL FOTO-ESTIMULADO.

A placa de fósforo emite o sinal foto-estimulado em todas as direções. Um sistema de captura óptica (guia coletor de luz) é posicionado na interface fósforo-*laser* ao longo de toda direção de varredura, para capturar e direcionar a luz em direção ao catodo de um tubo fotomultiplicador (PMT). Em outros sistemas a luz emitida pela placa de fósforo é refletida por espelhos parabólicos e direcionado ao tubo fotomultiplicador, como pode ser visto na figura 2.30.

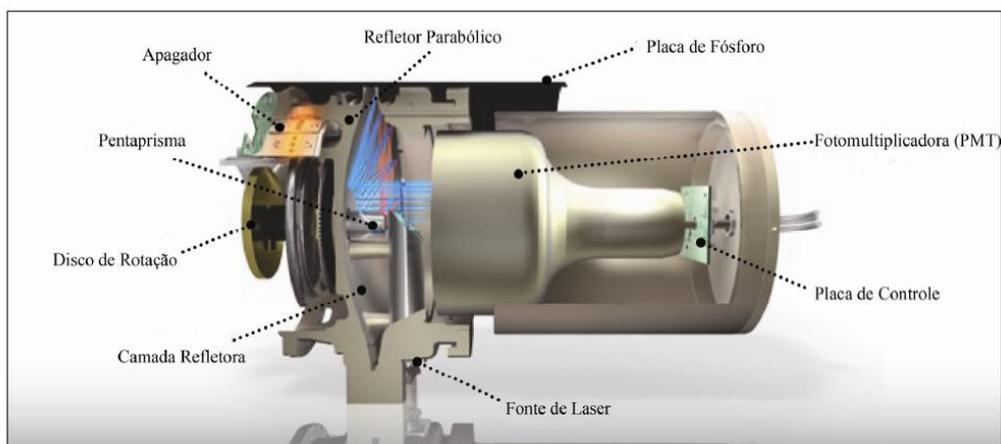


Figura 2.30 - Esquema de leitura de uma placa de fósforo em um equipamento com espelhos parabólicos [4].

A função básica da fotomultiplicadora é coletar a luz produzida na luminescência e transformá-la em pulso de corrente elétrica. Um esboço de um fotomultiplicador pode ser visto na figura 2.31. O fotocatodo do tubo do fotomultiplicador é ajustado para que sua sensibilidade deixe passar somente o comprimento de onda correspondente a luz de comprimento de onda de $400 \mu\text{m}$, descartando assim a possibilidade de absorção de fótons de outros comprimentos de onda.

Diversos dinodos dentro do tubo fotomultiplicador aceleram e amplificam os fótons-elétrons emitidos pelo catodo. O ajuste do ganho é feito pela voltagem aplicada nos dinodos. A faixa dinâmica do sinal de saída de um tubo fotomultiplicador é muito maior do que em uma placa de fósforo, permitindo assim uma boa amplificação do sinal de saída. O nível de exposição da placa de fósforo corresponde a intensidade de luz emitida, isto é, quanto maior a exposição da placa maior será o número de fótons emitidos no processo de luminescência.

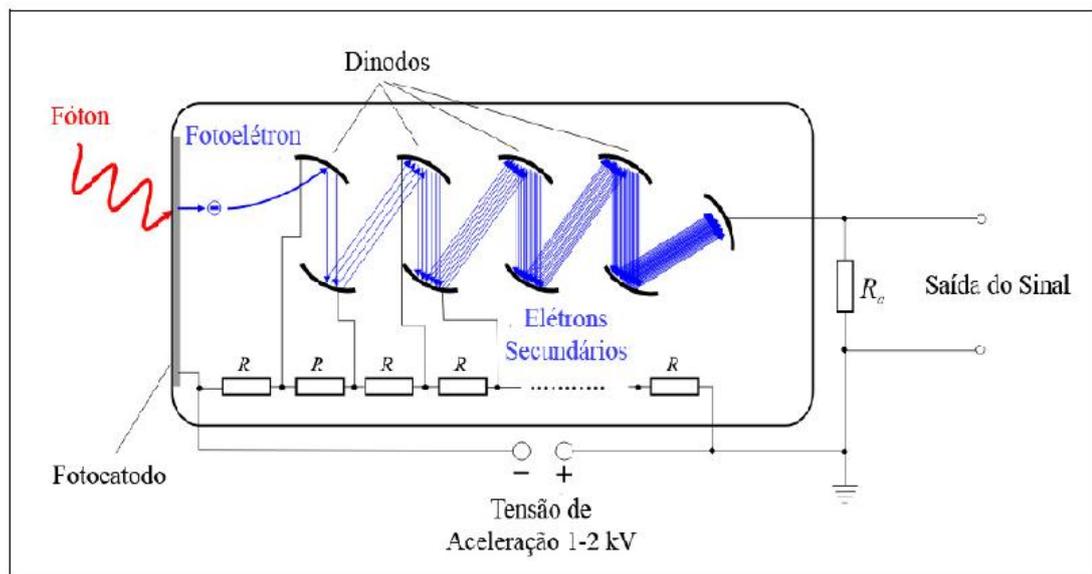


Figura 2.31 – Elementos básicos de uma fotomultiplicadora [26].

2.32. DIGITALIZAÇÃO DO SINAL FOTO-ESTIMULADO.

Um conversor analógico-digital (A/D) converte o sinal de saída do tubo fotomultiplicador a uma taxa muito mais alta que a taxa de varredura do *laser*. A coordenação destas duas etapas é feita por um dispositivo denominado *pixel clock*. Desta forma é possível estabelecer uma relação entre o sinal e a posição em que ele foi gerado. A razão entre a taxa de amostragem no conversor A/D e a varredura ao longo do caminho da reflexão do *laser* determina o tamanho do pixel na direção de escaneamento. A velocidade de translação (sub-escaneamento), é coordenada com o tamanho do pixel na direção do escaneamento. Assim obtêm-se pixel quadrados.

O tubo fotomultiplicador produz uma infinidade de valores analógicos entre o mínimo e o máximo de sua saída. O conversor A/D quebra o sinal em uma série de valores discretos. O número de bits utilizados determina o número de valores discretos possíveis. Geralmente se utiliza 12 ou 16 bits que possibilita 4096 ou 65536 valores possíveis para uma dada amplitude do sinal analógico. Os bits e bytes são usados nos pixels de uma imagem digital. As várias combinações de bytes representam as diversas tonalidades de graus de cinza nos pixel. Na figura 2.32, pode-se verificar diferentes combinações de *bytes* relacionados a valores de cinza.

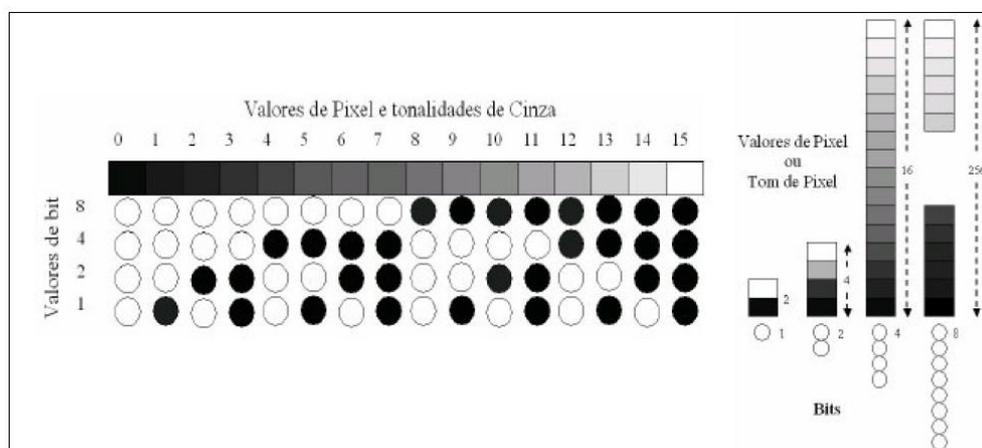


Figura 2.32 - Relação entre combinações de bytes e tons de cinza [4].

2.33. MATRIZ DE DETECTORES DIGITAIS (*DIGITAL DETECTOR ARRAY – DDA*).

Uma matriz de detectores digitais DDA é um equipamento eletrônico que converte a radiação ionizante em uma matriz discreta de sinais elétricos analógicos, que são em seguida digitalizados e transportados a um computador para ser mostrado como uma imagem digital, correspondente a energia da radiação transmitida sobre a região sensível do dispositivo. A conversão da radiação ionizante em sinal elétrico pode acontecer após a radiação ionizante ser transformada em luz visível, através do uso de matérias cintiladores, denominado de conversão indireta. Ou transformar em sinal elétrico diretamente a energia da radiação que atravessa o objeto e atinge a região sensível, estes são os conversores diretos [27].

2.34. HISTÓRIA DO DESENVOLVIMENTO DOS DDA's (*FLAT PANEL*).

A partir dos anos cinquenta, as telas fluorescentes utilizando instrumentos eletrônicos com o modo de visualização baseado na tecnologia utilizada nas televisões, resultaram em um significativo incremento no diagnóstico por imagem. Nos anos oitenta, a subtração angiográfica digital (DAS) foi introduzida no estudo de contraste vascular. No DAS o sinal de vídeo analógico é convertido em dados digitais e a estrutura vascular é claramente mostrada através do processamento e subtração das áreas que não fazem parte da anatomia vascular, como mostrado na figura 2.33.

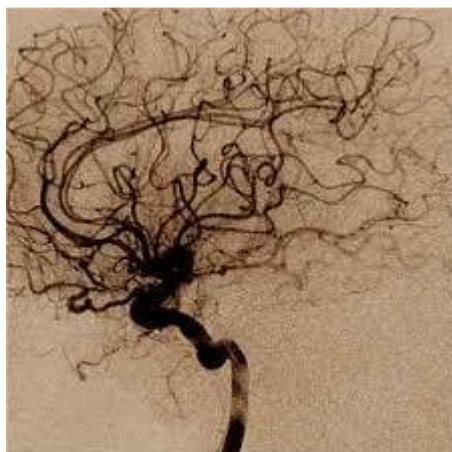


Figura 2.33 – raios X frontal vascular demonstrando a anatomia do ducto arterioso em paciente com cardiopatia complexa.

Rápidos avanços na tecnologia da computação resultaram em uma ampla aplicação da imagem digital. Por volta de 1990, pesquisadores da área de raios X reconheceram que o desenvolvimento do DDA deveria ser o maior avanço no diagnóstico por imagem, e logo iniciou o desenvolvimento de melhores detectores. A mesma tecnologia usada para a fabricação de finas camadas de filmes de transistor (*thin-film transistor* TFT's) na tela de cristal líquido poderia ser usada na fabricação de uma série de elementos detectores de raios X em uma superfície bi-dimensional, mas de uma forma reversa. Um artigo apresentado em 1995 na “*Radiological Society of North America*” informou sobre um detector de imagens estáticas com conversão direta a base de selênio. Este artigo atraiu grande parte das atenções para estes pesquisadores. Em 1997 iniciou o desenvolvimento de detectores DDA's de conversão indireta para imagens estáticas. Foram divulgadas na mesma época pesquisas com aquisição de imagens dinâmicas usando detectores de conversão direta a base de selênio, em DDA medindo 4 x 4 cm que convertiam diretamente raios X em imagem dinâmica. Veja a figura 2.34. Este artigo gerou grande interesse pelo desafio de alcançar imagens dinâmicas de alta velocidade usando DDA empregando o método de conversão direta.

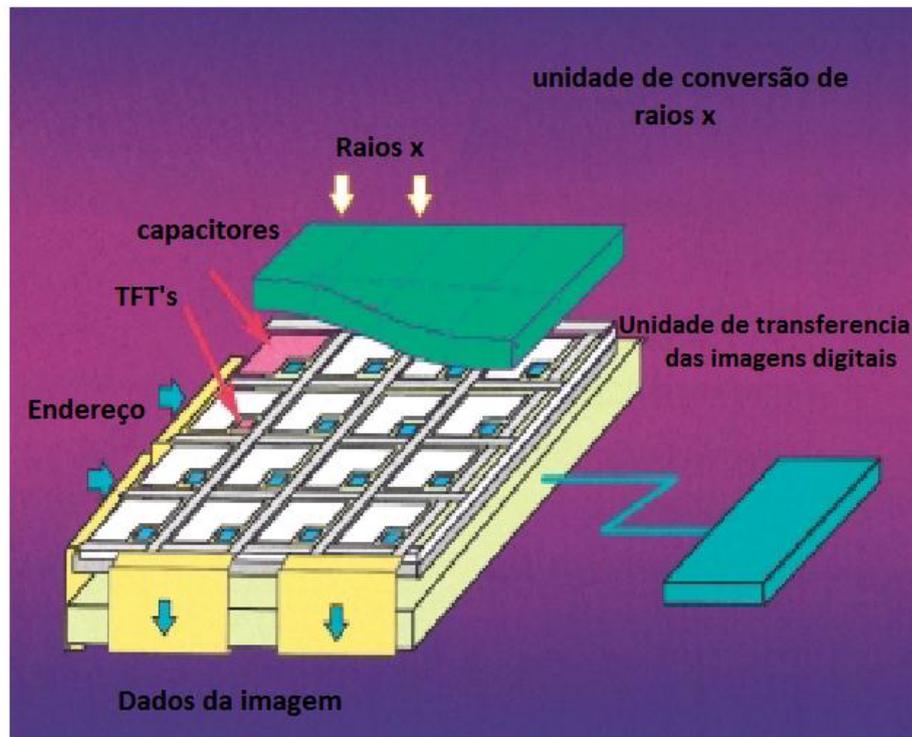


Figura 2.34 - Imagem de um DDA (*Flat Panel*) com detectores de conversão direta para imagens dinâmicas [16].

2.35. INTRODUÇÃO AO *FLAT PANEL* (DETECTOR DE RAIOS X POR IMAGEM DIGITAL).

O detector de raios X por conversão direta são essencialmente circuitos integrados, que detecta raios X e converte em sinais digitais que serão transformados em imagem digital para análise, armazenamento e envio de dados por meios eletrônicos. O *Flat Panel* consiste de milhões de pixel, cada um agindo como um detector, como se pode ver na figura 2.34.

Cada pixel converte a radiação recebida em uma quantidade de carga proporcional à radiação incidente. Na conversão direta um fotocondutor, tal como o selênio amorfo (a-Se) é usado para absorver a radiação incidente e convertê-la em carga, que é coletado

por um eletrodo e em seguida lido e convertido em sinal digital. Os pares elétrons-buraco (EHP's) são gerados pela radiação que atinge o fotocondutor. Cada pixel tem um capacitor de armazenamento para receber e armazenar a carga gerada pelos raios X no fotocondutor. A figura 2.35 mostra um diagrama de um *Flat Panel* com dois *pixels* lado a lado marcados como *pixel 1* e *2*. Uma radiação incidente de intensidade X_1 no *pixel 1*, gera uma carga Q_1 no fotocondutor que é armazenado no capacitor C_1 deste *pixel*. Quando o transistor do *pixel 1* é ativado, a carga Q_1 é lida e forma um *pixel* da imagem. Detectores de conversão direta têm sido intensamente estudados por um grande número de autores [16].

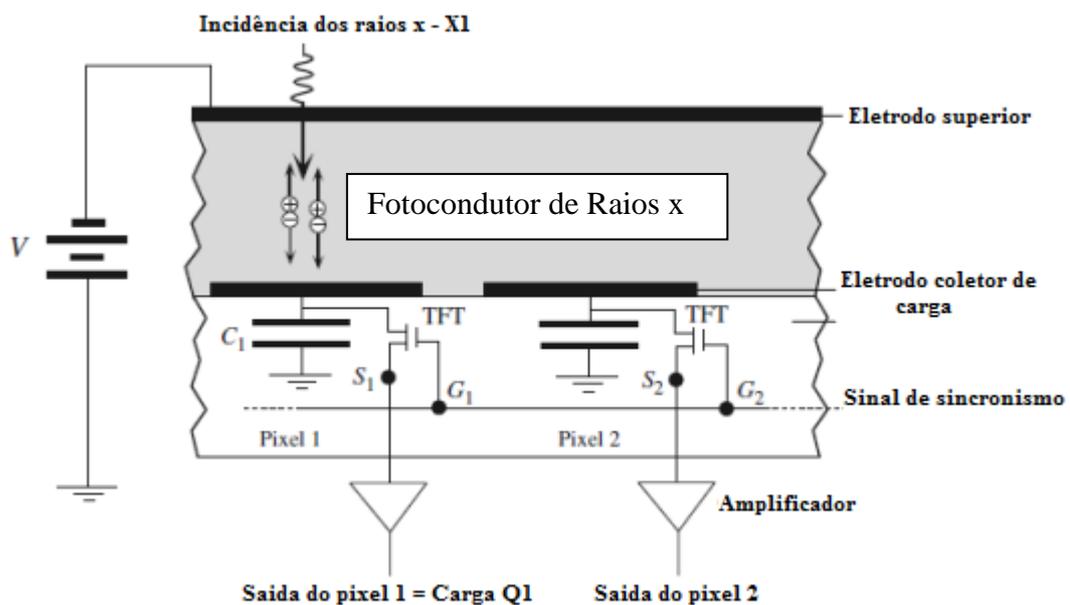


Figura 2.35 - Esquema simplificado de uma seção de corte de dois *pixels* de um conversor direto em um detector de *Flat Panel* [28].

2.36. RECENTES DESENVOLVIMENTOS DOS FOTOCONDUTORES.

A sensibilidade de um conversor direto de raios X depende da eficiência do fotocondutor de converter a radiação em carga que pode ser coletado pelos transistores. A eficiência é afetada principalmente por três fatores. O primeiro fator é o quanto da radiação incidente gera os pares de elétrons-buracos e este fator depende do coeficiente de atenuação α do fotocondutor, do material e da espessura L. A eficiência quântica do fotocondutor ($\eta_Q(E)$) é dada pela equação 13.

$$\eta_Q(E) = [1 - \exp(-\alpha L)] \quad (13)$$

Onde $L \cdot \alpha = \alpha(E, Z, d)$ é uma função da energia, bem como das propriedades atômicas do material Z e da densidade d.

O segundo fator é quanta carga são geradas na absorção de fótons. A quantidade de energia média absorvida (W_{\pm}) para gerar um simples par elétron-buraco (EHP) é denominada de energia de ionização. Esta energia deve ser a menor possível, porque a carga ΔQ gerada da absorção da radiação de energia ΔE é dada pela equação 14:

$$\Delta Q = e\Delta E / W_{\pm} \quad (14)$$

Onde (e) é a carga eletrônica.

O terceiro fator é o quanto à carga ΔQ é coletada pelo circuito externo, que é caracterizado pela mobilidade dos elétrons-buracos (μ) e o tempo de vida (τ), e o seu produto $\mu\tau$ é chamado de alcance de transmissão.

Devido a dificuldade de aumentar a área útil dos cristais, os pesquisadores têm focado nos fotocondutores amorfo e policristalino como os amorfos Se (a-Se), ThBr, PbI₂, HgI₂, PbO, CdZnTe para conversores diretos.

2.37. ESTABILIDADE DO SELÊNIO AMORFO.

Hoje em dia, o a-Se é o detector de imagens por raios X mais utilizados pelos fabricantes de detectores para clinicas médicas, porque ele pode ser facilmente depositado como uma camada fina de filme (100 a 1000 μm) sobre grandes áreas (40 cm x 40 cm ou maior), através de técnica convencional de deposição a vácuo e sem a necessidade de aumentar a temperatura do substrato além de 60-70 °C. A dopagem com as ligas As e Cl torna o a-Se estabilizado. Os elétrons-buracos criados pela energia média absorvida W_{\pm} no a-Se tem uma forte dependência do campo aplicado (F) e fraca dependência da energia E. W_{\pm} diminui fortemente com o aumento do campo elétrico. A faixa típica de operação do campo é de 10 V/μm, W_{\pm} , entre 35 e 55 eV, em um feixe de energia de 12 – 120 keV. No caso do a-Se, W_{\pm} em uma dada energia de fóton E segue uma relação empírica da forma $W_{\pm} = W_{\pm}^0 + BF^{-n}$ onde B é uma constante dependente da energia do fóton, W_{\pm}^0 é a saturação de elétrons-buracos criados por esta energia (em um campo F infinito) e n é tipicamente 0,7 – 1,0. A energia de um fóton gera muitos elétrons-buracos, mas somente uma fração deles é livre para ser transladado e o restante se recombina antes de contribuir para a fotocorrente [29].

Recentes pesquisas têm mostrado o *Flat Panel* como uma boa técnica de leitura de imagem radiográfica, baseada em finas camadas de filmes de transistor (*thin-film transistor* TFT) e matriz ativa ordenada (*active-matrix array* AMA). Esta técnica permite uma leitura instantânea com alta qualidade. O principal fator que possibilitou a

implementação da técnica de detecção de raios X por DDA foi o desenvolvimento da matriz de TFT. Este desenvolvimento foi direcionado primeiramente as telas de TV. A combinação do AMA e o fotocondutor constitui um detector de imagem de raios X por conversão direta. O termo conversão direta refere ao fato dos fótons de raios X serem diretamente convertidos em cargas que são depois coletados. Esta é a diferença de um sistema a base de conversor indireto, onde existe uma etapa intermediária de conversão em fótons de luz via fósforo e então em cargas.

Na conversão indireta e direta, a imagem latente é uma distribuição de cargas residindo nos pixels do painel. As cargas são lidas linha por linha usando sistemas eletrônicos periféricos, multiplexados e transformado em uma série de sinais digitais, após estes sinais são transmitidos para o computador como é mostrado na figura 2.36.

O sistema de leitura eletrônico como pode ser visto na figura 2.36, consiste em milhões de *pixels* individuais eletronicamente conectados por TFT's, um para cada *pixel*, eletronicamente ligado por toda a matriz e fornecendo eletricidade aos sistemas periférico. Os TFT's agem como chave para controlar a saída das cargas coordenando o tempo da linha a ser lida. A construção destas malhas em grandes áreas está se tornando viável e todos os tamanhos deverão ser possíveis no futuro. O AMA é uma matriz M x N de capacitores de armazenamento C_{ij} , cuja carga pode ser lida através do endereçamento dos TFT_{ij}. Sistemas eletrônicos de leituras e *software* através de “auto-escaner”, convertem as cargas armazenadas nos capacitores em imagem digitais. O auto-escaner aqui referido não é um equipamento externo tal como um *laser* de alguns sistemas digitais, por exemplo, o *Image Plate*. O auto-escaner é parte integrante do *Flat Panel* e seu *software* [28].

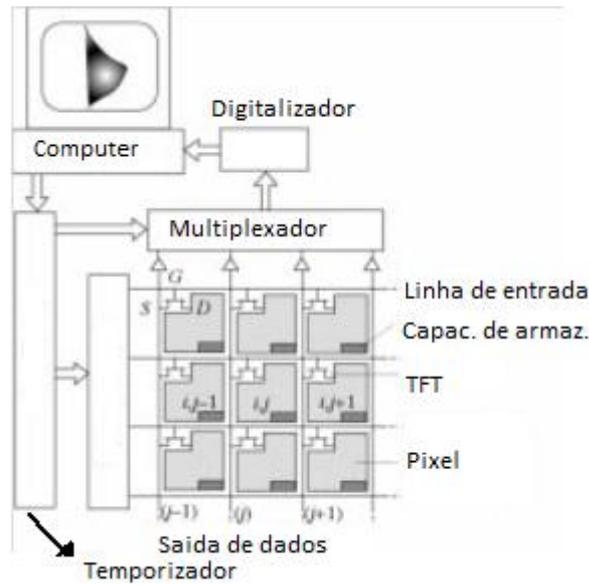


Figura 2.36 Circuitos TFT e AMA usado em detectores de raios X com sistema de leitura eletrônico [42].

Para facilitar a leitura da imagem latente, todos os TFT's de uma fila têm suas entradas conectadas, enquanto todos os TFT's na coluna têm suas fontes conectadas. Quando a entrada da linha (i) é ativada todos os TFT's de uma linha são ligados e lêem as cargas nos eletrodos dos *pixels* desta linha (i), os dados são paralelamente multiplexados em dados seriais, digitalizados e então enviados ao computador. O auto-escaner controla a atividade da próxima linha (i+1) e todas as cargas desta linha são lidas e multiplexadas, até que toda a matriz tenha sido lida. A resolução primária é determinada pelo tamanho do *pixel* [28].

2.38. UM FOTOCONDUTOR DE BOA QUALIDADE.

Os detectores de imagens DDA com fotocondutores de a-Se descrito aqui não são os únicos. Embora instrutivo para mostrar um fotocondutor de boa qualidade. Para uma camada de fotocondutor de boa qualidade, seria necessário possuir as seguintes propriedades.

- Aproximadamente toda a radiação incidente deverá ser absorvida pelo fotocondutor para evitar radiação de espalhamento. Para isto, o coeficiente de absorção α devido o efeito fotoelétrico deve ser grande e a profundidade da absorção δ deve ser substancialmente menor que a profundidade da camada L.
- O fotocondutor deverá ter alta sensibilidade aos raios X, isto é, deve ser capaz de gerar uma grande quantidade de elétrons-buraco (EHP's) livres por unidade de radiação. Isto é, a quantidade de radiação requerida denominada W_{\pm} para criar um simples elétron-buraco livre ou coletável deve ser baixa, Logo, para muitos materiais, W_{\pm} é proporcional ao “bandgap” (E_g). Um bom fotocondutor necessita de um pequeno “bandgap”.
- A “dark current” deverá ser pequena, isto significa que os contatos dos fotocondutores não devem ser injetados e evitar os vários defeitos gerados pelo aumento da temperatura, isto é a dark condutividade deve ser praticamente zero. Pequenas dark condutividade geralmente requer uma larga bandagap que conflita com a condição 2 acima. A dark corrente preferencialmente não deve exceder $\sim 10\text{-}100 \text{ pA cm}^{-2}$ dependendo da aplicação.

- Não deve haver recombinação de elétrons-buracos à medida que se move em direção aos eletrodos coletores. Elétrons-buracos são gerados no interior do fotocondutor. O volume recombinado é proporcional a ambas as concentrações de elétrons e buracos e normalmente isto é insignificante desde que a exposição os raios X não seja muito alta.
- Não deve haver armadilha profunda para os elétrons-buracos (EHP's), isto significa que, para os elétrons-buracos o caminho percorrido “*schubweg*” $\mu\tau F \gg L$, onde μ é a mobilidade, τ é o tempo de penetração até a captura pela armadilha (tempo de vida), F é o campo elétrico e L é a espessura da camada de fotocondutor. O “*schubweg*” é a distância percorrida antes de ser capturado pela armadilha.
- Um longo tempo de transito, que depende da sua mobilidade, mas deve ser menor que o tempo de acesso do *pixel*.
- O item exposto acima não deve mudar ou deteriorar com o tempo como consequência da repetição à exposição aos raios X, isto é, a fadiga dos raios X e os danos provocados por estes raios devem ser insignificantes.
- O fotocondutor deve ser facilmente revestido por um painel de AMA, pela técnica convencional de vácuo sem aumentar a temperatura dos AMA's a um nível que possa causar danos. O fotocondutor deve ser revestido por grandes áreas do substrato. Um detector de grande área é essencial na radiografia em ensaios não destrutivo [28].

2.39. DETECTORES DE CONVERSÃO INDIRETA.

Como já mencionado anteriormente, existe outra classe de DDA que funciona pelo método de conversão indireta, que é o método de detecção utilizado neste trabalho. Estes detectores convertem em um primeiro momento o raios X incidente em luz, pelo uso dos cintiladores de fósforo, tal como CsI e então detecta a luz com o fotodetector [16].

Quando um *pixel* do cintilador se ilumina devido aos raios X, uma quantidade proporcional de carga é transmitida para o dispositivo de leitura. A construção deste sistema de leitura é denominada de matriz ativa. O uso de semicondutores como foto detectores ou como chaves (com diodos ou transistores) para a leitura começou com a matriz de fotodiodo. Na conversão indireta uma camada de cintilador sensível aos raios x é colocada sobre um fotodiodo de Si por exemplo. Este sistema é usado hoje em dia e é chamado de matriz de diodo linear (*Linear Diode Array-LDA*), popularmente usado em inspeções de bagagens em aeroportos.

2.40. CONSTRUÇÃO DO *FLAT PANEL DETECTOR* (FPD).

O esboço de um típico *Flat Panel* pode ser visto na figura 2.37. Toda a estrutura é construída sobre um substrato de vidro. A figura 2.37 mostra nove *pixels*, mas este padrão se repete por toda a matriz milhões de vezes. Eles são sequencialmente arranjados em fila e cada fila tem um número. As linhas são conectadas através de fios que são chamadas de linhas de entrada e as colunas chamadas de linhas de dados ou drenos. A arquitetura de um simples *pixel* é mostrada na figura 2.37. Os fósforos cintiladores mais comuns usados para este propósito são o Oxissulfato de Gadolínio

(Gd_2O_2S – denominado GOS) e o iodeto de césio (CsI). A luz do fósforo vai até o fotodiodo que cria cargas proporcionais a intensidade da luz. As cargas são depositadas sobre os capacitores de armazenamentos que são mostrados na figura 2.37. Cada *pixel* tem o seu próprio (TFT) de silício amorfo. Os TFT's desempenham um papel específico na leitura das cargas, que são armazenadas durante a exposição. Durante a exposição estes transistores estão desligados e o sinal dos *pixels* é armazenado como carga em capacitores em cada *pixel*. É como uma imagem latente de cargas. Para iniciar a leitura um pulso positivo é liberado para o TFT na porta 1, isto permite a leitura das cargas de todos os capacitores da linha correspondente e a liberação de sinais pela linhas de dados. Estes dados atingem os amplificadores de carga que são mostrados na parte inferior da figura 2.38 e depois digitalizados. Todos os *pixels* da primeira linha são lidos e armazenados. Durante este período as outras entradas estão desligadas e os dados permanecem armazenados nos capacitores. Em seguida a linha de entrada 2 é aberta e coleta as cargas dos *pixels* ligados a linha 2 e assim sucessivamente. Após a leitura de toda a tela um ciclo de apagamento é aplicado para preparar o *Flat Panel* para a próxima exposição [30].

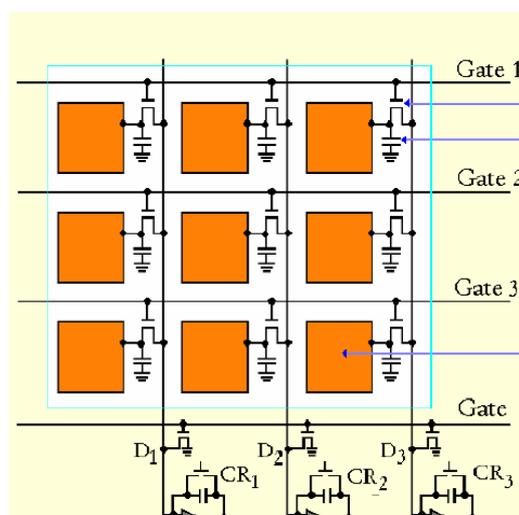


Figura 2.37 – Esboço da configuração de um segmento de alguns *pixels* do *Flat Panel Detector* [30].

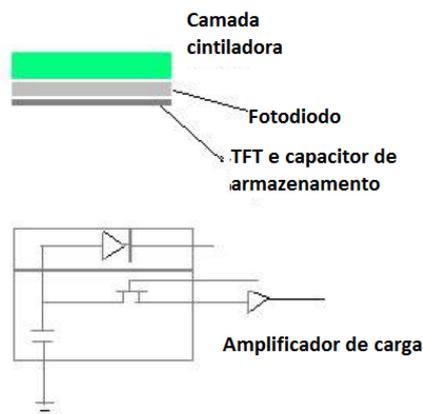


Figura 2.38 – Estrutura de um simples *pixel* e o seu circuito [30].

2.41. FÓSFORO CINTILADOR.

Um cintilador é um material que absorve os raios X e converte em luz visível. Um bom cintilador gera mais fótons de luz visível do que os fótons de raios X que são absorvidos. 20 a 50 fótons de luz visível por 1 kV de fótons de raios X absorvido. Cintiladores são geralmente materiais de alto número atômico que tem alta absorção de raios X e uma baixa concentração de ativadores para produzir fótons na faixa visível.

Para um máximo brilho os fósforos usados em raios X são feitos de Oxissulfito dopados com terras raras. Os mais comuns são os gadolínio e os latânio dopados com térbio. Estes cintiladores emitem tipicamente luz azul ou verde. Vários tamanhos de grãos e misturas químicas são usados para produzir uma variedade de resoluções e brilho.

Cintiladores de iodeto de cézio (CsI) produzem uma melhor resolução e brilho. CsI tem a boa característica de se formar como uma densa matriz de cristais na forma de agulhas finas (10 a 20 micrômetro de diâmetro), nas condições apropriadas de evaporação. Veja a figura 2.39 Estes cristais atuam como tubos de luz para fótons

visíveis gerados na entrada do cintilador. Como o césio tem um alto número atômico é um excelente absorvedor de raios X, de modo que este material faz uma utilização muito eficiente dos fótons de raios X. Aproximadamente 20 a 25 elétrons volts são necessário par gerar cada fóton de luz. Quando dopado com latânio o CsI emite luz com comprimento de onda de aproximadamente 550 nm. A combinação do CsI e silício amorfo (a-Si) tem a maior eficiência quântica de detecção (DQE) dos materiais produzidos hoje em dia. A DQE mede o desempenho de um sistema de imagem. O DQE depende da energia da fonte, composição e espessura do cintilador [31].

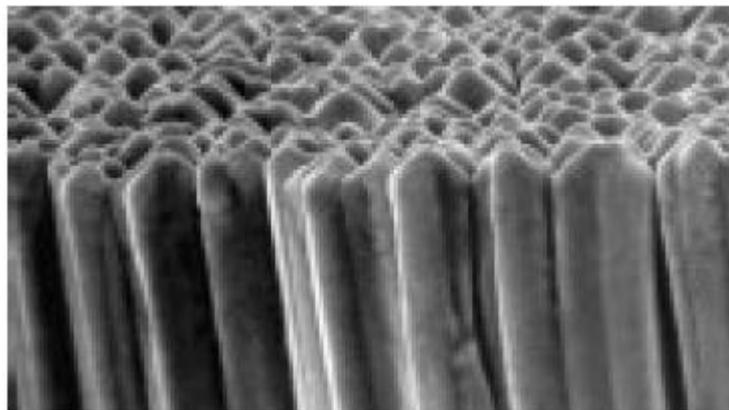


Figura 2.39 – Cristais de iodeto de césio (CsI) com formatos de tubos [31].

Cintiladores a base de Oxissulfato de Gadolínio (Gd_2O_2S) GOS tem uma estrutura granular. Veja a figura 2.40. Esta tecnologia é bem conhecida e as propriedades como tamanho, espessura e flexibilidade são facilmente manuseáveis, bem como tem um bom custo benefício. Este tipo de fósforo pode ser produzido com finas ou grossas espessuras. Camadas mais espessas de cintiladores aumentam a quantidade de raios X convertida em luz visível, que aumentam a eficiência de absorção, embora camadas muito espessas aumentem o espalhamento e diminua a resolução. Em contrapartida espessuras muito finas diminuem a absorção, mas melhoram a resolução espacial. Uma

das desvantagens dos cintiladores GOS é a redução da eficiência a temperaturas elevadas [32].

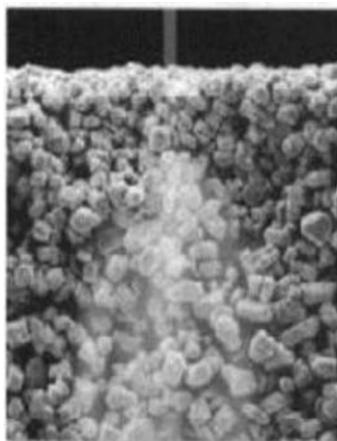


Figura 2.40 – Cristais de Gd_2O_2S com formato granular [33].

2.42. CALIBRAÇÃO.

Em média um *Flat Panel Detector* tem pelo menos um milhão de *pixels*. Cada *pixel* tem camadas com cintilador, diodo semiconductor e transistores. Decerto que ocorram variações nos sinais de saídas devido às variações na produção, correntes de fuga, etc. Para que tenha uma saída uniforme, fiel à radiação incidente, um processo de calibração deve ser feito antes que o sinal seja enviado às outras unidades de processamento. Este processo também melhora a relação sinal ruído e o contraste. No processo de calibração cada *pixel* é ativado conforme seu endereçamento para que tenha um ganho equilibrado. Isto ocorre quando nenhuma radiação ionizante está sendo aplicada. Todos os detectores são carregados sem que haja exposição. Uma imagem é gerada com os parâmetros mais prováveis. O ganho de cada *pixel* e a variação do amplificador de carga é verificado e a correção é aplicada para que haja uma consistência entre o sinal de saída e a exposição.

Amplificadores são ajustados para que obtenha uma saída uniforme. É aconselhável que a calibração seja refeita se diferentes condições de exposição forem usadas [30].

2.43. PARÂMETROS DE QUALIDADE INERENTE AO *FLAT PANEL*.

Velocidade: Como este dispositivo trabalha com semicondutores, é necessária pouca dose de radiação para a formação da imagem, em média 30 a 50 vezes mais rápido que o filme convencional, dependendo do tipo de construção.

Fill Factor – O tamanho do pixel em alguns *Flat Panels* atualmente é de aproximadamente 120 a 130 μm , mas partes do *pixel* não são sensíveis a radiação. Por isto, a soma de toda a área sensível não corresponde área física do detector, como se pode observar na figura 2.41. A razão entre a área sensível e a área total é chamada de *fill factor*. Este conceito é exclusivo para *flat panels*. Por exemplo, o fósforo $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ sobre um a-Si tem uma área ativa de 55% a 58%, o fósforo CsI com cristais em agulha sobre um a-Si apresenta uma área ativa maior, aproximadamente 70%. Já os conversores diretos do tipo a-Se possuem uma área ativa de 85% [30].

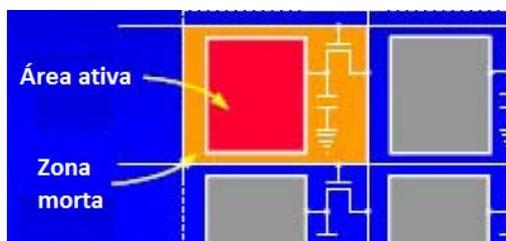


Figura 2.41 – Área ativa de um *pixel* de conversão indireta.

2.44. IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL.

O armazenamento das imagens digitais é feita através de dígitos binários denominados bits, que podem assumir valores de zero e um, um conjunto de bits denomina-se byte.

Os *pixels* da imagem digital são representados por bytes e *bits*. As tonalidades de graus de cinzas dos *pixels* são representadas pelos bytes. O tamanho numérico de uma imagem (número de bytes) determina o espaço no disco ou computador utilizado para guardar uma imagem. A maioria dos sistemas de aquisição de imagens digitais trabalha com bytes de oito bits.

2.45. QUALIDADE DA IMAGEM.

Neste capítulo serão apresentados alguns fatores que influenciam a qualidade de imagem radiográfica.

2.45.1. RESOLUÇÃO ESPACIAL.

A resolução espacial é um dos principais fatores que afetam a qualidade da imagem digital. É definida como a menor separação (distância) entre dois pontos da imagem que pode ser visualizada.

Diversos fatores afetam a resolução espacial de uma imagem radiográfica, e contribui para a degradação do sinal, causando uma perda da definição (desfocagem geométrica).

2.45.2.RESOLUÇÃO EM CONTRATE.

É a menor diferença de um sinal entre dois *pixels* digitais de uma imagem, depende do número total de código (nível de quantificação), bem como a amplitude de sinal em relação ao *background*.

O contraste esta relacionado com a espessura do material, a densidade e a composição química (número atômico), e pode ser dividido em dois tipos: contraste do sujeito e contraste da imagem.

2.45.3.CONTRASTE DO SUJEITO.

Existe uma diferença entre a radiação que chega ao corpo de prova e a que emerge do outro lado. E esta diferença é provocada pelas diferentes características da estrutura do corpo de prova. A essa radiação que sai do lado oposto do objeto irradiado denomina-se imagem da área, e a diferença entre os vários pontos dentro da imagem da área dá-se o nome de contraste do sujeito e é afetado principalmente pela energia da radiação incidente no objeto.

Uma forma para exemplificar o contraste do sujeito é comparando a intensidade da radiação emergente entre dois materiais como alumínio e o plástico. Se as intensidades tiverem uma relação de magnitude entre si de quatro vezes, pode-se dizer que o contraste do sujeito terá valor quatro [34].

2.45.4.CONTRASTE DA IMAGEM.

Contraste da imagem é a diferença dos tons de cinza de duas estruturas adjacentes na imagem. Depende basicamente das características das estruturas do objeto inspecionado, como a composição dos materiais, densidade, espessura, da energia, da intensidade de fótons que emergem das diferentes estruturas (contraste do sujeito) e das características do sistema de detecção de imagens [34]. A figura 2.42 mostra os diversos estágios de formação do contraste da imagem.

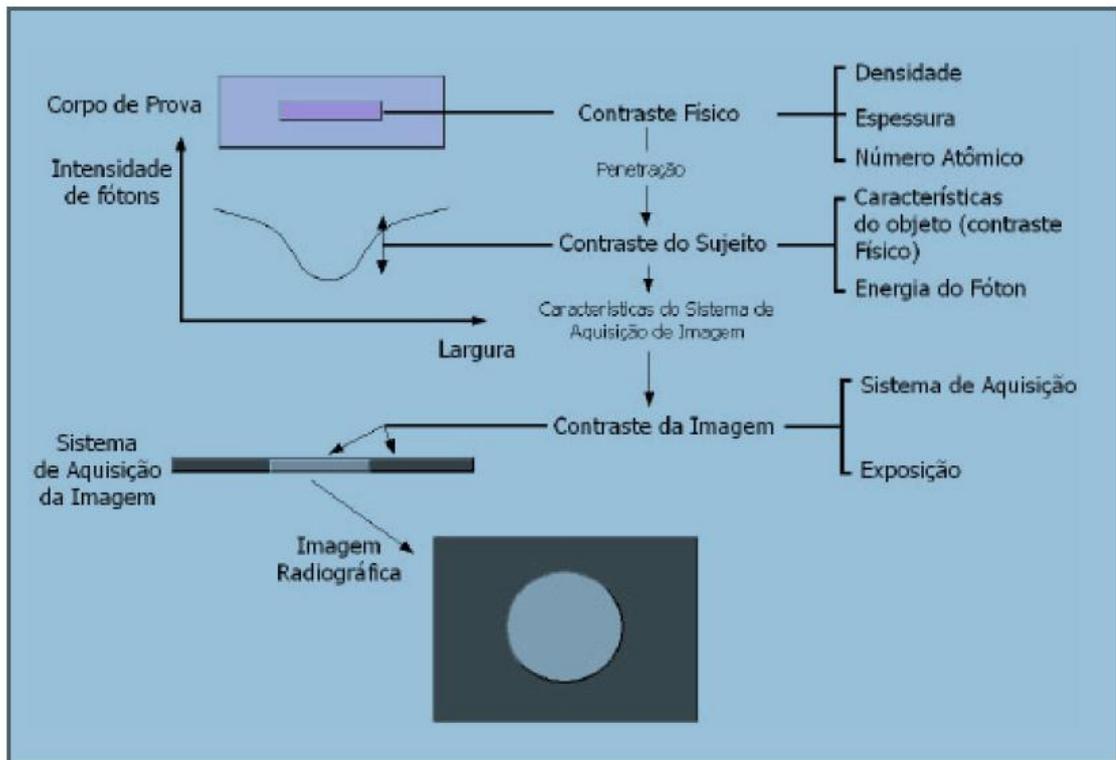


Figura 2.42 - Estágios de formação do contraste da imagem [34].

2.46. OUTROS FATORES QUE AFETAM O CONTRASTE.

Podemos citar dois outros fatores que afetam o contraste: radiação espalhada e energia do feixe de radiação.

2.46.1. RADIAÇÃO ESPALHADA.

A radiação espalhada diminui o contraste, impedindo a observação de certos detalhes na imagem. Pode-se observar na figura 2.43 uma ilustração do contraste de uma imagem obtida com radiação espalhada e sem ela.

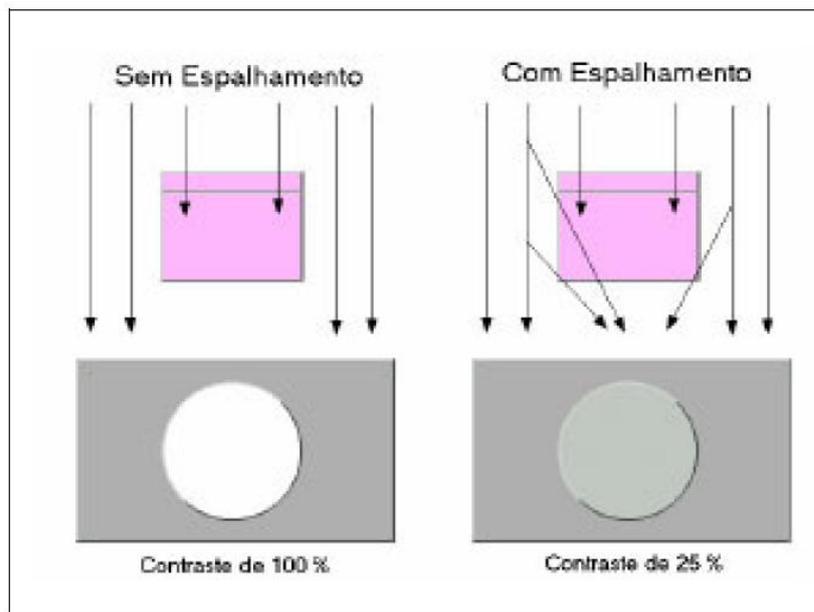


Figura 2.43 - Contraste obtido sem e com radiação espalhada [34].

Na figura 2.44 podemos observar o comportamento do contraste de imagem com a radiação espalhada. O contraste diminui exponencialmente com o aumento da radiação espalhada.

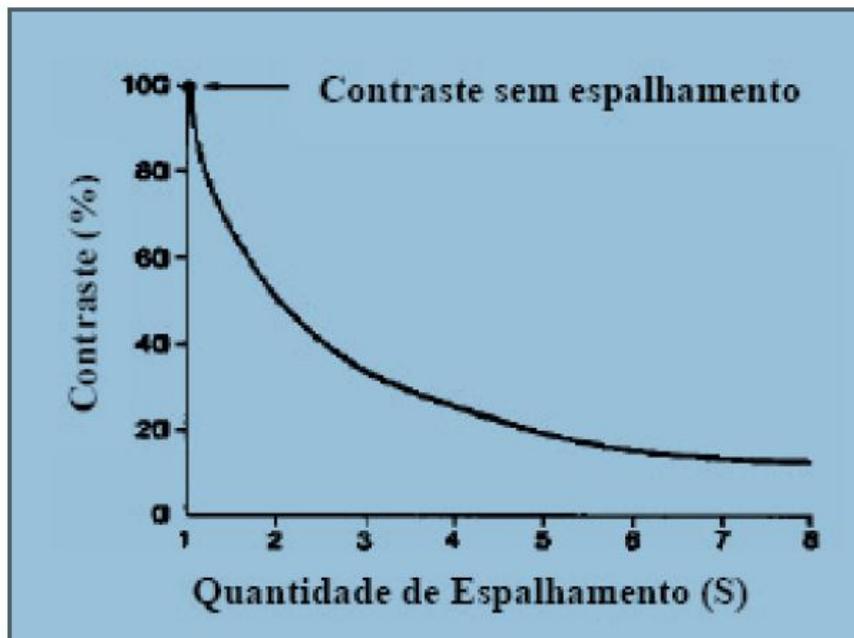


Figura 2.44 - Comportamento do contraste da imagem em função da radiação [34].

A interação da radiação com objetos nos arredores da área de inspeção é quem gera a radiação espalhada. Ao interagir com estes objetos parte da radiação é refletida e volta ao detector, gerando informações que prejudicam a informação útil na região de interesse. Nas radiografias industriais é bastante comum acontecer este fenômeno, devido à alta energia da radiação utilizada nos ensaios.

Podemos prevenir a radiação espalhada utilizando telas de chumbo nas partes anteriores e posteriores do detector, que tem a função de diminuir a radiação espalhada, que ao interagir anteriormente com outros objetos tem energia mais baixa, e maior dificuldade de atravessar a tela de chumbo [4].

2.46.2. ENERGIA DO FEIXE DE RADIAÇÃO.

O contraste é extremamente afetado pela energia da radiação, quanto maior a energia, menor será a diferença entre áreas de diferentes densidades de massa do corpo de prova. Pode-se observar na figura 2.45, a variação do contraste em função do aumento da energia do feixe [34].

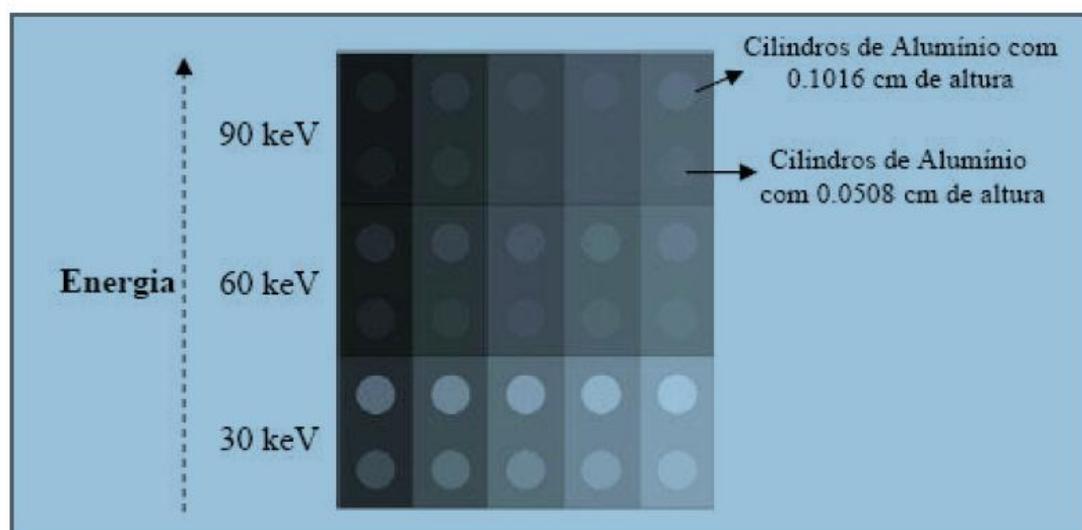


Figura 2.45 - Escala de degraus de tecido adiposo com cilindro de alumínio inserido.

No filme convencional o contraste é limitado pela velocidade de exposição radiográfica, na imagem radiográfica digital é limitado pelo nível de ruído.

2.47. RUÍDO.

O ruído pode ser definido como a variação aleatória da intensidade do sinal, que reduz os detalhes da imagem, principalmente de objetos pequenos e de baixo contraste.

O ruído da imagem possui diversas origens. A maneira aleatória que os fótons de radiação são distribuídos na formação da imagem é denominada ruído quântico.

2.47.1.ALGUNS TIPOS DE RUÍDO.

2.47.1.1.RUÍDO DE QUANTA NOS RAIOS X.

O ruído quântico pode ser definido como a variação randômica dos raios X quando são absorvidos pelo receptor. Mesmo ao ser exposto a um feixe de raios X uniforme, o número de quanta absorvido por unidade de área no receptor varia conforme a distribuição de Poisson. Ao diminuir o número de fótons absorvidos, maior será o grau de flutuação [4].

2.47.1.2.RUÍDO DE QUANTIZAÇÃO.

O ruído de quantização aumenta a incerteza na determinação dos sinais digitais discretos e depende do número de bits utilizados no processo de conversão do sinal de analógico para digital [4].

2.47.1.3.RUÍDO ELETRÔNICO.

Durante todo o processo há uma degradação do sinal de saída causado pelo ruído eletrônico. Na figura 2.46, observar-se a contribuição dos ruídos durante todo o processo de obtenção de uma imagem radiográfica.

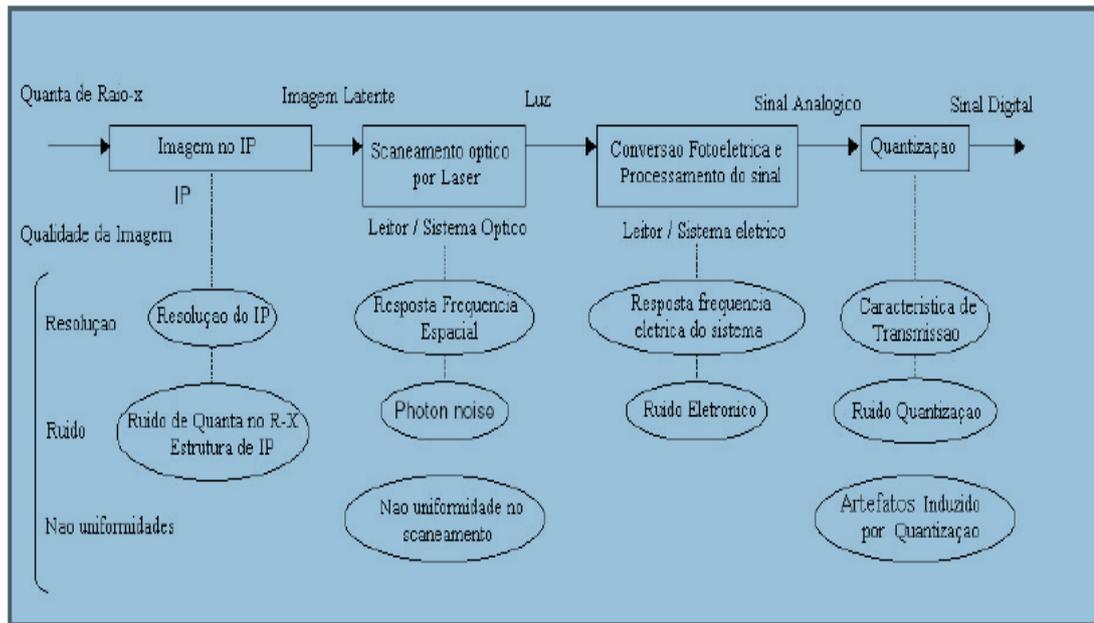


Figura 2.46 - Contribuição de ruído durante todo o processo de obtenção da radiografia [35].

2.48. RAZÃO SINAL RUÍDO (SNR).

Pode-se perceber pelo exposto acima que ruído digital é qualquer sinal indesejado que interfere na detecção ou processamento do sinal. Para mensurar a interferência do ruído sobre o sinal é importante determinar a razão entre o sinal desejado e o que não reproduz a imagem radiográfica desejada, ou melhor, a relação sinal-ruído. Quanto maior for a razão sinal-ruído, melhor será a qualidade da imagem.

Na imagem digital a razão sinal-ruído pode ser calculada através da razão entre a média da intensidade do sinal em uma região da imagem pelo seu desvio padrão, obtido através dos programas de processamento de imagem, sendo calculada pela equação 15.

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \quad (15)$$

Onde,

$$s = \frac{1}{i,j} \sum_{i,j} X_{i,j} = \bar{X} \quad (16)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{(X_{i,j} - \bar{X})^2}{(i,j) - 1}} \quad (17)$$

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 [4].

2.49. MATERIAIS COMPOSTOS.

Material composto é uma classe de materiais que apresenta uma combinação de propriedades dos seus constituintes. É projetado de forma que as cargas a que é submetida, sejam suportadas pelo reforço de fibra. Desta forma, muitas variáveis precisam ser consideradas ao se projetar um compósito, por exemplo: o tipo de matriz (metálica, cerâmica e polimérica), o tipo de reforço (fibras ou partícula), suas dimensões, geometria do reforço, método de cura e a natureza da interface.

Materiais compostos com matriz metálica, polimérica e cerâmica têm uma posição de destaque pela sua elevada resistência e rigidez específicas. Estes compósitos reduzem problemas de fadiga, são mais resistentes as corrosões e ao desgaste [4].

Os materiais compostos vêm substituindo com frequência materiais tradicionais por apresentarem maior desempenho, segurança, economia e durabilidade, mas é muito importante termos uma definição formal do que seria um material composto:

Um material composto é um conjunto de dois ou mais materiais diferentes, combinados em escala macroscópica, para funcionarem como uma unidade, visando obter um conjunto de propriedades que nenhum dos componentes individualmente apresenta [36].

Todos os termos da definição são de fácil compreensão, mas um deles merece cuidado especial, que é o de especificar que os componentes aparecem em escala macroscópica no composto. Isto para distingui-lo das ligas, por exemplo, que são combinações de diferentes materiais, como o ferro e manganês no aço, mas em escala atômica. Nos compostos, a escala de dimensão das inclusões é tipicamente da ordem de um micrometro ou maior [36].

Os materiais compostos permitem aos engenheiros, até certo ponto, “criar” um novo material, destacando certas características desejáveis, enquanto minimiza outras indesejáveis, por meio da combinação de componentes. Uma gama bastante ampla de aspectos de comportamento do material pode ser manipulada no projeto de um composto, por exemplo: resistência, rigidez, resistência à corrosão, resistência à abrasão, redução de peso, capacidade de trabalho a alta e baixa temperatura, isolamento ou condutividade térmica, elétrica ou acústica e aparência estética.

2.50. MATERIAL COMPOSTO COM ESTRUTURA EM SANDUÍCHE.

Estes materiais chamados de sanduíche são um tipo especial de materiais compostos, constituídos de três partes principais: duas camadas externas, chamadas faces e uma camada interna denominada núcleo. Veja a figura 2.47. A face tem a função de suportar forças de compressão, tração e cisalhamento. Em contrapartida, a função do núcleo é de manter o afastamento das faces e proporcionar uma resistência na direção perpendicular às faces evitando o esmagamento, fazendo com que a estrutura funcione como uma unidade [36].

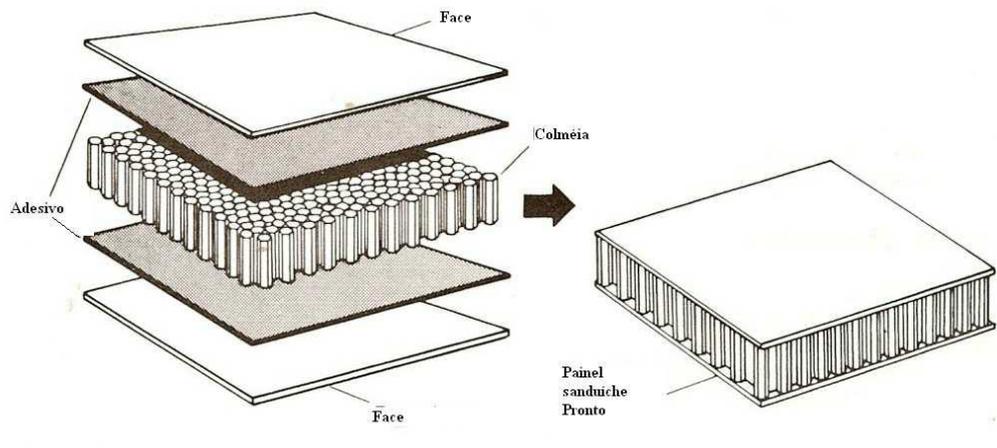


Figura 2.47 – Esquema de um painel-sanduíche de colmeia [36].

CAPITULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta os equipamentos, o corpo de prova e os procedimentos utilizados para a execução deste trabalho, no Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN) da COPPE/UFRJ.

3.1. INSTRUMENTOS E MATERIAIS.

Nesta seção são apresentadas as características dos equipamentos utilizados para a realização deste trabalho. Equipamento de raios X, filme, *Image Plate* (IP), Escâner de leitura dos (IP's), Sistema de radiografia digital (*Flat Panel Detector* – FPD), programas de processamento de imagens digitais, IQI de fio duplo e corpo de prova.

3.1.1. CORPO DE PROVA

O corpo de prova utilizado para este ensaio foi construído por uma empresa de manutenção, reparo e inspeção (*maintenance, repair and overhaul* MRO) da área de aviação. Foi utilizando como base para a construção do corpo de prova o Manual de Reparos Estruturas (*Structural Repair Manual* SRM) do avião A310 da AIRBUS. O corpo de prova tem as seguintes dimensões 24x18x4 como mostra a figura 3.2. É constituído de duas faces de fibra de carbono com um núcleo em forma de colmeia. Primeiro, uniu-se a face inferior com o núcleo em forma de colmeia através de uma resina *epoxi*. A parte superior do corpo de prova ficou aberta para que fosse possível

colocar o fluido (água destilada), que simularia a umidade que a peça real estaria exposta. Na face superior foi colocada uma quantidade de resina, equivalente a usada para fixá-la na parte inferior do corpo de prova e curada (seca) fora dele. Este procedimento foi usado para simular a presença de todos os materiais que compõe a peça real e sua espessura total. O corpo de prova pode ser observado na figura 3.1.

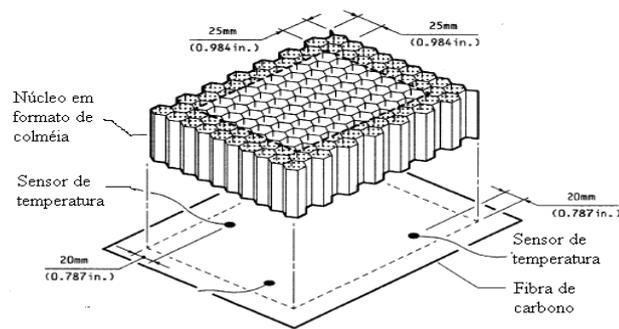


Figura 3.1 – Corpo de prova sem a face superior.

Foi colocada água com uma seringa graduada em uma região delimitada por sete células do núcleo de colmeia. Em cada conjunto de sete células introduziu-se uma quantidade de água, que varia de 0,1 ml a 0,75 ml. A distribuição dos diversos níveis de água poder ser observado na figura 3.2. É importante ressaltar que as células são impermeáveis não permitindo a migração da água para as células vizinhas. Na tabela 3.1 é mostrada a quantidade de água em cada conjunto de sete células. A face superior é colocada antes de expor o corpo de prova à radiação ionizante.

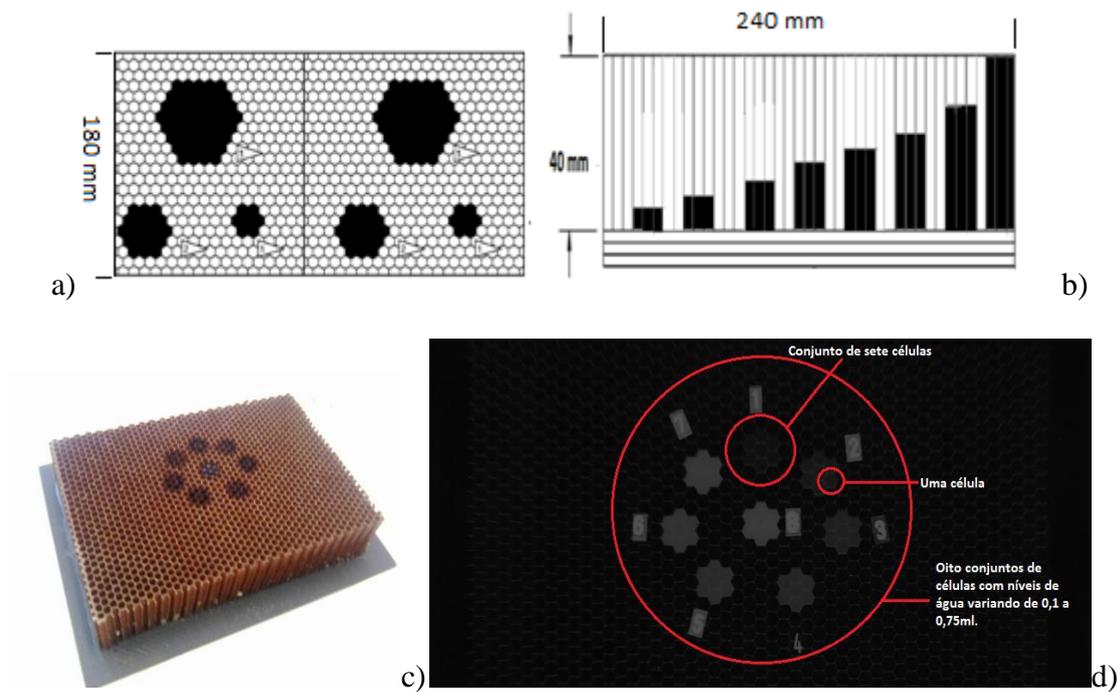


Figura 3.2 – Em a) tem um esboço de topo do corpo de prova, em b) um esboço de perfil, em c) uma foto do corpo de prova e em d) uma radiografia do corpo de prova com água.

Tabela 3.1 – Níveis de água depositada em cada conjunto de sete células.

Conjunto de células	Níveis de água (ml)
1	0,10
2	0,20
3	0,30
4	0,40
5	0,50
6	0,60
7	0,70
8	0,75

3.1.2. EQUIPAMENTO DE RAIOS X.

Foram utilizados dois tipos de equipamentos, um da marca ANDREX o outro da marca YXLON. As características estão descritas na tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Características do tubo de raios X.

Marca ANDREX – modelo 2041	
Tensão de operação	200 kV
Corrente de filamento	1 a 5 mA
Tamanho do foco	1,0 x 3,8 mm
Ângulo do feixe no eixo radial	360°
Ângulo do feixe no eixo axial	45°
Temperatura máxima de operação	70°C
Consumo com alimentação de 220V	7,0 A

Marca YXLON – modelo Y.TU 160 D05	
Tensão de operação máxima	160 kV
Corrente máxima do filamento a 160 kV	6,25 mA
Tamanho do foco	1,0 x 1,0 mm
Ângulo do feixe emergente	40°
Temperatura de operação	-10°C a +40°C
Refrigeração	Água
Potência	1000 W
Filtro	0,8 mm Be +3 mm Al

A figura 3.3 mostra os equipamentos de raios X utilizados neste trabalho. O equipamento YXLON foi usado nas radiografias digitais (RC / FPD) e com o aparelho fabricado pela ANDREX foram feitas as radiografias com filmes convencionais processados quimicamente.

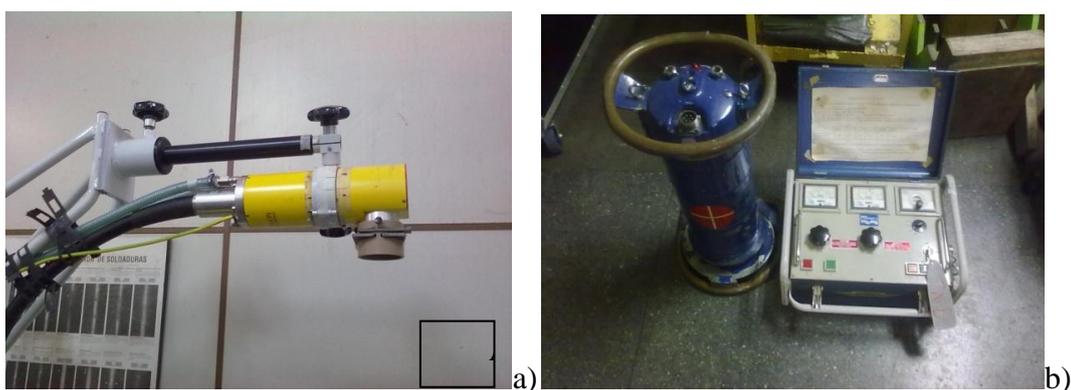


Figura 3.3 – Imagem (a) tubo YXLON modelo Y.TU 160 D05.e (b) equipamento ANDREX modelo 2041.

O gráfico corrente-tensão do equipamento YXLON, onde é possível relacionar a corrente de filamento máxima com o valor de tensão do tubo pode ser observada na figura 3.4.

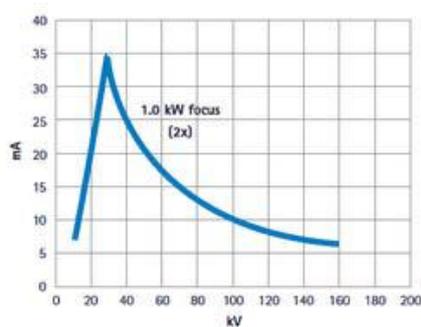


Figura 3.4 – Gráfico da relação corrente-tensão do equipamento.

3.1.3. FILMES.

Foram utilizados dois tipos de filme, um structurix D4, filme de grãos extrafinos com contraste muito alto, próprio para uma grande variedade de aplicações críticas e um structurix D7, filme de grãos finos com alto contraste e alta velocidade, projetados para

exposição direta ou com telas de chumbo. A tabela 3.3 mostra a relação da qualidade de imagem dos diversos filmes AGFA/GE com as classes de diversas normas [37].

Tabela 3.3 Qualidade de imagem e classes de sistema de filmes [38].

TIPO DE FILME	CENEM 584-1	ASTM E 1815-96	ISO 11699-1	JIS K7627
D2	C1	ESPECIAL	C1	T1
D3	C2	I	C2	T1
D4	C3	I	C3	T2
D5	C4	I	C4	T2
D7	C5	II	C5	T3
D8	C6	III	C6	T4

O processamento do filme foi feito manualmente com revelador e fixador da marca vitória a temperatura de 24°C.

3.2 EQUIPAMENTOS USADOS NA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.

3.2.1 ESTAÇÃO DE TRABALHO.

Utilizou-se uma estação de trabalho para processamento dos dados, composta de uma CPU DELL, modelo PRECISION - 340, um monitor AGFA de alta resolução 1200 x 1600 pixels. Na figura 3.5 pode-se ver a estação de trabalho utilizada.



Figura 3.5 – Estação de trabalho com monitor de alta resolução.

3.2.2 ESCÂNER LEITOR DE IP.

Um escâner de placa de fósforo CR *Tower* da AGFA/GE foi utilizado neste trabalho. Ele é composto de um sistema automático de leitura de IP's no qual cassetes de 8"x10" ou 14"x17" podem ser inseridos para leitura, com o tamanho de pixel de 113 μ m. Os cassetes são colocados na bandeja de entrada e devolvidos prontos para a próxima leitura. Este escâner possui um tamanho focal de laser de 85 μ m. Pode-se observar na figura 3.6 o abastecimento com um cassete de 8"x10" em uma escâner AGFA.



Figura 3.6 – Escâner CR TOWER da AGFA/GE.

Utilizou-se o cassete apenas para possibilitar a leitura do IP pelo escâner AGFA. A figura 3.7 mostra o cassete utilizado 8”x10”. As radiografias foram realizadas com cassetes flexíveis sem a presença do chumbo.

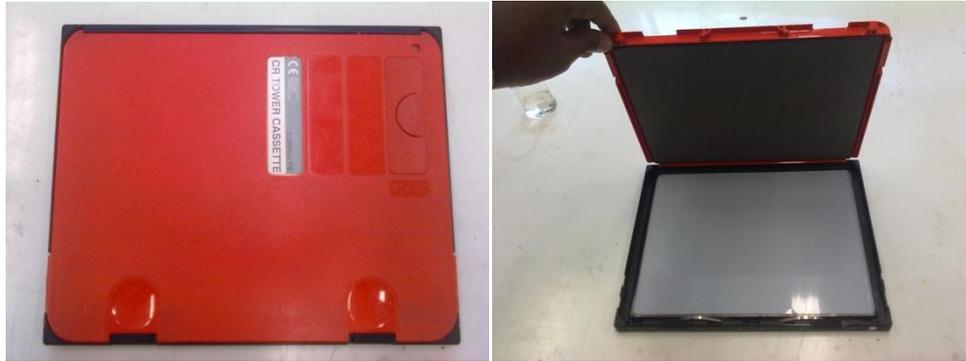


Figura 3.7 – Cassetes utilizados para leitura do *image plate* (IP).

Para a realização das radiografias com IP foi usado um cassete flexível dobrado até atingir as dimensões do IP. Na figura 3.8 pode-se observar este cassete.



Figura 3.8 – Cassete flexível sem chumbo utilizado no ensaio.

3.2.3 IMAGE PLATE (IP).

Foi utilizado um IP da GE modelo IPX. Optou-se por esta tela de fósforo por apresentar as melhores condições físicas, isto é, sem arranhões, marcas, ou imagens

residuais. Havia disponível IP's modelo IPS mais sensíveis e indicados para a utilização em inspeções de ensaios não destrutivos, mas estes IP's apresentavam marcas e imagens remanescentes. A dimensão do IP é de 8x10 pol (20 x 25,4 cm). Veja figura 3.9.

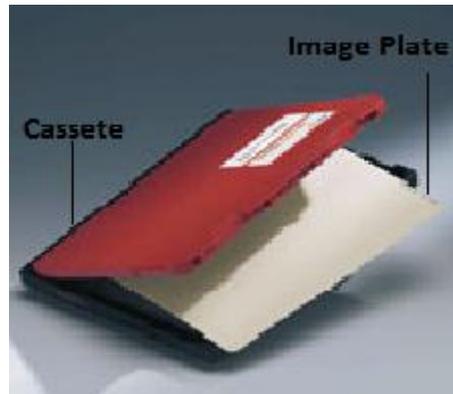


Figura 3.9 – Cassete carregado com *Image Plate*.

3.2.4 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NOS ENSAIOS DE RADIOGRAFIAS DIGITAIS (*FLAT PANEL DETECTOR - FPD*).

Nos ensaios com radiografia digital foi utilizada uma matriz de detector digital (DDA) portátil, fabricado pela GE do modelo DXR250V, com as dimensões físicas de 585 x 465 x 27 mm, área ativa de 410 x 410 mm e peso de 6 kg. Pode-se ver este equipamento na figura 3.10.

Este equipamento utiliza o método de conversão indireto com cintilador de oxissulfato de gadolínio (Gd_2O_2S), sensores de silício amorfo (a-Si) com uma matriz de (2048 x 2048) de alta resolução, tamanho de pixel de 200 μm e profundidade de níveis de cinza com 14 bits.



Figura 3.10 – *Flat panel detector* (FPD) modelo DXR250V fabricado pela GE.

Para aquisição das imagens foi utilizado o programa *Rhythm Acquire* fabricado pela GE e para processamento de imagem utilizou-se o *Rhythm Review*. Estes programas estavam instalados no *notebook* HP *ELITEBOOK* 8740W.

3.2.5 INDICADORES DE QUALIDADE DE IMAGEM (IQI).

Na radiografia digital também é necessário obter a resolução espacial. Como não há normas específicas para materiais compostos, foi utilizado o IQI de fio duplo para obter a resolução espacial básica de acordo com a Norma Europeia EN 462-5 para materiais metálicos.

O IQI de fio duplo é composto por treze pares de fio metálico inserido em uma barra de plástico. Os fios são fabricados de platina exceto os de número 1D à 3D que são de tungstênio. A figura 3.11 mostra a sua configuração [4].

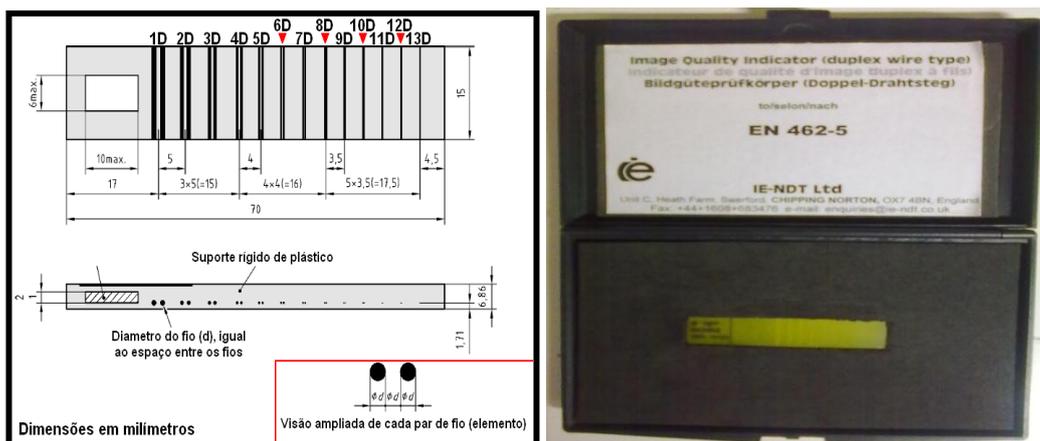


Figura 3.11 – Estrutura de um IQI de fio duplo e sua foto.

O espaçamento entre o par de fios é igual ao seu diâmetro e as suas dimensões estão na tabela 3.4.

Tabela 3.4 – Dimensões do IQI de fio duplo

ELEMENTO	PENUMBRA (mm)	DIÂMETRO DO FIO (mm)	TOLERÂNCIA	PL/mm
13D	0,10	0,050	$\pm 0,005$	10,000
12D	0,13	0,063		7,936
11D	0,16	0,080		6,250
10D	0,20	0,100		5,000
9D	0,26	0,130	$\pm 0,01$	3,846
8D	0,32	0,160		3,125
7D	0,40	0,200		2,500
6D	0,50	0,250		2,000
5D	0,64	0,320	$\pm 0,02$	1,563
4D	0,80	0,400		1,250
3D	1,00	0,500		1,000
2D	1,26	0,630		0,794
1D	1,60	0,800		0,625

A resolução espacial é obtida através do perfil de linha na imagem do IQI. Este gráfico gera os valores de tons de cinza em função da distância, como mostrado na figura 3.12. O valor da resolução básica é determinado pela 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 vista. 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.

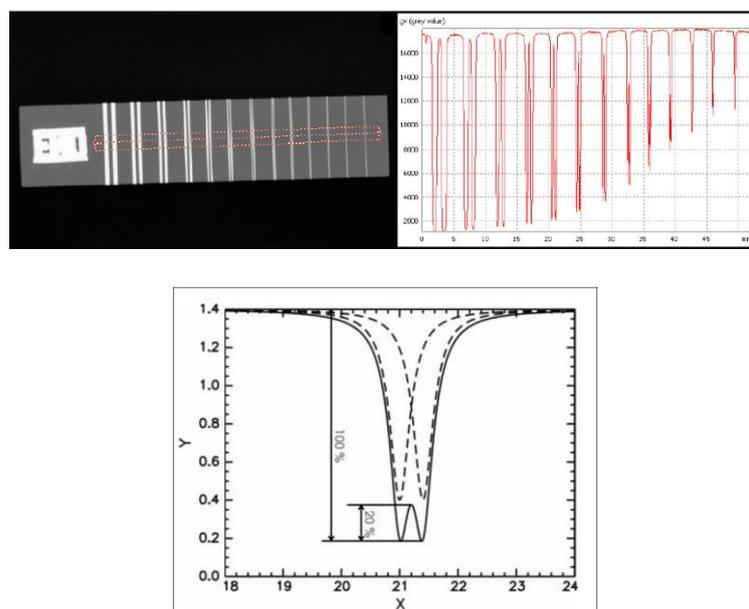


Figura 3.12 – Acima o perfil de linha de um IQI de fio duplo e abaixo a diferença de 20% entre o valor máximo e mínimo da intensidade entre dois fios [4].

3.2.6 PROGRAMAS PARA PROCESSAMENTO DE IMAGEM.

Foram utilizados três programas para o processamento da imagem, o *Rhythm Acquire 2.0.18.0 (GE)*, *Rhythm Review (GE)* e o *ISee v1.10.1 demo*.

A aquisição das imagens digitais foi feita por *Rhythm Acquire* no formato RAW e XML. Este programa foi responsável pela conversão dos arquivos para o formato DICOM (DCM), um padrão adotado pelas normas ASTM como arquivo adequado para ensaio não-destrutivo [22].

A visualização da imagem digital foi realizada pelo *Rhythm Review*, este programa possui uma série de ferramentas de análise como, realce, medições, armazenamento, etc.

O *ISee* é um analisador de imagem como o programa acima e foi usado como auxiliar na análise de imagem.

3.3 ENSAIOS RADIOGRÁFICOS.

Foram feitas radiografias com a técnica de RC, DDA e convencional para a criação de cartas radiográficas que possibilitaram a determinação do nível de água depositada no núcleo do corpo de prova.

3.3.1 RADIOGRAFIA CONVENCIONAL.

Esta parte do estudo foi realizada em uma empresa de manutenção, reparo e inspeção de equipamento aeronáutico. O esquema montado é mostrado na figura 3.13. A distância do foco detector é de 1800 mm. O filme foi colocado sobre uma chapa de chumbo com espessura de 5 mm. Foram feitos oito exposições, quatro com filme D4 classe I, com granulação extrafina e quatro com filme D7 classe II, com grãos finos e alta velocidade. Estas radiografias atendem a norma ASTM. E1742/E1742M e o manual de manutenção de ensaios não destrutivos do avião A310. Foram feitas com o equipamento de raios X Andrex 2041 e processado manualmente com revelador e

fixador da marca VITÓRIA. Visualizadas por meio de um negatoscópio e obtido as densidades óticas das áreas com os diversos níveis de água com um densitômetro.

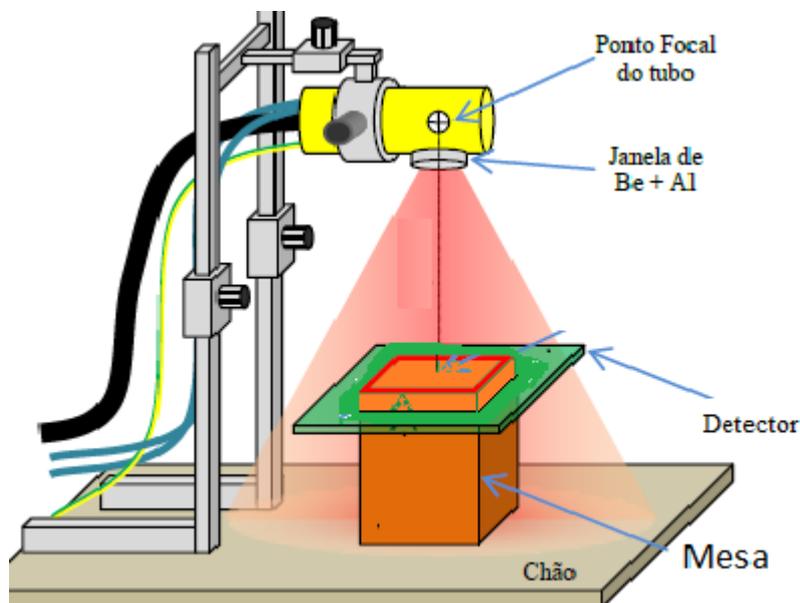


Figura 3.13 – Arranjo montado para a realização das radiografias [7].

3.3.2 RADIOGRAFIAS COMPUTADORIZADA, UTILIZANDO *IMAGE PLATE*

(IP).

As radiografias computadorizadas foram obtidas no laboratório do LIN COPPE/UFRJ com um equipamento de raios X da Marca YXLON, modelo Y.TU 160 D05. *Image Plate* modelo IPX colocado em um chassi flexível sem chumbo. A distância foco detector (DFD) foi de 1800 mm com o arranjo mostrado na figura 3.13. A técnica utilizada para a aquisição das imagens pode ser verificada na tabela 3.5.

Tabela 3.5 – Técnica para aquisição das imagens radiográficas pelas radiografias computadorizada (*Image Plate*).

RADIOGRAFIA	TENSÃO(kV)	CORRENTE (mA)	TEMPO(s)
1	30	4	180
2	40	4	60
3	50	4	20

Após as exposições radiográficas, os IP's com a imagem latente foram lidos pelo escâner *CR Tower*. Este dispositivo eletromecânico extrai a imagem latente e a transforma em imagem digital que é processada por uma CPU e disponibilizada para visualização em um monitor de alta resolução. As imagens foram adquiridas pelo programa *Rhythm Acquire 2.0.18.0* (GE) e visualizados pelo *Rhythm Review* (GE). Foi utilizado o programa o *ISee v1.10.1 demo* para obter os níveis de cinza correspondente a cada quantidade de água depositada no núcleo do corpo de prova. Em posse dos valores dos níveis de cinza, foi feito um gráfico para possibilitar uma melhor visualização da correspondência entre o volume de água e níveis de cinza e a construção de uma carta radiográfica.

3.3.3 RADIOGRAFIAS UTILIZANDO *FLAT PANEL DETECTOR* (FPD) OU MATRIZ DE DETECTOR DIRETO (DDA).

Para as radiografias com *Flat Panel* foi usado o mesmo arranjo da Radiografia Computadorizada (RC). Veja a figura 3.13. Utilizou-se um detector *GE* modelo *DXR250V* e um *laptop HP*. As técnicas utilizadas estão descritas na tabela 3.6.

Tabela 3.6 – Técnica de aquisição de imagens das radiografias digitais (*Flat Panel*).

RADIOGRAFIA	TENSÃO (kV)	CORRENTE (mA)	TEMPO (s)	Nº FRAMES
1	40	2	30	5
2	45	2	20	5
3	50	1	20	5
4	60	1	10	5

3.4 EXPERIMENTO.

Após a obtenção dos dados através das técnicas demonstradas acima, com o programa ISee obteve-se os valores de níveis de cinza correspondente aos níveis de água. Foi utilizado um ROI de 400 no *Image Plate* e de 156 para o *Flat panel* porque o seu pixel é maior e esta era a quantidade que cabia dentro da célula. Foram medidas todas às sete células com o mesmo nível de água e construído tabelas e gráficos. Na figura 3.14 pode-se observar a utilização do programa ISee na obtenção dos níveis de cinza.

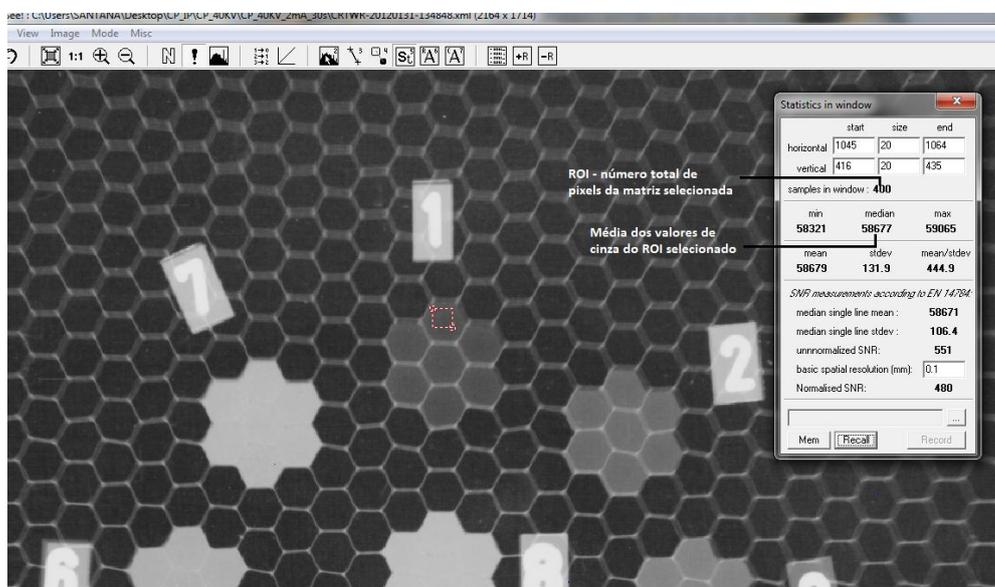


Figura 3.14 – Esta figura mostra o programa ISee sendo usado para obter os valores de cinza das células de uma radiografia com o *Image Plate*.

3.5 RELAÇÃO SINAL RÚIDO NORMALIZADO.

Para obter a relação sinal ruído normalizado (SNR_N) primeiro deve-se conhecer a intensidade do sinal (I_{meas}) e o desvio padrão (σ_{PSL}), que deve ser calculado em um conjunto de pelo menos 1100 valores da área de imagem ou ROI. Nesta área não pode haver artefatos. O conjunto de dados deve ser dividido em 55 grupos ou mais e cada grupo deve ter 20 valores. Em cada grupo o valor de $I_{meas,i}$ é calculado e extraído a média o mesmo se aplica ao $\sigma_{PSL,i}$.

O valor final de I_{meas} é obtido pela mediana de todos os valores de $I_{meas,i}$ e o valor final de σ_{PSL} é obtido pela mediana de todos os valores $\sigma_{PSL,i}$ (o σ_{PSL} deve ser calculado com um valor de resolução de $100 \mu m$ com abertura circular ou $88,6 \mu m$ com uma abertura retangular). O valor final σ_{PSL100} é calculado pela equação 18. [39]

$$\sigma_{PSL100} = \sigma_{PSL} \cdot \left(\frac{SR_{max}}{88,6} \right) \quad (18)$$

Onde, SR_{max} é o máximo valor da resolução básica em μm .

E o valor da relação sinal ruído normalizado SNR_N é dado pela equação 19.

$$SNR_N = \frac{I_{meas} \cdot 88,6}{\sigma_{PSL} \cdot SR_{max}} \quad (19)$$

Para a obtenção da resolução básica e a relação sinal ruído foi utilizado o programa *ISee*. A figura 3.15 mostra o programa *ISee* sendo usado.

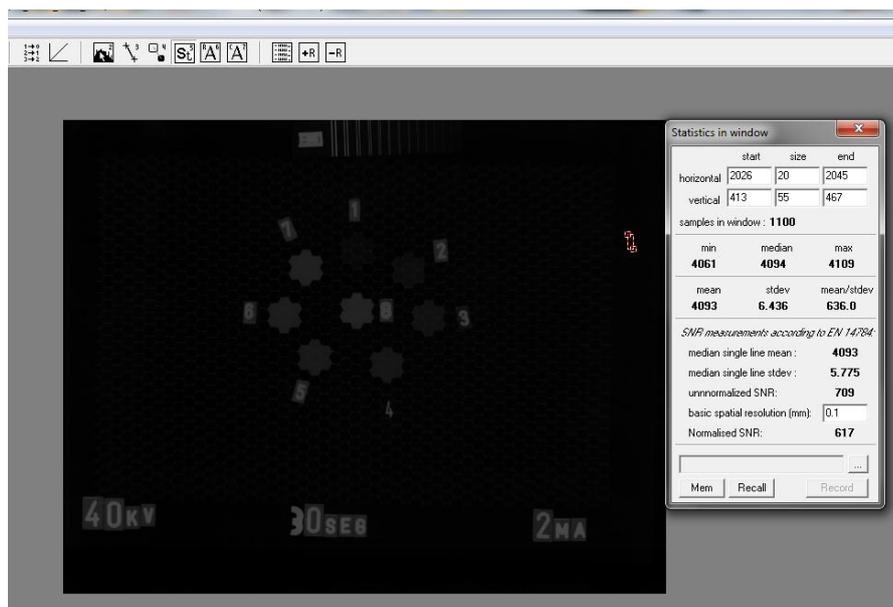


Figura 3.15 - Programa *ISee* utilizado para análise estatística.

3.6 RESOLUÇÃO BÁSICA ESPACIAL.

Foi utilizado um IQI de fio duplo para obtenção da resolução básica espacial SR_b . Os pares de fios são representados por dois vales e um pico entre eles, como pode ser visto na figura 3.16.

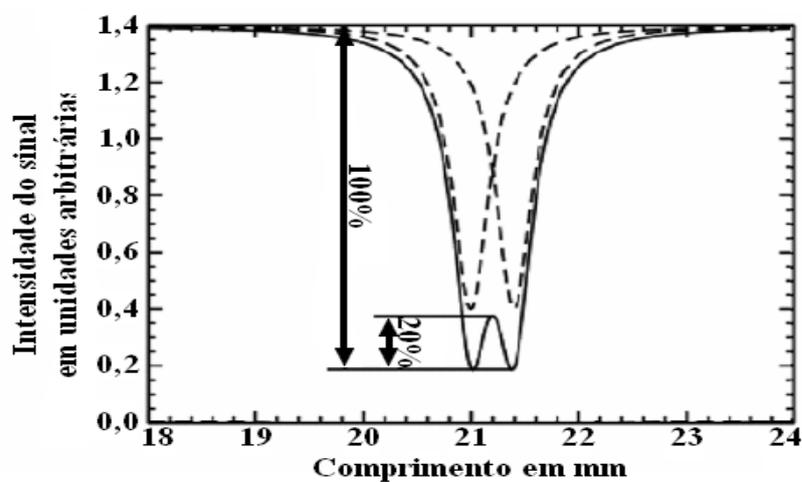


Figura 3.16 – Configuração da imagem obtida de um par de fios [22].

O par de fios é considerado resolvido quando o sinal dos vales em relação ao sinal total forem maiores ou igual a 20%. O primeiro par de fios não resolvido corresponde ao primeiro par de fios onde o valor dos vales é menor que 20% do sinal total. A resolução básica espacial (SR_b) corresponde à metade do valor de penumbra (U_g) do primeiro par de fios não resolvido, conforme a equação 20 [22].

$$SR_b = \frac{U_g}{2} \quad (20)$$

A figura 3.17 mostra a resolução básica sendo obtida pelo programa ISee.

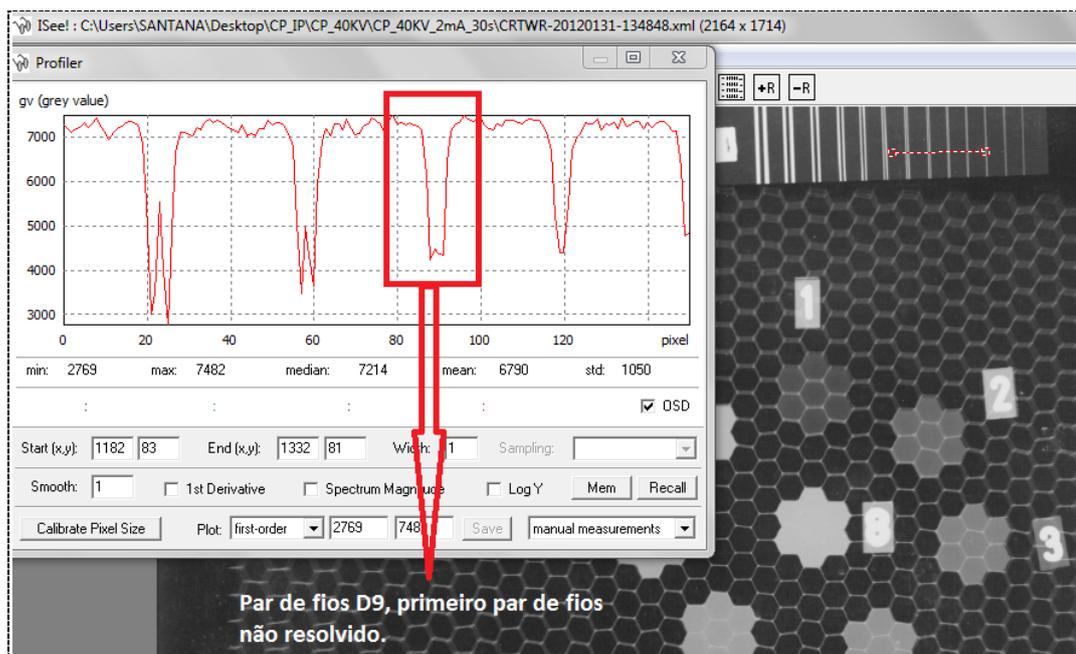


Figura 3.17 – Utilização do programa ISee para detectar o primeiro par de fios não resolvido.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Neste capítulo, serão apresentados os resultados obtidos neste trabalho segundo as normas apresentada no capítulo anterior.

4.1.RESULTADOS OBTIDOS COM AS RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS.

As tabelas abaixo apresentam os valores de densidade ótica (DO) obtidos nas radiografias convencionais e níveis de cinza das radiografias computadorizada e digital dos conjuntos de células com água no corpo de prova. Com as médias destes valores foram construídos gráficos que mostram o seu comportamento em relação ao aumento do nível de água em cada conjunto de sete células. Na figura 4.1 pode-se observar o posicionamento das células, os conjuntos formados pelas sete células com a mesma quantidade de água e os oito conjuntos com quantidades de água diferente.

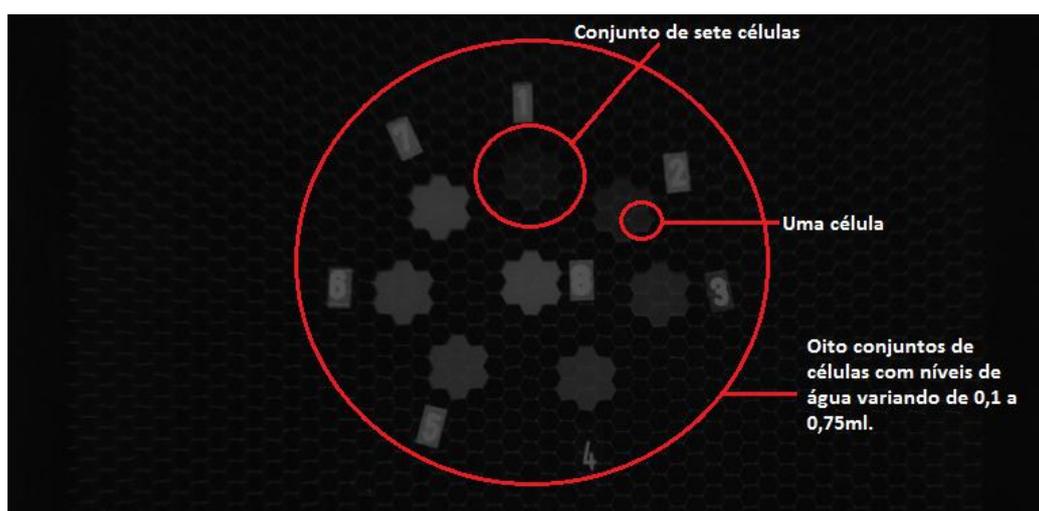


Figura 4.1 – Posicionamento das células com água no corpo de prova.

Tabela 4.1 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D4 e os parâmetros de 30 kV_4,0 mA_4,5 min.

NÍVEL DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	
1	1,52	1,38	1,24	1,12	1,06	0,96	0,85	0,77	0,74	DENSIDADE ÓTICA
2	1,50	1,36	1,23	1,13	1,09	0,96	0,87	0,79	0,74	
3	1,51	1,37	1,24	1,14	1,04	0,95	0,89	0,83	0,75	
4	1,49	1,38	1,24	1,15	1,03	0,94	0,86	0,79	0,76	
5	1,49	1,36	1,24	1,14	1,05	0,98	0,85	0,77	0,72	
6	1,50	1,37	1,23	1,13	1,03	0,95	0,86	0,85	0,76	
7	-	1,37	1,24	1,15	1,04	0,94	0,86	0,77	0,73	
MÉDIA	1,50	1,37	1,23	1,13	1,04	0,95	0,86	0,79	0,74	
DESVPAD	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	

Tabela 4.2– Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D4 e os parâmetros de 40 kV_4,0 mA_4,5 min.

NÍVEL DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	
1	1,80	1,63	1,47	1,34	1,25	1,13	1,01	0,93	0,86	DENSIDADE ÓTICA
2	1,77	1,60	1,47	1,33	1,28	1,12	1,03	0,93	0,86	
3	1,79	1,62	1,47	1,34	1,22	1,13	1,05	0,97	0,87	
4	1,76	1,63	1,48	1,36	1,21	1,11	1,01	0,93	0,89	
5	1,79	1,62	1,47	1,35	1,24	1,14	1,00	0,91	0,89	
6	-	1,62	1,47	1,34	1,22	1,13	1,02	0,98	0,88	
7	-	1,63	1,47	1,36	1,24	1,12	1,01	0,91	0,86	
MÉDIA	1,78	1,62	1,47	1,34	1,23	1,12	1,01	0,93	0,87	
DESVP	0,014	0,01	0,00	0,01	0,02	0,01	0,01	0,02	0,01	

Tabela 4.3 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D4 e os parâmetros de 50 kV_4,0 mA_4,5 min.

NÍVEL DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)									
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75
1	2,19	2,03	1,82	1,65	1,52	1,4	1,25	1,14	1,08
2	2,16	2,00	1,82	1,66	1,52	1,39	1,28	1,14	1,07
3	2,18	2,01	1,83	1,70	1,53	1,40	1,27	1,18	1,09
4	2,19	2,02	1,84	1,68	1,51	1,38	1,26	1,15	1,10
5	2,17	2,01	1,83	1,67	1,53	1,42	1,25	1,12	1,10
6	-	2,02	1,82	1,63	1,51	1,40	1,27	1,20	1,08
7	-	2,03	1,83	1,68	1,52	1,38	1,26	1,12	1,06
MÉDIA	2,17	2,01	1,82	1,66	1,52	1,39	1,26	1,15	1,08
DESVP	0,01	0,01	0,00	0,02	0,00	0,01	0,01	0,02	0,01

DENSIDADE ÓTICA

Tabela 4.4 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D7 e os parâmetros de 30 kV_4,0 mA_4,5 min.

NÍVEL DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)									
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75
1	3,46	3,22	2,94	2,68	2,50	2,25	2,00	1,82	1,70
2	3,46	3,19	2,93	2,69	2,58	2,23	2,05	1,84	1,71
3	3,47	3,19	2,95	2,71	2,44	2,24	2,08	1,92	1,71
4	3,47	3,19	2,95	2,73	2,42	2,21	1,98	1,82	1,74
5	3,49	3,19	2,92	2,73	2,48	2,24	1,99	1,79	1,73
6	-	3,24	2,93	2,69	2,43	2,24	2,02	1,97	1,73
7	-	3,24	2,93	2,74	2,47	2,23	2,01	1,79	1,68
MÉDIA	3,47	3,20	2,93	2,71	2,47	2,23	2,01	1,85	1,71
DESVP	0,01	0,02	0,01	0,02	0,05	0,01	0,03	0,06	0,01

DENSIDADE ÓTICA

Tabela 4.5 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D7 e os parâmetros de 40 kV_4,0 mA_4,5 min.

NÍVEL DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	DENSIDADE ÓTICA
1	3,69	3,40	3,11	2,83	2,66	2,44	2,16	1,98	1,83	
2	3,67	3,36	3,08	2,87	2,75	2,42	2,22	1,99	1,84	
3	3,61	3,40	3,13	2,87	2,64	2,43	2,24	2,06	1,85	
4	3,70	3,37	3,14	2,91	2,62	2,39	2,17	1,98	1,87	
5	3,62	3,35	3,11	2,89	2,67	2,45	2,14	1,93	1,86	
6	-	3,41	3,11	2,85	2,61	2,43	2,18	2,1	1,87	
7	-	3,39	3,13	2,91	2,67	2,41	2,18	1,94	1,82	
MÉDIA	3,65	3,38	3,11	2,87	2,66	2,42	2,18	1,99	1,84	
DESVP	0,03	0,02	0,01	0,02	0,04	0,01	0,03	0,05	0,01	

Tabela 4.6 – Valores de densidade ótica da radiografia convencional com o filme D7 e os parâmetros de 50 kV_4,0 mA_4,5 min.

NÍVEL DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	DENSIDADE ÓTICA
1	4,27	4,12	3,80	3,50	3,28	3,07	2,77	2,53	2,40	
2	4,26	4,05	3,80	3,54	3,30	3,05	2,83	2,55	2,41	
3	4,25	4,12	3,83	3,55	3,29	3,06	2,90	2,61	2,42	
4	4,32	4,11	3,85	3,58	3,28	3,04	2,79	2,55	2,47	
5	4,31	4,08	3,80	3,55	3,34	3,12	2,77	2,50	2,46	
6	-	4,09	3,81	3,49	3,28	3,07	2,81	2,66	2,41	
7	-	4,11	3,81	3,59	3,31	3,03	2,81	2,50	2,38	
MÉDIA	4,28	4,09	3,81	3,54	3,29	3,06	2,81	2,55	2,42	
DESVP	0,02	0,02	0,01	0,03	0,02	0,02	0,04	0,05	0,03	

Tabela 4.7 – Coeficiente angular da curva de tendência do gráfico densidade ótica e nível de água.

Tipo de filme	Tensão (kV)	Coeficiente angular
D4	30	0,98
D4	40	1,17
D4	50	1,44
D7	30	2,31
D7	40	2,36
D7	50	2,50

OBS: O coeficiente angular representa a inclinação da curva de tendência.

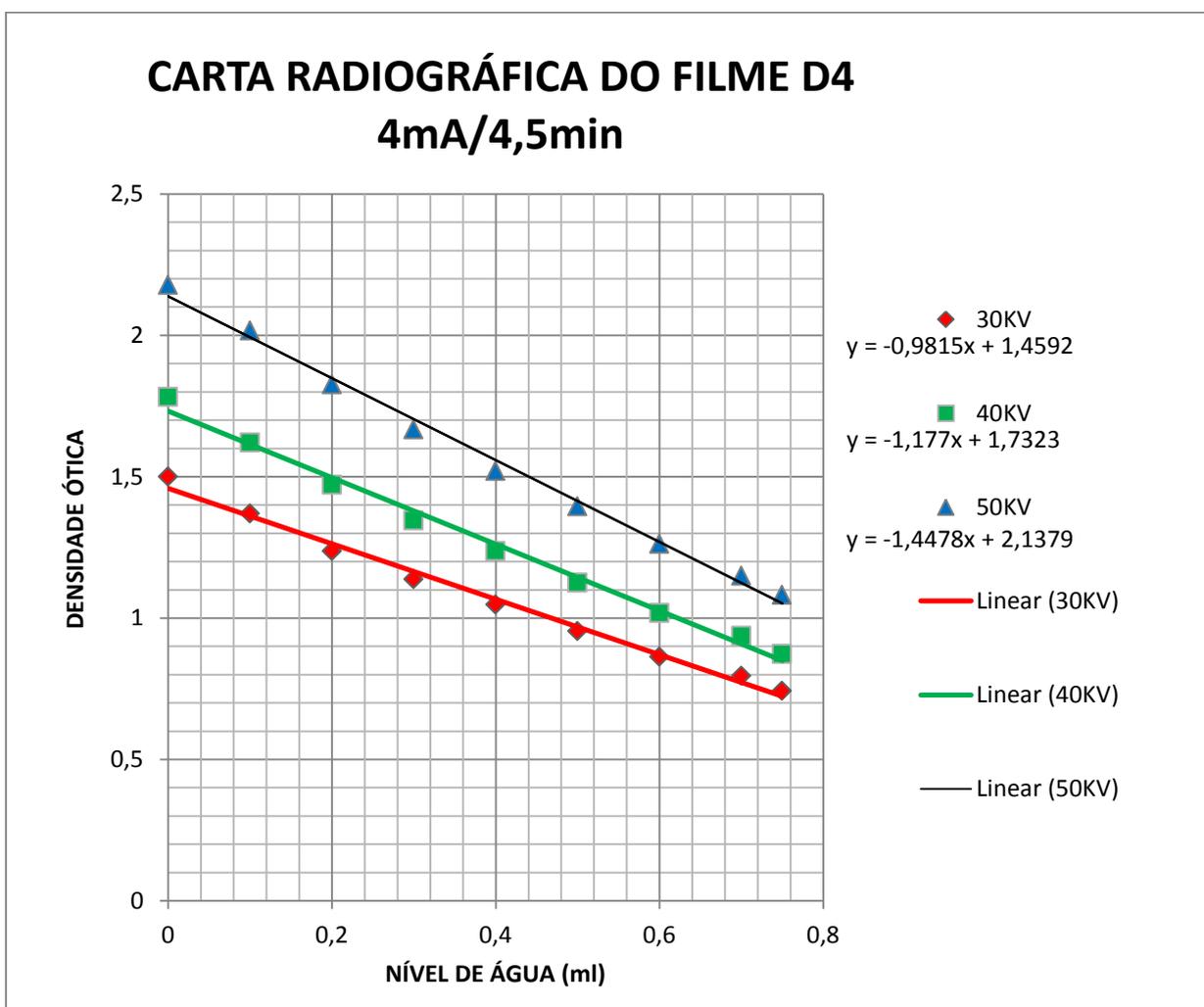


Figura 4.2 – Carta radiográfica para as tensões de 30 kV, 40 kV e 50 kV com o filme

D4 e os parâmetros de 4,0 mA_4,5 min.

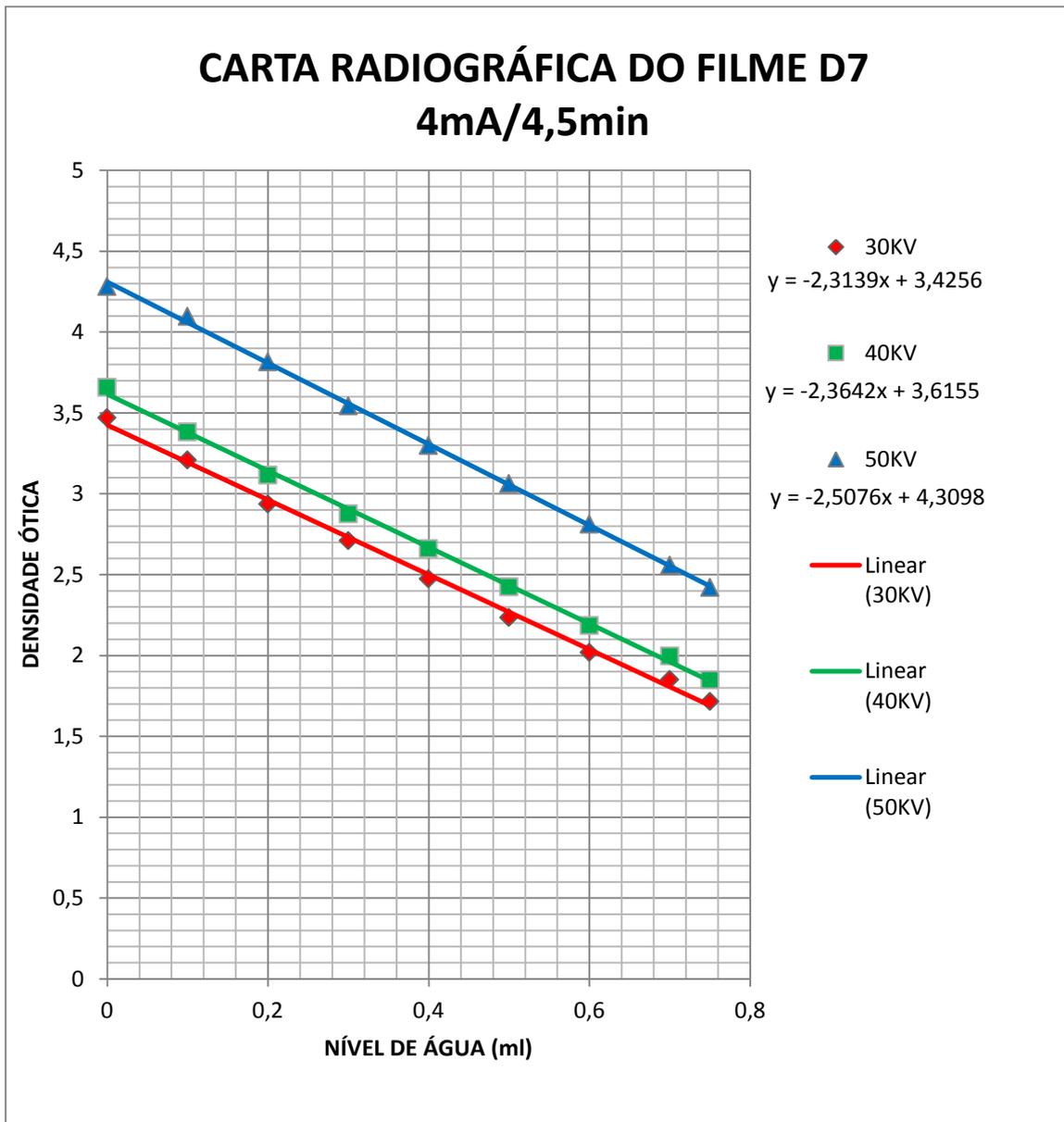


Figura 4.3 – Carta radiográfica para as tensões de 30 kV, 40 kV e 50 kV com o filme D4 e os parâmetros de 4,0 mA_4,5 min.

Com os valores das tabelas 4.1 a 4.6 foram feitos os gráficos apresentados nas figuras 4.2 e 4.3, o gráfico obtido com os filmes D4 e D7 apresentam três curvas cada uma, todas elas lineares. Na tabela 4.7 encontram-se os valores dos coeficientes angulares extraídos das equações das curvas de tendência que descreve a sua inclinação.

Para fazer uma comparação adequada entre os filmes D4 e D7 era necessário encontrar uma técnica em que as densidades óticas das radiografias com as células vazias (0,00 ml de água) nos dois filmes se igualassem. Depois de encontrada esta técnica iniciar as outras radiografias. Como o objetivo não era determinar o melhor filme, não foi feita esta etapa, ficando para um novo estudo.

4.2.RESULTADOS OBTIDOS COM A RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.

As tabelas 4.8, 4.10, 4.12 mostram valores dos níveis de cinza obtidos com *Image Plate* do conjunto de células com água do corpo de prova. Com as médias obtidas foram construídos gráficos que relacionam os níveis de cinza com os diversos níveis de água para melhor interpretação dos dados.

Tabela 4.8 – Valores de níveis de cinza da radiografia computadorizada. Com os seguintes parâmetros 30 kV_ 4 mA_180 s.

NÍVEIS DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,75	NÍVEL DE CINZA
1	37394	28900	22182	17856	13968	11369	9312	8044	7504	
2	38588	28879	22313	17839	14116	11223	9324	8100	7310	
3	38025	27973	22425	18006	14265	11732	9421	8123	7278	
4	39427	27826	22744	18276	14611	11183	9641	8372	7678	
5	39800	28244	22238	17939	14415	11117	9494	7943	7547	
6		29134	22688	17573	14295	10959	9300	7966	7591	
7		28161	21997	18124	14280	11289	9144	7777	6920	
MÉDIA	38647	28445	22370	17945	14279	11267	9376	8046	7404	
DESVP	987	515	270	224	205	242	159	184	258	

Tabela 4.9 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (IP) com os parâmetros 30 kV_4 mA_180 s.

Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Horizontal	84
Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Vertical	95
Resolução básica espacial (mm)	0,100

Tabela 4.10 – Valores de níveis de cinza da radiografia computadorizada. Com os parâmetros 40 kV_4 mA_60 s.

NÍVEIS DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	NÍVEL DE CINZA
1	50681	43290	34922	28561	24164	22164	19130	16438	15299	
2	51699	42410	34782	28858	24688	21664	19061	16161	14960	
3	50260	42797	34922	28203	24473	21756	19338	16145	14596	
4	49395	43082	34969	27993	24531	21481	18889	16544	15376	
5	51302	43134	34852	28582	25063	21426	18872	16368	15237	
6	50850	43108	35579	29821	24885	21407	18941	16416	15500	
7		42849	34457	29134	25102	21646	18666	16050	14445	
MÉDIA	50698	42953	34926	28736	24701	21649	18985	16303	15059	
DESVP	809	293	335	611	340	262	214,9	183	405	

Tabela 4.11 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (IP) com os parâmetros 40 kV_4 mA_60 s.

Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Horizontal	85,3
Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Vertical	100,0
Resolução básica espacial (mm)	0,100

Tabela 4.12 – Valores de níveis de cinza da radiografia computadorizada. com os parâmetros 50 kV_4 mA_20 s.

NÍVEIS DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	
1	41311	36029	30320	25341	21997	20093	17391	15407	14976	NÍVEL DE CINZA
2	41032	35509	30102	25400	22238	19740	17408	15860	14626	
3	41336	35274	30298	25321	22276	20093	17872	15656	14535	
4	42179	35321	30581	25680	22594	19618	17839	16018	15191	
5	40326	35958	30385	25760	22631	19583	17589	15672	14838	
6	41667	36029	30538	25500	22613	19356	17259	15423	14899	
7		35627	29907	25861	22089	19881	17391	15531	14520	
MÉDIA	41309	35678	30304	25552	22348	19766	17536	15652	14798	
DESVP	621	328	236	215	264	274	238	225	249	

Tabela 4.13 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do IP com os parâmetros 50 kV_4 mA_20 s.

Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Horizontal	85,6
Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Vertical	92,8
Resolução básica espacial (mm)	0,100

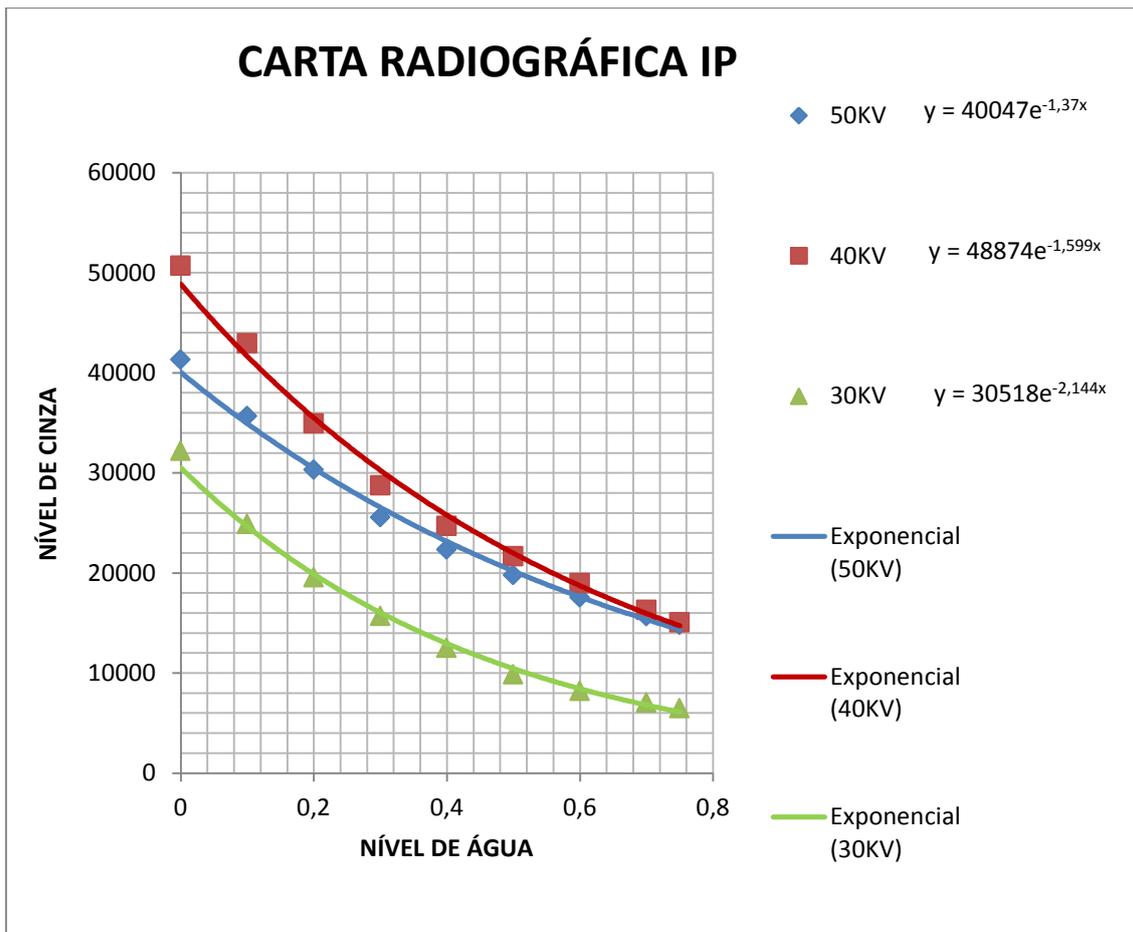


Figura 4.4 – Carta radiográfica para as tensões de 30 kV, 40 kV e 50 kV com o *Image Plate*.

As curvas de tendência com *Image Plate* obtidas através dos valores das tabelas são exponenciais. Foram feitas tabelas com os valores de resolução básica espacial e sinal ruído verticais e horizontais para ajudar a análise das curvas.

4.3.RESULTADOS OBTIDOS COM A RADIOGRAFIA DIGITAL, *FLAT PANEL DETECTOR* (FPD).

As tabelas 4.19, 4.21, 4.23, 4.25 apresentam os dados obtidos das radiografias utilizando matriz de detectores digitais DDA's e os gráficos relacionados.

Tabela 4.14 – Valores dos níveis de cinza das radiografias utilizando *Flat Panel* detector e os parâmetros, 40 kV_2 mA_30 s_5 frames.

NÍVEIS DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	NÍVEL DE CINZA
1	12903	10694	8792	7534	6398	5669	4868	4370	4123	
2	13060	10641	8856	7566	6387	5595	4931	4359	4101	
3	12856	10461	8854	7553	6424	5685	4952	4355	4112	
4	12699	10394	8911	7537	6490	5578	4878	4400	4172	
5	12675	10401	8837	7512	6516	5576	4893	4357	4124	
6	12720	10576	8936	7448	6548	5536	4877	4358	4153	
7	12839	10408	8742	7605	6424	5587	4814	4283	4015	
MÉDIA	12822	10511	8846	7536	6455	5603	4887	4354	4114	
DESVP	136	124	66	48	62	53	44	35	50	

Tabela 4.15 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (FP) com os parâmetros 40 kV_ 2 mA_30 s_5 frames.

Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Horizontal	155
Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Vertical	159
Resolução básica espacial (mm)	0,160

Tabela 4.16 – Valores dos níveis de cinza das radiografias utilizando *Flat Panel*. 45 kV_2 mA_20 s_5 frames.

NÍVEIS DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	NÍVEL DE CINZA
1	14789	12438	10464	9062	7790	6965	6024	5438	5134	
2	14739	12413	10515	9102	7788	6873	6125	5428	5089	
3	14657	12249	10505	9075	7832	6959	6148	5418	5128	
4	14567	12190	10584	9076	7890	6865	6069	5450	5201	
5	14492	12142	10513	9069	7957	6875	6085	5448	5177	
6	14417	12369	10622	8970	7943	6817	6064	5407	5156	
7	14466	12179	10404	9171	7841	6889	5991	5336	5030	
MÉDIA	14590	12283	10515	9075	7863	6891	6072	5417	5130	
DESVP	142	121	72	59	68,756	52	54	39	57	

Tabela 4.17 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do FP com os parâmetros 45 kV_ 2 mA_20 s_5 frames.

Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Horizontal	176
Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Vertical	188
Resolução básica espacial (mm)	0,160

Tabela 4.18 – Valores dos níveis de cinza das radiografias utilizando *Flat Panel*.

50 kV_1 mA_20 s_5 frames.

NÍVEIS DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	NÍVEL DE CINZA
1	11779	10098	8564	7493	6522	5878	5142	4646	4403	
2	11769	10057	8601	7516	6502	5807	5169	4655	4372	
3	11710	9938	8612	7497	6537	5864	5211	4637	4392	
4	11636	9867	8662	7490	6584	5780	5149	4669	4461	
5	11482	9881	8615	7467	6618	5778	5152	4639	4420	
6	11541	10014	8693	7416	6619	5751	5146	4624	4435	
7	11694	9867	8526	7558	6545	5805	5097	4579	4328	
MÉDIA	11659	9960	8610	7491	6561	5809	5152	4635	4401	
DESVP	112	96	56	43	46	46	34	28	43	

Tabela 4.19 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do FP com os parâmetros 50 kV_ 1 mA_20 s_5 frames.

Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Horizontal	171
Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Vertical	175
Resolução básica espacial (mm)	0,160

Tabela 4.20 – Valores dos níveis de cinza das radiografias utilizando *Flat Panel*.

60 kV_1 mA_10 s_5 frames.

NÍVEIS DE ÁGUA DAS CÉLULAS (ml)										
CÉLULA	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,75	
1	11786	10268	8871	7866	6930	6307	5579	5079	4820	NÍVEL DE CINZA
2	11710	10274	8915	7887	6905	6238	5625	5085	4800	
3	11643	10156	8920	7861	6942	6294	5657	5070	4837	
4	11611	10104	8977	7854	6995	6216	5588	5107	4879	
5	11559	10114	8924	7834	7023	6207	5594	5068	4845	
6	11484	10229	8991	7788	7030	6181	5584	5060	4852	
7	11534	10101	8835	7920	6959	6237	5542	5017	4752	
MÉDIA	11618	10178	8919	7858	6969	6240	5595	5069	4826	
DESVP	104	77	54	41	47	45	36	27	41	

Tabela 4.21 – Resolução básica espacial e relação sinal ruído normalizado do (FP) com os parâmetros 60 kV_1 mA_10 s_5 frames.

Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Horizontal	208
Relação Sinal Ruído Normalizado (SNR_N) Vertical	224
Resolução básica espacial (mm)	0,160

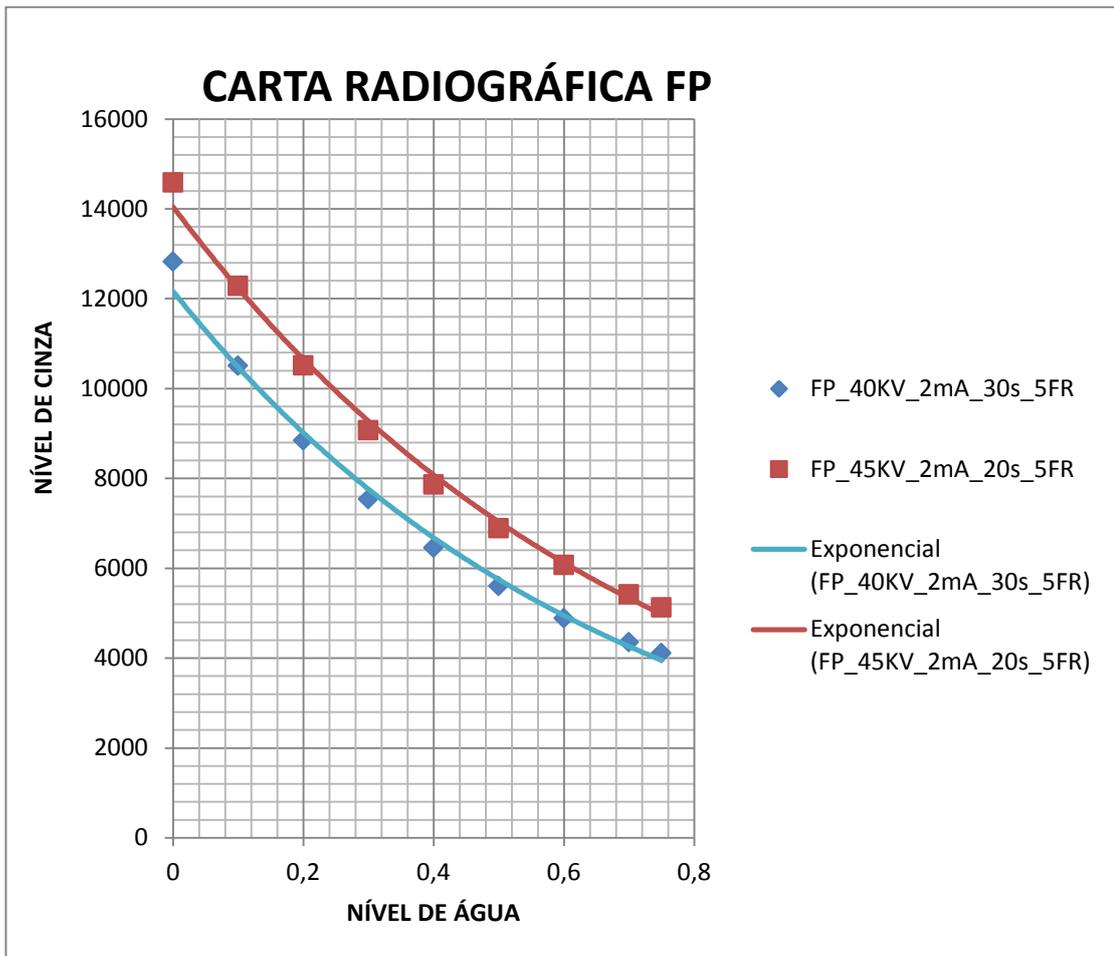


Figura 4.5 – Carta radiográfica com as tensões de 40 kV e 45 kV com *Flat Panel*.

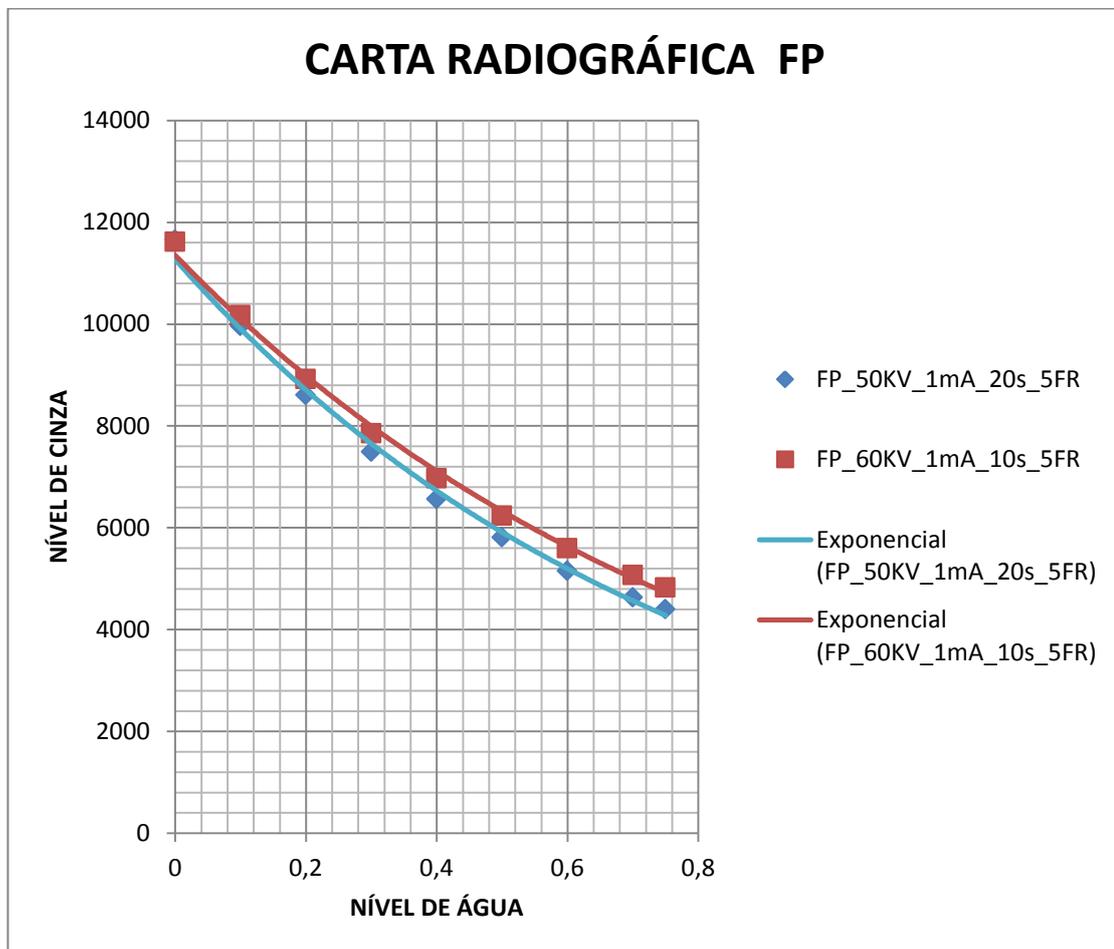


Figura 4.6 – Carta radiográfica com tensões de 50 kV e 60 kV com *Flat Panel*.

Nas radiografias digitais foram utilizado cinco frames, acima desta quantidade não houve alteração na qualidade da imagem perceptíveis,

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos neste trabalho e algumas sugestões de desenvolvimentos futuros.

5.1 CONCLUSÕES

Como não existe norma específica para este caso, utilizamos para análise das radiografias convencionais valores do coeficiente angular das curvas de tendências lineares, que é a inclinação da curva em relação ao eixo x.

Na análise das radiografias convencionais com o filme D7, observamos que o gráfico formado com as densidades óticas das três técnicas 30 kV, 40 kV, 50 kV apresentaram um coeficiente angular entre 2,31 e 2,50. O ideal de inclinação para uma curva linear neste gráfico seria 2,50, desta forma, um intervalo de valores x da curva corresponderia à mesma quantidade de valores em y. Este valor é obtido da divisão dos valores da subunidade de y pelos valores da subunidade de x do gráfico. As curvas com filme D7 mostraram-se adequadas para a construção de cartas radiográficas para medida do nível de água depositado no núcleo do corpo de prova. Como pode ser visto na figura 4.3. As equações obtidas da curva de tendência pode ser usada para medidas mais precisas.

Na análise do filme D4 conseguimos níveis de coeficiente angular entre 0,98 a 1,44 que esta um pouco longe do valor ideal para este gráfico que seria 2,5. Mas adequados para a construção de cartas radiográfica. Como não foram igualados os valores de

densidade ótica das células vazias nos dois filmes não podemos afirmar qual seria o mais adequado para medir o nível de água, ficando esta etapa para um novo estudo.

Para as radiografias computadorizada utilizamos para análise a resolução básica espacial e a razão sinal ruído normalizado (SNR_N) vertical e horizontal.

Nas radiografias computadorizada com as técnicas de 30 kV, 40 kv e 50 kV obtivemos uma resolução básica de 0,100 mm e uma relação sinal ruído normalizada horizontal entre 84 e 85,6 e vertical entre 95 e 100, acima de 80 do que é o mínimo recomendado pela norma (Petrobras N-2820 - ENSAIOS NÃO-DESTRUTIVO – RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA PARA DETECÇÃO DE CORROSÃO) aplicada nas inspeção de corrosão, que apresenta uma característica parecida com a apresentada nesta estudo que é a variação da espessura do material. Estas técnicas produziram curvas adequadas para medição de água no núcleo, como pode ser visto no figura 4.4. A utilização de IP's mais sensível como o IPS ou IPC2 poderia nos dar valores ainda melhores, Possibilitando a medida de pequenas variações de água e a construção de cartas radiográficas bem precisas .

As radiografias digitais se destacaram pelo alto valor da razão sinal ruído normalizada horizontal entre 155 e 208 e vertical entre 159 e 224 muito acima de 80, que é bom para medidas de níveis de cinza em áreas tão pequenas. As cartas radiográficas construídas podem ser vistas nas figuras 4.5 e 4.6.

As três técnicas se mostraram boas para a construção de cartas radiográficas para a detecção e medida do nível de água depositado no núcleo de matérias compostos com estrutura em sanduiche. As equações extraídas das curvas de tendência é outro meio de obtermos medidas ainda mais precisas. A escolha da técnica dependerá do custo benefício e a disponibilidade dos equipamentos utilizados em cada técnica. O objetivo de mostrar que os três métodos radiográficos poderiam ser usados para detecção e

quantização de água no núcleo de materiais compostos foi mostrada neste estudo. Quanto a comparação entre os métodos deve-se ter outra abordagem como, igualar os níveis de cinza nas radiografias com o corpo de prova sem água, no caso das radiografias computadorizada e digital e as tensões nas radiografias convencional, computadorizada e digital que poderá ser feito em outro estudo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] CENTRO DE CIÊNCIA DA EDUCAÇÃO, Disponível na internet no site da Universidade Federal de Santa Catarina, http://www.ced.ufsc.br/men5185/trabalhos/63_lampadas/incand/funciona03.htm, Acessado em 20/08/2011.
- [2] TAUHATA, L. et al., Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 5ª revisão, Rio de Janeiro, 2003.
- [3] KNOLL, G. F., Radiation Detection and Measurement, 3 ed., New York, Willey, 2000.
- [4] OLIVEIRA, D. F., Desenvolvimento de Sistema de Inspeção por Técnicas Radiográficas na Análise de Perda de Adesão em Dutos Compósitos, Tese de Doutorado, Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.
- [5] PINTO COELHO, A.; Energia Nuclear, 1ª edição. Rio de Janeiro. Editora compósita, 1977.
- [6] HENDEE, W. R. & RUSSELL, R; Medical Imaging Physics. 4º ed. Editora Willey. 2002.
- [7]. ANDREUCCI, R., A Radiologia Industrial, ed. Março/2010 – disponível na internet no site http://www.abende.org.br/down2/radiologia_ind.pdf em [28/02/2012](http://www.abende.org.br/down2/radiologia_ind.pdf).
- [8] SILVA, R. C., Desenvolvimento e Implementação de uma Metodologia de Análise do Programa de Garantia da Qualidade em Serviços de Radiodiagnóstico. Dissertação de M.Sc, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2008.

- [9] KODAK, "Radiography in Modern Industry", 4 ed, Eastman Kodak Company, New York, 1980.
- [10] TAVANO, O.; ESTEVAM, E., A imagem radiológica, In: Curso de radiologia em odontologia, 4ª ed., Editora Santos, São Paulo, 1998).
- [11] RODRIGUES, A. M., Qualificação no Ensino por Raios X Nível II, Comando Geral Tecnológico da Aeroespacial, CTA/IFI/CSG Subdivisão de Cursos, São Paulo, 2007.
- [12] DEZOTTI, M. S. G., Avaliação de Filmes Radiográficos Periapicais em Diferentes Condições de Processamento Pelos Métodos Sensitométricos Digital e Morfométrico, Tese de Doutorado, Odontologia, USP, Bauru, São Paulo, 2003.
- [13] PISTÓIA, G. D., CERPA, G., PISTÓIA, A. D., NETO, M. M., KAIZER, M. R., et al., A Imagem Latente e a Química do Processamento Radiográfico., v30, Dez. 2004.
- [14] ROWLANDS, J. A., The physics of computed radiography, Physics in Medicine and Biology, vol. 47, 2002.
- [15] KODAK, Kodak Continues Its Computed Radiography Innovation, disponível na Internet no site: <http://pw.carestreamhealth.com> em 21/01/2012.
- [16] HIROSHI, A., Selenium-Based Flat Panel X-Ray Detector, For Digital Fluoroscopy and Radiography, Disponível na internet no site: http://www.europeanhospital.com/media/article/2338/Selenium_Based_Flat_Panel_X_ray_1_2001.pdf, Acessado em 08/12/2011.
- [17] AGFA HEALTHCARE, Disponível na internet no site: http://www.agfahealthcare.com/brazil/pt/main/products_services/computed_radiography/digitizers/cr_35x.jsp, Acessado em 10/01/2012.

- [18] OLIVEIRA, D, F., LOPES R. T., Avaliação da Qualidade de Imagem em Sistemas de Radiografia Computadorizada e Image Plate, IV Conferência Panamericana de END, Buenos Aires, Outubro, 2007.
- [19] FUJITA, H., UEDA, K., MORISHITA, J., FUJIKAWA, T., OHTSUKA, A., SAI, T., Basic Imaging Properties of a Computed Radiographic System With Photostimulable Phosphors Med. Phys., 1989.
- [20] SONODA, M., TAKANO, M., MIYAHARA, J., KATO, H., Computed Radiography utilizing Scanning laser stimulated luminescence , Radiology, Vol. 148, 1983.
- [21] DIGITALIZADOR DE FILMES, Measurement e Control, Disponível no site de GE: <http://www.ge-mcs.com/pt/radiography-x-ray/digital-x-ray/film-scanning.html>, Acesso em 10/2/2012.
- [22] BELTRAN D. J. M. C., Estudo da influência do retroespalhamento de raios X em materiais na qualidade de imagem da radiografia computadorizada, Dissertação de Mestrado – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2010.
- [23] BLASSE, G., GRABMAIER B. C., Luminescent Materials, Springer-Verlag, Heidelberg, Berlin, 1994.
- [24] ROWLANDS, J. A., The Physics of Computed Radiography, Institute of Physics Publishing, Toronto, Canada, 2002.
- [25] SEIBERT, J. A., Physics of Computed Radiography, 41st Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine, Nashville, USA, July, 1999.
- [26] BENUTZER, J., Photomultiplier Schema, disponível na internet no site, http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Photomultiplier_Schema_de.png 08/12/2011.

- [27] ASTM E 2597 Standard Practice for Manufacturing Characterization of Digital Detector Arrays, 2007.
- [28] KASAP, S.O., ZAHANGIR K. M., ROWLANDS J. A., Recent Advances in X-ray Photoconductors for Direct Conversion X-ray Image Detectors, 2006.
- [29] MOY, J. P., Recent developments in x Ray Imaging Detectors, Nuclear Instruments e Methods in Physics Research, Disponível na internet no site: <http://144.206.159.178/ft/787/11577/234189.pdf> , Acessado em 10 /08/2011.
- [30] VAIDYA, P. R., Flat Panel Detectors in Industrial Radiography, Quality Control Section, Quality Assurance Division Bhabha Atomic, Reserch Center Bombay, India.
- [31] VARIAN MEDICAL SYSTEM, DDA Digital Imaging, Disponível no site da Varian:http://www.varian.com/us/xray/products/digital_radiography/technology.html#xrayconversion-methods, Acesso em: 28/02/2012.
- [32] KORNER, M., WEBER, C .H, WIRTH, S., PFEIFER, K.J., REISER, M. F., TREITL, M., Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. *Radiographics*, vol. 27(3), 2007.
- [33] KIM, H.K., CUNNINGHAM, I.A., YINN, Z., CHO, G., On the Development of Digital Radiography Detectors: A Review. *International Journal of Precision and Manufacturing*, vol 9(4), 2008.
- [34] SPRAWLS, P., Physical Principles of Medical Imaging, Madison, Wisconsin: Medical Physics, 2^a ed., Wisconsin, USA, 1995.
- [35] OLIVEIRA, D. F., “Análise da Radiografia Computadorizada em Condições de Águas Profundas”, Dissertação de Mestrado”, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2007.

- [36] MENDONÇA, P. T. R.; Materiais Compostos e Estruturas – Sanduíche. Editora., Manole. 2005.
- [37] GE – Filmes Para END, Measurement e Controle, Disponível no site de GE: <http://www.ge-mcs.com/pt/radiography-x-ray/film-and-film-equipment/film.html>, Acesso em 10/8/2011.
- [38] CHONG, M. P., DOCKING, A. R., The Sensitometric Properties of Dental X Ray Films, Aust., Dent. J., v10, n5, Oct. 1965.
- [39] ASTM E 2445, Standard Practice for Qualification and Long Term Stability of Computed Radiology Systems, 2005.
- [40] VAM DER STELT, P. F., Principles of Digital Imaging, Dent. Clin. N. Amer., v.44, Apr. 2000.
- [41] EASTMAN KODAK COMPANY, Fundamentos de Radiologia, Eastman Kodak Company, São Paulo, SP, BRASIL, 1980.
- [42] KASAP, S. O., ROWLANDS, J. A., Direct-Conversion Flat-Panel X Ray Image Sensor for Digital Radiography, Proceedings of the IEEE, Vol 90, N° 4, April, 2002.