

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA  
E INFORMÁTICA INDUSTRIAL

ROSANGELA REQUI JAKUBIAK

**QUALIDADE DA IMAGEM, LIMIAR DE CONTRASTE E DOSE  
GLANDULAR MÉDIA EM MAMOGRAFIA DIGITAL CR**

**TESE**

CURITIBA

2013

ROSANGELA REQUI JAKUBIAK

**QUALIDADE DA IMAGEM, LIMIAR DE CONTRASTE E DOSE  
GLANDULAR MÉDIA EM MAMOGRAFIA DIGITAL CR**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de “Doutora em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Humberto Remígio Gamba

Co-orientador: Dr. João Emílio Peixoto

CURITIBA

2013

---

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

---

J25     Jakubiak, Rosangela Requi  
Qualidade da imagem, limiar de contraste e dose glandular média em mamografia digital CR / Rosangela Requi Jakubiak.  
163 p. : il. ; 30 cm

Orientador: Humberto Remígio Gamba.

Coorientador: João Emilio Peixoto.

Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2013.

Bibliografia: p. 152-161.

1. Mamografia. 2. Processamento de imagens – Técnicas digitais. 3. Meios de contraste (Diagnóstico por imagem). 4. Radiação – Dosimetria. 5. Radiografia – Qualidade da imagem. 6. Engenharia biomédica. 7. Engenharia elétrica – Teses. I. Gamba, Humberto Remígio, orient. II. Peixoto, João Emilio, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

---

Biblioteca Central da UTFPR, Campus Curitiba

**Tese de Doutorado Nº. 81**

**“Qualidade da Imagem, Limiar de Contraste e Dose Glandular Média em Mamografia Digital CR”**

por

**Rosângela Requi Jakubiak**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, às 09h do dia 30 de janeiro de 2013, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em CIÊNCIAS - Área de Concentração: Engenharia Biomédica. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora composta por:

---

João Emílio Peixoto, Dr.  
(Presidente - INCA)

---

Simone Kodlulovich Dias, Dr.  
(CNEN)

---

Linda Viola Ehlin Caldas, Dr.  
(CNEN)

---

Prof. Vinicius Milani Budel, Dr.  
(UFPR)

---

Mauren Abreu de Souza, Dr.  
(PNPD/CAPES/UTFPR)

---

Prof. Percy Nohama, Dr.  
(UTFPR)

Visto da Coordenação:

---

Prof. Ricardo Lüders, Dr.  
(Coordenador do CPGEI)

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço à direção da Liga das Senhoras Católicas de Curitiba, pela concessão para desenvolver o trabalho na clínica Diagnóstico Avançado por Imagem (DAPI); à diretoria clínica e técnica do DAPI pelo suporte e apoio.

Aos médicos radiologistas Linei Augusta Dellê Urban, Rosangela Trovo Hidalgo e Sandro Zaleski Salloum, o meu muito obrigado pela reanálise das imagens dos pacientes nas duas fases deste trabalho. Acompanho seu dia a dia de trabalho e reconheço humildemente que as análises interferiram substancialmente no seu cronograma de atividades.

Ao meu esposo e minhas filhas, por entenderem a minha ausência e também por me auxiliarem no desenvolvimento de atividades da pesquisa.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Humberto Remigio Gamba, que foi muito gentil em aceitar esta orientação, sendo meu trabalho de certa forma de uma área distinta de suas linhas de pesquisa atuais. Suas contribuições, seu espírito crítico, sua ampla visão foram muito relevantes para este trabalho. Obrigada pela tolerância inesgotável e simpatia.

Ao Dr. João Emílio Peixoto, obrigada por aceitar a co-orientação à distância. Não é fácil, mas valeu a pena. Seu grande conhecimento das dificuldades do processo de produção da imagem em mamografia com padrão diagnóstico é essencial para a produção de trabalhos cujos benefícios são incorporados na rotina de trabalho. Obrigada também pela tolerância inesgotável e simpatia.

A todos os grandes colaboradores deste trabalho, como meus estagiários e bolsistas: Guilherme, Ariadne, Maria Manuela, Gislene, Celina, Izadora, Isabela, Camila, Evelyn, Amanda, Aline, Pollyna, Yasmim e Thainá. A colaboração de todos foi imprescindível em cada etapa do trabalho. Obrigada a todos.

Obrigada às técnicas de mamografia do DAPI, por contribuírem no desenvolvimento da agenda para permitir que as medições fossem realizadas de forma mais ágil.

## RESUMO

JAKUBIAK, Rosangela Requi. Qualidade da imagem, limiar de contraste e dose glandular média em mamografia digital CR. 162 f. Tese: Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial- Universidade Tecnológica Federal do Paraná. 2013.

Em muitos países, os sistemas de radiologia computadorizada (CR) representam a maioria dos equipamentos usados em mamografia digital. Este estudo apresenta um método para a otimização da qualidade da imagem e da dose em mamografia digital CR para pacientes com mamas de espessuras entre 45 e 75. As espessuras das mamas foram simuladas com placas de polimetilmetacrilato (PMMA). Técnicas de exposição otimizadas (tensão (kV), produto corrente-tempo (mAs) e combinação alvo/filtro) foram definidas como aquelas que fornecem uma razão contraste-ruído (CNR) ideal, denominada CNR alvo, que permite atingir o limiar de contraste das imagens do detalhe de diâmetro de 0,10 mm no simulador CDMAM (versão 3.4 Artinis Medical Systems, Netherlands) com um padrão de Dose Glandular Média (DGM) aceitável. Os resultados foram utilizados para os ajustes do Controle Automático de Exposição (CAE) pela equipe de manutenção. Um estudo retrospectivo de dois grupos de pacientes (Grupo 1-antes do ajuste do CAE e Grupo 2- após o ajuste do CAE) foi realizado. Os parâmetros de exposição foram reproduzidos nos simuladores para a determinação da CNR, da DGM e do limiar de contraste. As imagens clínicas destes pacientes foram analisadas por três radiologistas especialistas em mamografia que responderam questões sobre as estruturas anatômicas, ruído e contraste em áreas de valores de *pixels* altos ou baixos, sobre nitidez e contraste da imagem. Os resultados mostram que o método proposto foi efetivo para todas as espessuras de mama avaliadas. O ajuste do CAE proporcionou a concentração de valores da CNR no Grupo 2 mais próximas ao CNR alvo e que, mesmo como aumento do nível de ruído nas imagens clínicas, as análises do CDMAM mostraram que não houve prejuízo na identificação do objeto de 0,10 mm de diâmetro. Finalmente, este estudo conclui que o uso dos CAE das unidades de raios X baseados em fornecer uma dose constante ao detector pode ocasionar algumas dificuldades para alguns sistemas CR operarem nas condições ótimas.

**Palavras chave:** Mamografia digital. Qualidade da imagem. Limiar de contraste. Dose glandular média.

## ABSTRACT

JAKUBIAK, Rosangela Requi. Image Quality, threshold contrast and mean glandular dose in CR digital mammography. 162 p. Thesys: Graduate School of Electrical Engineering & Computer Science Technological University Federal of Paraná. 2013

In many countries, computed radiography (CR) systems represent the majority of equipments used in digital mammography. This study presents a method for optimizing image quality and dose in CR mammography of patients with breast thicknesses between 45 to 75mm. The breast thicknesses were simulated with polymethylmetacrylate (PMMA). Optimized exposure parameters ((voltage (kV), mA and time product (mAs) and target/filter combination)) was defined as giving an ideal contrast to noise ratio (CNR), defined as target CNR, to reach the threshold contrast of CDMAM (version 3.4) phantom (Artinis Medical Systems, Netherlands) images for acceptable mean glandular dose (MGD). These results were used for adjustments in the automatic exposure control (AEC) by the maintenance team. A retrospective study of two groups of patients (Group 1-before AEC adjustment and Group 2- after AEC adjustment) were done. The exposure parameters were reproduced in the phantoms to determine of CNR, MGD and threshold contrast. The clinical images of these patients were analyzed by three experienced radiologists who answered questions about anatomical structures, noise and contrast in low and high pixel value areas and image sharpness and contrast. The results showed that the proposed method was effective for all breast thickness evaluated. The AEC adjustment showed a concentration of CNR in Group 2 nearer of target CNR, and that the increasing of noise in clinical images, the CDMAM analysis showed that this level of noise did not disturb the detail of 0,1 mm diameter. Finally, this study also concluded that the use AEC of X rays unit based on constant dose to the detector may bring some difficulties to CR systems operate in optimal conditions.

**Key words:** Digital mammography. Image quality. Threshold contrast. Mean glandular dose

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Visão geral dos principais componentes de um equipamento de mamografia: os sensores do CAE estão localizados no bucky do mamógrafo.....	25
FIGURA 2 -	Vista lateral da mama mostrando seus aspectos anatômicos e histológicos.....	27
FIGURA 3 -	Os coeficientes de atenuação linear para os tecidos gordurosos, fibrosos e tumores são mostrados separadamente em cada energia, para todas as amostras as diferentes energias. Cada marcador mostra uma caixa envolta por duas linhas exteriores. A caixa representa a média de 50% dos dados da amostra, e linha dentro da caixa representa a mediana de toda a amostra. Os dados remanescentes (50%) da amostra estão contidos entre a caixa e as barras; a parte superior e as linhas inferiores denotam, respectivamente, os maiores e menores valores de toda a amostra. (Fonte: Modificado de CHEN <i>et al.</i> , 2010).....	30
FIGURA 4 -	Calcificações: (a) calcificações pleomórficas finas com distribuições segmentares (altamente suspeitas); (b) calcificações lineares finas difusas (benignas); (c) calcificações em paredes de artérias (benignas). (INCA, 2012).....	31
FIGURA 5 -	Nódulos (a) nódulos com alta radiodensidade e margens espiculadas; (b) nódulo calcificado; (c) nódulo ovoide circunscrito e radiotransparente.(INCA, 2012).....	32
FIGURA 6 -	Três exemplos de áreas de distorção de arquitetura na mamografia.....	33
FIGURA 7 -	Curvas de sensibilidade para os diferentes detectores digitais no mercado. (IAEA, L02).....	38
FIGURA 8 -	Curva de resposta típica da combinação filme-tela intensificadora, STF, e do detector digital em mamografia. A curva STF tem o alcance dinâmico (nº- de tons de cinza para uma mesma faixa de exposições) menor do que o detector digital. (INCA, 2012).....	39
FIGURA 9 -	Diagrama esquemático de dois tipos de leitura de IPs em sistemas CR. (INCA, 2012).....	42
FIGURA 10 -	Diagrama simplificado do processo de estimulação do fósforo durante o processo de uso da IP.....	43
FIGURA 11 -	Redução da visibilidade das microcalcificações: a imagem da direita apresenta uma frequência espacial maior que a imagem da esquerda.....	49
FIGURA 12 -	Imagens caracterizadas por três diferentes níveis de ruído avaliado numa área de 100µm x 100µm. Na figura 12(a) o kerma é de 9,0 µGy, incidem 1333 fótons e o nível de ruído é de 2,7; em 12(b) o kerma é de 0,9 µGy, incidem 133 fótons e o nível de ruído é de 8,6, em 12(c) o kerma é de 0,09 µGy, incidem 13 fótons e o nível de ruído é de 27,4. (BUSHBERG, 2002).....	51
FIGURA 13 -	Posicionamento da mama para exposição aos raios X, mostrando a posição mais adequada de posicionamento da fotocélula do CAE em relação ao terço anterior mamário.....	58
FIGURA 14 -	Espectro de energia para (a) um anodo de Mo sem filtração, e (b) com a	

	adição de 30 µm de espessura de filtração Mo (modificado de MORAN, CHEVALIER (2008)).....	60
FIGURA 15 -	Imagens do simulador obtidas com STF e detector digital obtidas com a técnica fornecida pelo CAE (imagem central), com a metade do valor de mAs fornecido pelo CAE (esquerda) e o dobro do valor do mAs fornecido pelo CAE (direita). (INCA,2012).....	63
FIGURA 16 -	(a) Detector de radiação PTW DIADOS E e (b) Sensor específico para mamografia.....	68
FIGURA 17 -	Fotômetro FLUKE Biomedical (a) para avaliação da luminosidade ambiente e (b) fotômetro EIZO de autocalibração para avaliação da conformidade com o padrão DICOM (GSDF): Fonte: Manual dos Fabricantes.....	69
FIGURA 18 -	Detalhe construtivo do CDMAM: a) Ilustração do simulador CDMAM com a placa suporte de PMMA, (b) Gabarito para facilitar a identificação da posição dos centros de detecção. (BURGHT <i>et al.</i> , 2010).....	72
FIGURA 19 -	Procedimento para a avaliação da curva de resposta do detector de raios X.....	74
FIGURA 20 -	Posicionamento do objeto de teste construído em PMMA e Al e a indicação das ROIs para determinação da CNR e SNR.....	77
FIGURA 21 -	Figura do resultado global para a leitura de oito imagens do CDMAM pelo CDCOM. (BURGHT <i>et al.</i> , 2010).....	80
FIGURA 22 -	(a) Diagrama de pontuação de contraste detalhe baseado nos resultados da tabela 3. Células sem discos de ouro são representados por quadrado cinza. Células com menos ou igual 25% de discos detectados são apresentadas brancas. Células com 100% de discos detectados são representadas por discos vermelho forte. As outras células são representadas em um disco vermelho mais ou menos pálido, proporcional ao seu percentual de taxa de detecção. (b) curva CDC resultante. Abaixo a tabela resumo dos diâmetros e espessuras resultantes das imagens avaliadas pelo CDCOM. (BURGHT <i>et al.</i> , 2010).....	82
FIGURA 23 -	Incidências CCD e CCE de um exame adequadamente posicionado: visualização adequada do parênquima, gordura retromamária e o músculo peitoral. (INCA, 2012).....	91
FIGURA 24 -	Imagem do teste TG18-QC, com identificação de cada um de seus elementos.....	101
FIGURA 25 -	Imagem número 1 do Padrão TG18-LN, série com 12 bits.....	104
FIGURA 26 -	Imagem do padrão TG18-CT.....	105
FIGURA 27 -	Imagem do padrão TG18-UNL 80.....	106
FIGURA 28 -	Figura 28- Imagem do padrão TG18-AFC, foram realçados brilho e contraste para evidenciar as características do padrão.....	107
FIGURA 29 -	Linearidade da resposta dos detectores usados (a) Sala 1 e (b) Sala 2.....	111
FIGURA 30 -	Acompanhamento dos valores de Srel durante o período de coleta de dados.....	112
FIGURA 31 -	Resultado do teste GSDF e realizado em 18/05/2010, fornecido pelo software EIZO RadiCS no teste de constância.....	114
FIGURA 32 -	Resultado do teste GSDF realizado em 20/10/2010, fornecido pelo software EIZO RadiCS no teste de constância.....	114

FIGURA 33 -	Curvas CDC obtidas como resultado da exposição do CDMAM 3.4 na Sala 1, para as espessuras de mama avaliadas: (a) 45 mm, (b) 53 mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm.....	118
FIGURA 34 -	Curvas CDC obtidas como resultado da exposição do CDMAM 3.4 na Sala 2, para as espessuras de mama avaliadas: (a) 45 mm, (b)53mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm.....	120
FIGURA 35 -	Curva de limiar de contraste previsto (LCp) em função do CNR para o detalhe de 0,10 mm de diâmetro na Sala 1.....	121
FIGURA 36 -	Curva de limiar de contraste previsto (LCp) em função do CNR para o detalhe de 0,10 mm de diâmetro na Sala 2.....	121
FIGURA 37 -	Histogramas do resultado dos CNRs para a Sala 1 (a) no Grupo 1 e (b) no Grupo 2.....	127
FIGURA 38 -	Limares de contraste para o diâmetro de 0.10 mm para a Sala 1, para as espessuras de mama de (a) 45 mm, (b) 53 mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm de espessura.....	129
FIGURA 39 -	Histogramas do resultado da avaliação do CNR para a Sala 2: (a) Grupo 1 (b) Grupo 2.....	131
FIGURA 40 -	Limar de contraste para o diâmetro de 0.10mm para a Sala 2 para as espessuras de mama de (a) 45mm, (b) 53mm, (c)60mm e (d) 75mm de espessura.....	133
FIGURA 41 -	Limiares de contraste e DGM nos exames clínicos, apresentadas para o diâmetro de 0.10mm para a Sala 1 para as espessuras de mama de (a) 45 mm, (b) 53 mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm de espessura.....	136
FIGURA 42 -	Limiares de contraste e DGM nos exames clínicos, apresentadas para o diâmetro de 0.10 mm para a Sala 2 para as espessuras de mama de (a) 45 mm, (b)53mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm de espessura.....	138

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Materiais mais utilizados como anodos e filtros em mamografia.....	61
TABELA 2 -	Espessuras de PMMA, espessuras do espaçador e espessura equivalente do tecido mamário.....	70
TABELA 3 -	Valores do contraste de radiação-Cr- do disco de ouro, para condições de exposições mamográficas padrões.....	83
TABELA 4 -	Valores limites aceitáveis de contraste para 28 kV Mo/Mo.....	84
TABELA 5 -	Critérios de qualidade da imagem, pontuação 1 = cumprido, pontuação 0 = não cumprido. (ONGEVAL <i>et al.</i> , 2008; EUREF, 2010).....	90
TABELA 6 -	Valores típicos de CSR para diferentes tensões e combinações alvo/filtros.....	93
TABELA 7 -	Valores g em função da CSR para diversas espessuras de PMMA.....	96
TABELA 8 -	Fatores c para simulação da mama com PMMA.....	96
TABELA 9 -	Valores de s para os espectros usados clinicamente em mamografia digital.....	97
TABELA 10 -	DGM definida por espessura de PMMA e equivalente em tecido mamário.....	97
TABELA 11 -	Fontes de incerteza na determinação da DGM.....	98
TABELA 12 -	Valores de CSR avaliados na Sala 1 e na Sala 2.....	108
TABELA 13 -	Resumo dos testes de controle de qualidade: Salas 1 e Sala 2 antes do procedimento de otimização.....	109
TABELA 14 -	Parâmetros utilizados no cálculo da sensibilidade relativa (Srel).....	112
TABELA 15 -	Luminância dos monitores de laudo.....	113
TABELA 16 -	Parâmetros de exposição utilizados para determinação dos limiares de contraste e da CNR para a Sala 1 e Sala 2.....	117
TABELA 17 -	Técnicas radiográficas otimizadas e DGM necessárias para atingir uma CNR alvo de 8,5 para os exames na Sala 1.....	122
TABELA 18 -	Técnicas radiográficas otimizadas e DGM necessárias para atingir uma CNR alvo de 8,5 para os exames na Sala 2.....	123
TABELA 19 -	Idade das pacientes submetidas à mamografia nas Salas 1 e 2, de acordo com os Grupos de estudo.....	125
TABELA 20 -	Espessuras médias das mamas comprimidas nas incidências CCD e CCE para os Grupos de pacientes avaliados na Sala 1 e na Sala 2.....	125
TABELA 21 -	CNR e limiares de contraste para ambos os Grupos para cada espessura de mama avaliada na Sala 1, nas incidências CCD e CCE.....	126
TABELA 22 -	Distribuição porcentual de exames clínicos na Sala 1 cujo limiar de contraste está igual ou abaixo do mínimo recomendado para um observador típico.....	130
TABELA 23 -	CNR e limiares de contraste para ambos os Grupos para cada espessura de mama avaliada na Sala 2 nas incidências CCD e CCE.....	131
TABELA 24 -	Porcentagem de exames clínicos cujo limiar de contraste é igual ou está abaixo do mínimo para um observador típico para a Sala 2.....	134

TABELA 25 -	Valores médios para DGM nas imagens clínicas para ambos os Grupos avaliados na Sala 1.....	134
TABELA 26 -	Percentuais de DGM das imagens clínicas na Sala 1 abaixo do limite aceitável.....	135
TABELA 27 -	Valores médios para DGM nas imagens clínicas para ambos os Grupos avaliados na Sala 2.....	139
TABELA 28 -	Percentuais de DGM das imagens clínicas na Sala 2 abaixo do limite aceitável.....	139
TABELA 29 -	Valores comparativos de DGM entre estudos que utilizaram o sistema Fuji.....	141
TABELA 30 -	Resultados da avaliação de 12 critérios de qualidade de imagem, realizados por três radiologistas experientes em mamografia para a Sala 1.....	143
TABELA 31 -	Resultados da avaliação de 12 critérios de qualidade de imagem, realizados por três radiologistas experientes em mamografia para a Sala 2.....	145

## LISTA DE SIGLAS

AAMP	American Association of Physics in Medicine
ALARA	As Low as Reasonably Achievable
a-Se	Selênio Amorfo
ACRIN	American College of Radiology Imaging Network
ADC	Conversor Analógico Digital
Al	Alumínio
BaFBr:Eu <sup>2+</sup>	Fluorobromido de Bário
BIRADS	Breast Imaging Reporting and Data System
CAE	Controle Automático de Exposição
CAD	Deteção Assistida por Computador
CCD	Incidência Crânio Caudal Direita
CCE	Incidência Crânio Caudal Esquerda
CDC	Curva de Contraste e Detalhe
CDIS	Carcinoma Ductal in situ
CNR	Razão Contraste-ruído
CQ	Controle de Qualidade
CR	Radiologia Computadorizada
CSR	Camada Semirredutora
DDI	Detector do Indicador de Dose
DFO	Distância foco-objeto
DFD	Distância foco-detector
DGM	Dose Glandular Média
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	Dose Length Product
DMIST	Digital Mammographic Imaging Screening Trial
DO	Densidade Óptica
DP	Desvio Padrão
DQE	Eficiência de Deteção Quântica
EUREF	European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services
FFDM	Sistemas de Mamografia Digital de Campo Total
FOV	( <i>Field of View</i> ) Campo de Visão
GSDF	Função de Apresentação da Escala de Cinza Padrão
HTC	Alto Contraste de Transmissão
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP	International Commission on Radiological Protection
INCA	Instituto Nacional do Câncer
IP	Placa de Imagem
JND	Menor Diferença Detectável
Ke	Kerma de entrada na pele
Ki	Kerma no ar incidente
kV	Tensão
LUT	Tabela de Dados

mA	Corrente
mAs	Produto corrente <i>versus</i> tempo
Mo	Molibdênio
MTF	Função Transferência de Modulação
NCRP	National Council on Radiation Protection & Measurements
NHSBSP	NHS Breast Screening Programme
PACS	Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens Médicas
PMMA	Placas de Polimetilmetacrilato
PMT	Tubo Fotomultiplicador
PNQM	Programa Nacional de Qualidade em Mamografia
PSP	Fósforo Fotoestimulável
ROI	Região de Interesse
SDNR	Diferença na razão sinal-ruído
SNR	Razão Sinal Ruído
SISMAMA	Sistema de Informação do Câncer de Mama
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	15
1.1 MOTIVAÇÃO PARA O DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO	20
1.2 OBJETIVOS	21
1.2.1 Geral	21
1.2.2 Objetivos específicos	21
1.3 ORGANIZAÇÃO	21
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	23
2.1 O EXAME RADIOGRÁFICO DA MAMA	25
2.2 SINAIS RADIOLÓGICOS DO CÂNCER DE MAMA	27
2.3 CADEIA DE PRODUÇÃO DA IMAGEM EM MAMOGRAFIA DIGITAL	32
2.3.1 Sistemas de Mamografia Digital	36
2.3.2 Sistemas de Radiologia Computadorizada (CR)	39
2.4. ANATOMIA MAMÁRIA E PADRÕES DE VISIBILIDADE	43
2.4.1 Características de qualidade da imagem mamográfica	44
2.5 OTIMIZAÇÃO	51
2.6 CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO	54
2.7. DOSE GLANDULAR MÉDIA (DGM)	64
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	66
3.1 MATERIAIS	66
3.1.1 Instrumentos de Medição	67
3.1.2 Monitores para laudo	68
3.1.3 Simuladores de Mama	69
3.2 MÉTODOS	72
3.2.1 Avaliação das IPs	72
3.2.2 Linearidade da Resposta do Detector	72
3.2.3 Confirmação do valor de sensibilidade relativa (Srel)	75
3.2.4 Determinação da Razão Contraste-Ruído (CNR)	75
3.2.5 Determinação dos limiares de contraste no CDMAM	78
3.2.6 Definição do valor de CNR alvo	85
3.2.7. Seleção das técnicas radiográficas otimizadas	85
3.2.8 Determinação do tamanho da amostra de pacientes	86
3.2.9 Análise Estatística	88
3.2.10 Avaliação da qualidade da imagem nas imagens clínicas	89
3.2.11 Dose Glandular Média (DGM)	90
3.2.12 Controle de Qualidade nos monitores de laudo	98
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	107
4.1 TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE NOS COMPONENTES DO SISTEMA DE MAMOGRAFIA DIGITAL	107
4.1.1 Mamógrafos	107
4.1.2 Sistema de Digitalização da Imagem	109
4.1. Monitores de Laudo	111
4.2 DETERMINAÇÃO DAS CURVAS DE LIMIAR DE CONTRASTE E CNR ALVO	115
4.3 SELEÇÃO DAS TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS OTIMIZADAS	121
4.4 AVALIAÇÃO DOS VALORES DE CNR E LIMIARES DE CONTRASTE PARA AS TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS USADAS NAS IMAGENS CLÍNICAS	123
4.4.1 Determinação dos perfis das pacientes	123
4.4.2 Identificação dos valores de CNR e dos limiares de contraste	125

4.5 AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA (DGM) NAS IMAGENS CLÍNICAS.....	133
4.6. AVALIAÇÃO DOS CRITÉRIOS DE QUALIDADE NAS IMAGENS CLÍNICAS.....	142
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	146
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	149
<b>ANEXO A</b> .....	159

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

Atualmente, as neoplasias estão entre as principais preocupações de saúde pública em todo o mundo. O Instituto Nacional do Câncer (INCA) publica estimativas de câncer para o Brasil desde 1995, com base nas informações geradas pelos Registros de Câncer de Base Populacional (RCBP). Em 2012, estima-se, para o Brasil, 52.680 novos casos de câncer da mama, com um risco estimado de 52 casos a cada 100 mil mulheres. Sem considerar os tumores de pele não melanoma, o câncer de mama é o mais frequente nas mulheres das regiões Sudeste (69/100 mil), Sul (65/100 mil), Centro-Oeste (48/100 mil) e Nordeste (32/100 mil). Na região Norte, é o segundo tumor mais incidente (19/100 mil) (INCA, 2011):

O documento de consenso do INCA (2004) relata que, tem-se observado, em alguns países desenvolvidos, como é o caso dos Estados Unidos, Canadá, Reino Unido, Holanda, Dinamarca e Noruega, um aumento da incidência do câncer de mama acompanhado de uma redução da mortalidade por esse câncer, o que está associado à detecção precoce por meio da introdução da mamografia para rastreamento e à oferta de tratamento adequado. Em alguns outros países, como no caso do Brasil, o aumento da incidência tem sido acompanhado do aumento da mortalidade, o que pode ser atribuído, principalmente, a um retardamento no diagnóstico e na instituição de terapêutica adequada. Frente às limitações práticas para a implementação, junto à população, de estratégias efetivas para a prevenção do câncer de mama, as intervenções, do ponto de vista da Saúde Pública, passam a ser direcionadas a sua detecção precoce, com a garantia de recursos diagnósticos adequados e tratamento oportuno.

São definidos como grupos populacionais com risco elevado para o desenvolvimento do câncer de mama:

- Mulheres com história familiar de pelo menos uma parente de primeiro grau (mãe, irmã ou filha) com diagnóstico de câncer de mama, abaixo dos 50 anos de idade;
- Mulheres com história familiar de pelo menos uma parente de primeiro grau (mãe, irmã ou filha) com diagnóstico de câncer de mama bilateral ou câncer de ovário, em qualquer faixa etária;
- Mulheres com história familiar de câncer de mama masculino;

- Mulheres com diagnóstico histopatológico de lesão mamária proliferativa com atipia ou neoplasia lobular *in situ*.

As ações de detecção precoce incluem diagnóstico precoce e de rastreamento (MS, 2008).

A detecção precoce é a avaliação de indivíduos saudáveis que podem apresentar uma lesão mínima que pode ou não confirmar como câncer, e o diagnóstico precoce é a detecção o mais precocemente possível do câncer, em uma paciente sem sintomas.

O rastreamento é uma ação de detecção precoce, e consiste na aplicação sistemática de um exame, em populações assintomáticas, para identificar mulheres com anormalidades sugestivas de câncer. O rastreamento pode ser populacional, quando há iniciativas de busca ativa da população-alvo, ou oportunístico, quando as pessoas procuram espontaneamente os serviços de saúde (MS, 2008).

No documento de consenso do INCA (2004), para a detecção precoce do câncer de mama recomenda-se:

- Rastreamento por meio do exame clínico da mama, para as todas as mulheres a partir de 40 anos de idade, realizado anualmente. Este procedimento é ainda compreendido como parte do atendimento integral à saúde da mulher, devendo ser realizado em todas as consultas clínicas, independente da faixa etária;

- Rastreamento por mamografia, para as mulheres assintomáticas com idade entre 50 a 69 anos, com o máximo de dois anos entre os exames;

- Exame clínico da mama e mamografia anual, a partir dos 35 anos, para as mulheres pertencentes a grupos populacionais com risco elevado de desenvolver câncer de mama;

- Garantia de acesso ao diagnóstico, tratamento e seguimento para todas as mulheres com alterações nos exames realizados.

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) determina que qualquer uso de radiação deve ser justificada. Médicos não costumam solicitar mamografias para mulheres jovens assintomáticas, mas para as mulheres mais velhas ou em grupos de alto risco. A justificativa individual leva em conta muitos dos fatores específicos dos pacientes (IAEA, 2001). Na área de otimização de proteção em radiologia diagnóstica e, particularmente, na mamografia, há um espaço considerável para a melhoria da qualidade e medição simples e de baixo custo estão disponíveis para reduzir as doses, sem perda de informações do diagnóstico. A otimização de proteção em radiologia diagnóstica não significa necessariamente a redução de doses para o paciente; é fundamental que a confiança do diagnóstico na imagem não seja comprometida (IAEA, 2005).

Com relação aos exames diagnósticos, uma vez clinicamente justificados, deve-se proceder à otimização do processo de obtenção da imagem e sua interpretação envolvendo a interação de três fatores importantes no processo de formação da imagem: a qualidade diagnóstica da imagem radiográfica; a dose de radiação para o paciente; a seleção da técnica radiográfica. Não existe nenhum critério absoluto que defina o que é uma imagem com qualidade; teoricamente, deve possibilitar um diagnóstico preciso, variando com o tipo de informação necessária (NCRP, 1988).

A mamografia é o método “padrão ouro” para rastreamento, capaz de detectar, de modo sistemático, o câncer de mama em estágio ainda aparentemente curável e é, portanto, o método mais efetivo de detecção precoce do câncer de mama na atualidade (BAUAB, 2005, FREITAS, 2006). Dessa forma, é cada vez mais intensa a preocupação com tecnologias que envolvem a qualidade da imagem em mamografia, havendo muitas perspectivas quanto aos avanços do sistema de imagens em mamografia digital em relação às limitações da mamografia convencional (IAEA 2011).

A determinação dos fatores técnicos adequados em mamografia depende do padrão de lipossustituição mamária, da espessura da mama, e da posição da fotocélula em relação ao parênquima mamário, bem como das características fisiológicas e patológicas destes mesmos tecidos (SPRAWLS, 2010), uma vez que a visualização de diferentes tecidos e lesões sutis nas mamas requer, tanto alto contraste como alta resolução espacial (CHEVALIER, *et al.*, 2004). Para alcançar desempenho da mamografia, a imagem obtida deve ter alta qualidade e, para tanto, são necessários: equipamento adequado, técnica radiológica correta, conhecimento, prática e dedicação dos profissionais capacitados e envolvidos (INCA, 2007). São estes fatores conjugados que determinam a qualidade do feixe de radiação incidente e da técnica a ser aplicada.

Os principais aspectos a serem considerados na escolha de um conjunto particular de parâmetros de exposição são a dose absorvida no tecido glandular e a qualidade da imagem da mamografia. Com esta finalidade, têm sido introduzidos procedimentos para testar os diferentes parâmetros físicos e técnicos que contribuem no processo de formação da imagem. Em mamografia estes procedimentos têm um papel fundamental devido aos pequenos detalhes mamográficos a serem visibilizados e às restrições à dose absorvida pelo paciente (KOSTANTINIDIS, 2010). Os fatores de exposição devem ser devidamente selecionados. Além disso, o equipamento utilizado para capturar e exibir a imagem deve ser adequadamente projetado para facilitar a inclusão do tecido mamário tanto quanto possível na imagem e produzir uma imagem com excelente contraste e resolução espacial, com o mínimo de

distorção e sem artefatos (IAEA, 2011 ). Isto deve ser feito com a dose mais baixa de radiação para a mama, de acordo com o princípio ALARA: As Low as Reasonably Achievable, sempre compatível com os aspectos da qualidade da imagem.

A garantia de qualidade é um processo onde todos os fatores que influenciam na aquisição, processamento, exibição e interpretação da mamografia devem ser otimizados e as melhores condições de operação devem ser mantidas ao longo do tempo, a fim de que o câncer de mama possa ser detectado o mais precocemente possível. O processo de garantia de qualidade requer os esforços de cooperação de vários indivíduos: a administração, a equipe técnica que realiza o exame (técnico ou tecnólogo), o radiologista, o fabricante do equipamento, e o físico médico. A garantia de qualidade abrange uma ampla gama de atividades, incluindo a formação, avaliação e treinamento contínuo da equipe técnica e dos radiologistas, a seleção de equipamentos, elaboração de relatórios de Controle de Qualidade (CQ), divulgação dos resultados e manutenção de registros. Como parte do programa de garantia de qualidade, os testes de Controle de Qualidade (CQ) são desenvolvidos para avaliar a tecnologia utilizada na mamografia para assegurar que ela está funcionando dentro de um intervalo de desempenho aceitável (YAFFE; MAINPRIZE, 2011). A finalidade dos testes de CQ é prever desvios no desempenho de componentes do sistema de imagem que podem levar à degradação no desempenho de imagem clínica e corrigi-los antes que tal degradação ocorra e possam comprometer o diagnóstico. A disponibilidade de imagens em formato digital oferece vantagens, já que facilita a introdução de testes que fornecem medição objetivas e quantitativas de desempenho de imagem para substituir aqueles que a avaliação subjetiva era usada em CQ para mamografia com sistemas tela filme (STF). Os testes devem fornecer resultados confiáveis, livres de variabilidade entre observadores, permitindo a simplificação dos procedimentos de ensaio, em alguns casos, bem como registo automático dos resultados do teste. Será necessário, no entanto, com base na experiência, validar os testes em termos da sua sensibilidade e relevância em prever falhas (IAEA, 2011).

O advento da imagem digital na radiologia, combinado com o crescimento da tecnologia, melhorou significativamente as técnicas de imagem. Isto conduziu a expansão das potencialidades diagnósticas, em termos de número de procedimentos no mercado. Por todo o mundo, os STF estão sendo rapidamente substituídos por sistemas digitais, variando entre si pelo tipo de detector utilizado. Entretanto, desconhecidos de alguns usuários, estes dispositivos oferecem um novo paradigma de oportunidades e de desafios. Algumas diferenças fundamentais entre os sistemas quando comparadas com o STF convencional implicam no desenvolvimento de novas estratégias para otimização da dose e da qualidade da

imagem. Tem sido bem estabelecido que, para alcançar a mamografia de alta qualidade, os seguintes elementos são essenciais: pessoal bem treinado e experiente (radiologista, técnico, físico médico); equipamento moderno, com projeto de construção adequado, equipamentos em boas condições de funcionamento; posicionamento adequado e fatores técnicos para exposição; condições de visualização de imagem apropriado (IAEA, 2011).

O Ministério da Saúde desenvolveu o SISMAMA, que é um subsistema de informação do Sistema de Informação Ambulatorial (SIA) / SUS, instituído pelo para monitoramento das ações de detecção precoce do câncer de mama (Portaria nº 779/SAS, dezembro de 2008). O Sistema é composto pelo módulo do prestador de serviço, utilizado pelos serviços de radiologia mamária e patologia para cadastro dos exames, emissão de laudos e avaliação de desempenho dos serviços; e pelo módulo de coordenação, utilizado pelos gestores estadual, regional e municipal para gerenciamento das ações de detecção precoce do câncer de mama e seguimento das mulheres com exames alterados (MS, 2008).

No Brasil, a Portaria 531/2012, considerando a necessidade de se calcular indicadores para o monitoramento dos resultados dos exames mamográficos, permitindo a padronização, ampliação e monitoramento das informações sobre o rastreamento do câncer de mama em todo o país, instituiu o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM), cujo objetivo principal é garantir a qualidade dos exames de mamografia oferecidos à população. Dentre os objetivos do programa, estão a capacitação e atualização periódica dos profissionais de vigilância sanitária estadual e municipal, bem como dos profissionais de saúde para a execução dos exames de mamografia. A Portaria define também a necessidade de qualificação médica para a avaliação da qualidade das imagens clínicas das mamas e dos laudos das mamografias. Para o desenvolvimento e manutenção do PNQM, está prevista a criação de uma equipe de suporte envolvendo órgãos públicos e também uma comissão de especialistas. O programa prevê a realização de testes de controle de qualidade em todas as etapas de produção da imagem, incluindo testes de aceitação, constância e desempenho, bem como a avaliação das imagens clínicas e dos laudos de exames.

## 1.1 MOTIVAÇÃO PARA O DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO

Diversos trabalhos foram publicados com estudos sobre o desempenho dos sistemas de mamografia digital (YOUNG *et al* (2006a); YOUNG *et al* (2006b); YOUNG *et al* (2006c); (WILLIAMS *et al.*, 2008); (MONNIN *et al.*, 2011); (MARSHALL *et al.*, 2011) e (ZANCA *et al*, 2008)). No entanto, todos estes trabalhos apresentam resultados baseados em respostas obtidas com simuladores de mama, um número restrito de espessuras, e pouco ou nenhum dado sobre o impacto nos dados clínicos.

Trabalhos publicados nacionalmente: (COUTINHO, 2009) e (DANTAS 2010) demonstram que os exames realizados com mamografia digital CR apresentam valores de dose glandular média (DGM) acima daqueles considerados aceitáveis para STF.

Com a instalação de duas unidades de mamografia Hologic- Lorad Affinity, associadas a um sistema de mamografia computadorizada (CR) Fuji Profect One, instaladas na clínica de Diagnóstico Avançado por Imagem (DAPI) em Curitiba, alguns problemas começaram a ocorrer:

- 1) Exposições abortadas com mensagens de erros associados a baixos tempos de exposição em exames de mamas densas e de espessuras entre 20 e 30 mm, devido interrupção do movimento da grade.
- 2) Exposições abortadas com mensagens de erros associados à extrapolação de exposição necessária para mamas densas e de espessuras maiores que 60 mm;
- 3) Imagens com nível de ruído elevado.
- 4) Dificuldades dos técnicos em associar técnicas semiautomáticas ou manuais para os padrões de mama onde o Controle Automático de Exposição (CAE) não fornecia as respostas adequadas de exposição.
- 5) Aumento na taxa de repetições.

Desta forma, identificou-se a oportunidade adequada para o desenvolvimento de um estudo que pudesse contribuir no desenvolvimento de uma metodologia de otimização da dose e da qualidade da imagem em mamografia digital CR.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Geral

Estabelecer uma nova metodologia para determinar a razão contraste-ruído (CNR) ideal para sistemas de mamografia digital, denominada CNR alvo, de modo a contribuir na otimização da dose e da qualidade da imagem em mamografia digital CR.

Utilizar dados de exames armazenados no sistema de gerenciamento e arquivamento de dados PACS (Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens Médicas), de modo a minimizar interferências na rotina diária da clínica.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Definir os valores de razão contraste-ruído (CNR) alvo para o sistema de mamografia digital Fuji Profect One associado ao mamógrafo Lorad Affinity que permitem a visualização do disco de 0,1 mm de diâmetro e limiar de contraste mínimo de 23%.

Estabelecer as técnicas radiográficas ideais, que fornecem os valores de CNR alvo para mamas de espessuras entre 45 e 75 mm, sem distinção de padrão de glandularidade.

Ajustar os parâmetros ideais de desempenho do CAE com a equipe de manutenção de acordo com as limitações do *software* do CAE.

Validar a metodologia proposta através da análise do desempenho das imagens clínicas.

## 1.3 ORGANIZAÇÃO

Este trabalho está organizado em 4 capítulos. O capítulo 1 apresenta o câncer de mama como um problema mundial e do Brasil, com previsões de um grande número de casos por ano. O capítulo 2 fornece uma fundamentação teórica e revisão bibliográfica sobre o câncer e mama, as metodologias de obtenção da imagem, bem como requisitos de otimização. O capítulo 3 apresenta a metodologia do processo de otimização da dose e da qualidade da

imagem em mamografia digital computadorizada. Finalmente, o capítulo 4 apresenta os resultados e as conclusões do trabalho.

## CAPÍTULO 2

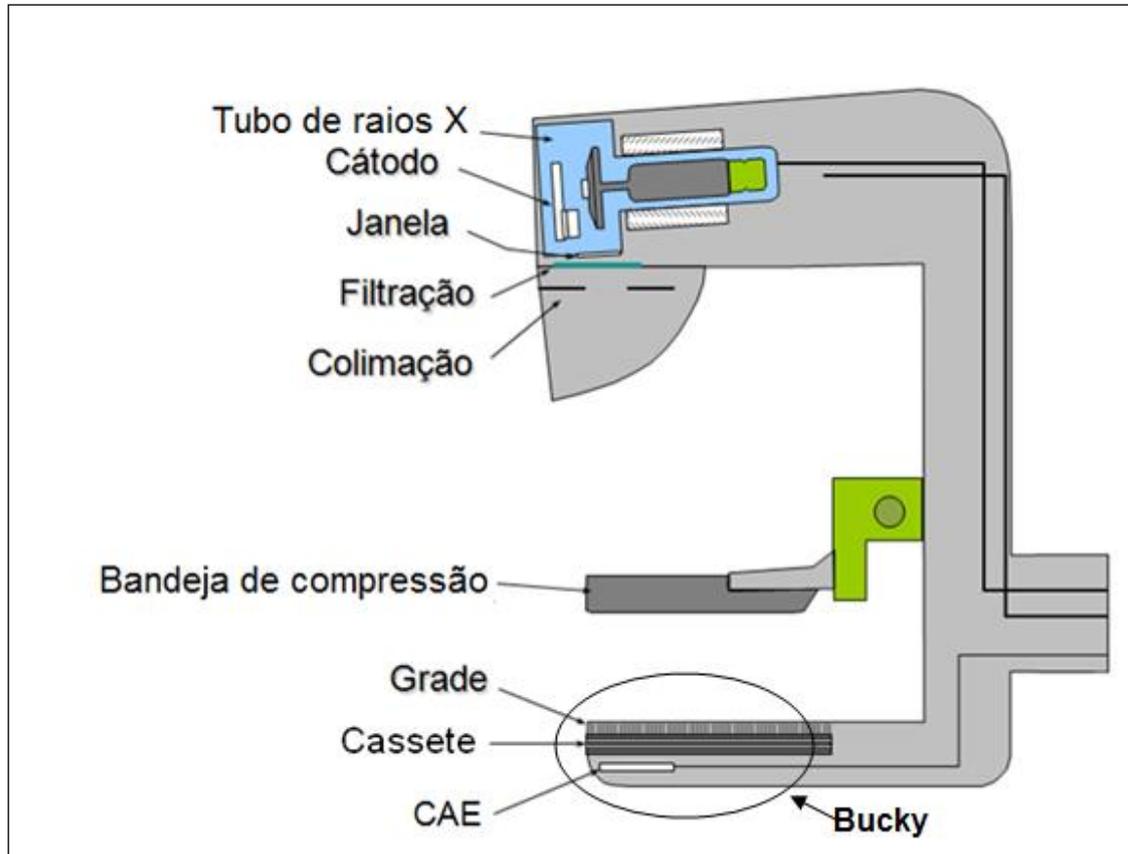
### FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A mamografia é reconhecida como o exame mais amplamente utilizado para diagnosticar as patologias mamárias, sendo considerada como o método mais adequado para detectar o câncer de mama em estágio pré-invasivo e, portanto, indicado para o rastreamento dessa doença em termos populacionais (INCA, 2011). Um exame com alto padrão de qualidade pode visualizar, em 85% a 90% dos casos, um tumor com mais de dois anos de antecedência de ocorrer acometimento ganglionar, em mulheres com mais de 50 anos de idade (CALDAS *et al.*, 2005). Sua especificidade é de aproximadamente 90%, sendo, portanto, o exame “padrão ouro” na detecção precoce do câncer de mama. (NEWMANN, 1998).

O processo que produz a mamografia envolve a exposição da mama a um feixe de raios X que é parte absorvido, parte transmitido, e parte espalhado pelo tecido mamário. O feixe transmitido é atenuado seletivamente pelos tecidos da mama, passa pela grade antidifusora, interage com o receptor da imagem e é finalmente absorvido pelo dispositivo de registro. Após uma etapa de processamento, a imagem registrada é apresentada para interpretação (*display*) e, a seguir, arquivada. Existem dois processos para a realização de mamografia: o processo convencional, empregando sistemas tela filme (STF), e o processo digital. No STF, as etapas de aquisição, apresentação e arquivamento da imagem ocorrem em um único meio, o filme radiográfico. O STF é ainda amplamente utilizado devido às suas vantagens, tais como: a grande resolução espacial de até 20 pares de linha por milímetro, que permite mostrar estruturas finas espiculares e microcalcificações; alto contraste, o uso de negatoscópios de alta luminosidade que melhoram a visibilização de áreas de alta densidade óptica (DO) (escuras) da imagem; e a facilidade para a visualização de vários filmes no negatoscópio, possibilitando a apresentação simultânea de imagens em vários negatoscópios com incidências básicas feitas durante o rastreamento, e as incidências complementares, feitas posteriormente, bem como de exames anteriores. A possibilidade de usar filmes de 18 cm x 24 cm e 24 cm x 30 cm permite radiografar mamas de todos os tamanhos. Adicionalmente, a tecnologia do STF está consolidada na prática da mamografia há mais de 30 anos, além do filme ser um meio

bastante duradouro de armazenamento da imagem a um baixo custo (MAHADEVAPA, 2004; COUTINHO, 2009).

A figura 1 mostra os principais componentes de um equipamento de mamografia.



**Figura 1-** Visão geral dos principais componentes de um equipamento de mamografia: os sensores do CAE estão localizados no *bucky* do mamógrafo.

A fim de aumentar a diferença de absorção dos tecidos da mama e produzir imagens de contraste ideal e alta resolução espacial, sistemas de imagem específicos para a mamografia são requeridos (BUSHBERG, 2002; MURPHY, 2010). A geometria de irradiação da mama para o exame radiográfico compreende basicamente: a distância do foco de raios X ao objeto (DFO), a distância do foco ao detector (DFD) e o tamanho do campo de radiação.

As características técnicas de um mamógrafo estão definidas no regulamento técnico do MS (1998) Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. De acordo com o documento, o sistema de mamografia deve dispor de um gerador trifásico de alta frequência (compensação automática para variações de tensão e realimentação interna do sistema, de modo a manter a tensão e a corrente do tubo mais

estáveis) para controlar precisamente os parâmetros técnicos: a tensão do tubo (kV), a corrente (mA) e o tempo de exposição (t), para garantir a reprodutibilidade da qualidade ótima da imagem. O tubo de raios X é especialmente projetado para se obter imagens adequadas do tecido mamário sem irradiar desnecessariamente a paciente. A janela de saída do tubo é construída com berílio ( $Z=4$ ). O ponto focal deve ser pequeno (0,3 mm para imagem de rotina e 0,1 mm para ampliação) para se obter imagens de alta resolução; o alvo (anodo) deve ser constituído de molibdênio (Mo), ródio (Rh) ou tungstênio (W) e o filtro de molibdênio, ródio ou alumínio (Al). As características da mama de cada paciente determinam qual a combinação alvo e filtro apropriados. A distância foco-filme está definida normalmente entre 60-65 cm. O regulamento técnico define também os testes de controle de qualidade e periodicidade a serem realizados nos equipamentos de mamografia. Os procedimentos para a realização dos testes são apresentados no documento MS (2005).

A grade é usada em mamografia para absorver a radiação dispersa e melhorar a sensibilidade do contraste. Em comparação com as grades usadas em exames de raios X convencionais, as grades para mamografia têm uma razão mais baixa (5:1 ou 4:1) e o material do espaçador é selecionado para a absorção reduzida de raios X.

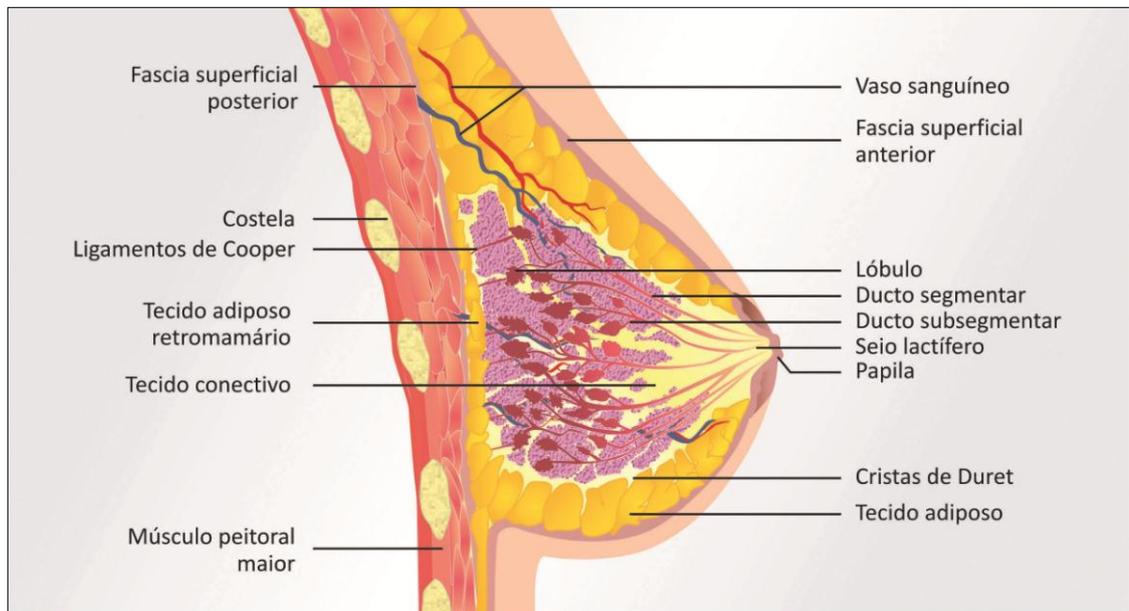
## 2.1 O EXAME RADIOGRÁFICO DA MAMA

As mamas são estruturas constituídas de tecido glandular epitelial, também denominado parênquima, com tecidos fibrosos e adiposos, que circundam e atravessam o tecido glandular. A mama pode estender-se lateralmente da linha média axilar até o esterno e longitudinalmente, do segundo arco costal, proximalmente a clavícula, até o sexto arco costal. A forma da mama não é afetada pelo biótipo da mulher. As mamas raramente são simétricas, mas na maioria dos casos a diferença é de mínima importância. Microscopicamente podem ser identificados os lóbulos, o sistema ductal, o estroma, os ligamentos de Cooper e a membrana basal do sistema ductal (figura 2).

O sistema ductal compõe-se de ductos lactíferos responsáveis por conduzir o leite até a papila, exteriorizando-o por meio do orifício ductal. A papila mamária é uma protuberância composta de fibras musculares elásticas onde desembocam os ductos lactíferos. Por fim temos os ligamentos de Cooper, expansões fibrosas que se projetam na glândula mamária,

subdividindo o parênquima em 15 a 20 lobos. Estes ligamentos conferem mobilidade e sustentação à mama, retraíndo de forma característica quando há uma contração patológica, como por exemplo, o câncer de mama. O tecido mamário pode também se estender para a região axilar, com a glândula junto à superfície do músculo peitoral maior, que desempenha importante papel no exame de mamografia.

Com o músculo peitoral maior adequadamente mobilizado, o tecido mamário poderá ser movido, maximizando a inclusão da maior parte da glândula no campo da imagem.



**Figura 2-** Vista lateral da mama mostrando seus aspectos anômicos e histológicos. Fonte: (INCA, 2012).

Uma importante referência para a mamografia é a inclusão do tecido adiposo retromamário. A detecção deste espaço na mamografia indica que a mama foi mobilizada anteriormente, possibilitando adequada visibilização de todo o tecido glandular. Em geral, as mulheres mais jovens apresentam mamas com maior quantidade de tecido glandular, o que torna esses órgãos mais densos e firmes. Ao se aproximar da menopausa, o tecido mamário irá se atrofiar e será substituído progressivamente por tecido gorduroso, até se constituir, quase que exclusivamente, de gordura e resquícios de tecido glandular na fase pós-menopausa.

Mamas densas reduzem a sensibilidade da mamografia e o padrão do parênquima mamário está intimamente relacionado ao risco para o desenvolvimento de neoplasia maligna da mama, dentre outros fatores de risco. A substituição do parênquima mamário por tecido adiposo é um processo gradativo e está diretamente associado com a faixa etária,

gestações/paridade e menopausa. Porém, não existe uma correlação exata entre a faixa etária e a lipossubstituição, sendo comum encontrar mamas densas em mulheres idosas com pouca ou nenhuma substituição e mamas heterogeneamente adiposas em mulheres jovens (KALAF, 2009).

De acordo com o consenso estabelecido pelo “*Breast Imaging Reporting and Data System*” (BIRADS) o grau de lipossubstituição foi adotado para descrever o padrão mamográfico, utilizando-se as seguintes expressões:

- Mamas heterogeneamente lipossubstituídas ou adiposas (<25% de tecido glandular);
- Mamas moderadamente lipossubstituídas ou adiposas (aproximadamente 25% a 50% de tecido glandular);
- Mamas moderadamente densas (aproximadamente 51% a 75% de tecido glandular);
- Mamas heterogeneamente densas (0% lipossubstituídas).

Conhecer a anatomia e a fisiologia da estrutura a ser radiografada é de fundamental importância para a determinação dos parâmetros de qualidade da imagem e dosimetria. Dessa forma, devem-se conhecer as características de posicionamento para a visualização das estruturas anatômicas desejadas, bem como definir a radio-opacidade dos diferentes tecidos envolvidos no processo de formação da imagem. Essas características determinam a qualidade do feixe de radiação incidente e da técnica a ser aplicada (COUTINHO, 2009).

## 2.2 SINAIS RADIOLÓGICOS DO CÂNCER DE MAMA

O principal papel da mamografia é a detecção precoce do câncer de mama na mulher assintomática. A eficácia do rastreamento mamográfico foi estabelecida por ensaios clínicos randomizados em que a redução da mortalidade foi alcançada pela capacidade da mamografia para encontrar o carcinoma *ductal in situ*, cânceres infiltrados de menor tamanho em estágios anteriores aos de grupos de controle. Apesar da mamografia detectar a maior parte dos cânceres de mama, há alguns que são de difícil detecção antes de serem palpáveis (ACR, 2003). As características de atenuação dos tecidos normais da mama e dos tumores são bastante semelhantes e podem comprometer o diagnóstico. Devido à necessidade de adquirir

imagens em diversas projeções, a flexibilidade do posicionamento no mamógrafo é um dos requisitos importantes para o exame. A mamografia deve possuir um padrão de qualidade que permita a identificação dos principais sinais radiológicos do câncer de mama em seus estágios iniciais.

O posicionamento da paciente, a geometria da imagem e os fatores de exposição da mama são três aspectos importantes que devem ser considerados nos estudos de mamografia para alcançar uma imagem mamográfica de qualidade diagnóstica. Deve-se estar ciente de que é difícil obter imagens da mama, porque os coeficientes de atenuação linear dos tecidos são próximos (estruturas com números atômicos ou densidades próximas entre si) em relação aos sinais patológicos (IAEA, 2011).

Os nódulos malignos (carcinomas) têm uma densidade que é quase a mesma do tecido fibroglandular, mas estas lesões podem ser visualizadas mais facilmente quando estão rodeadas por tecido adiposo que tem uma atenuação menor. A figura 3 mostra a distribuição dos coeficientes de atenuação linear para a gordura, tecidos fibrosos e tumores para todas as amostras destes tecidos a diferentes energias do feixe de raios X (CHEN *et al.*, 2010), demonstrando a importância de a mamografia ser realizada seguindo critérios rígidos de desempenho do equipamento e do exame.

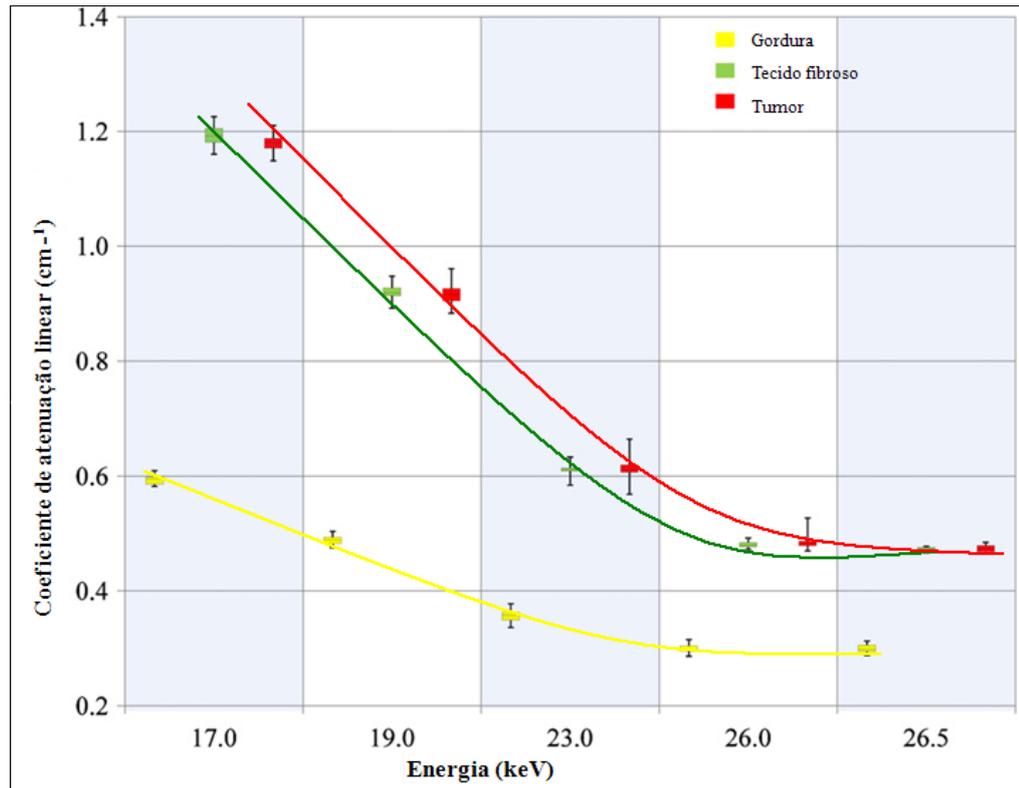
As microcalcificações são fragmentos de um milímetro ou menos e sua visualização na imagem é difícil devido ao seu tamanho.

De acordo com VERMA *et al.* (2010), a taxa de sobrevivência ao câncer de mama é dependente do estágio no qual ele é detectado e da implementação de tratamentos apropriados. Entretanto, nos estágios iniciais, as pistas visuais são sutis e variam em aparência, tornando a detecção/ um diagnóstico difícil, sendo desafiador até mesmo para especialistas. As anormalidades são muitas vezes incorporadas e camufladas por várias estruturas do tecido mamário.

As anormalidades mamográficas do câncer de mama são caracterizadas por duas classes principais: calcificações e massas (nódulos).

### *Calcificações*

As calcificações são pequenos depósitos minerais (cálcio) no interior dos tecidos mamários e aparecem como regiões localizadas de alta intensidade (pontos brilhantes) em mamografias, como mostra a figura 4. Elas podem ser produzidas a partir de secreção da célula ou a partir de restos celulares necróticos.

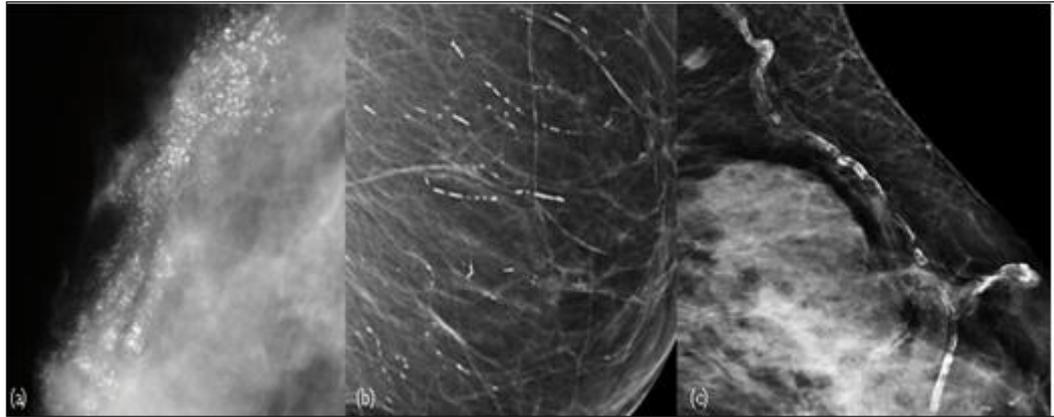


**Figura 3-** Os coeficientes de atenuação linear para os tecidos gordurosos, fibrosos e tumores são mostrados separadamente em cada energia, para todas as amostras as diferentes energias. Cada marcador mostra uma caixa envolta por duas linhas exteriores. A caixa representa a média de 50% dos dados da amostra, e linha dentro da caixa representa a mediana de toda a amostra. Os dados remanescentes (50%) da amostra estão contidos entre a caixa e as barras; a parte superior e as linhas inferiores denotam, respectivamente, os maiores e menores valores de toda a amostra. (Fonte: Modificado de CHEN *et al.*, 2010).

Existem dois tipos de calcificações: microcalcificações e macrocalcificações. As macrocalcificações são grandes depósitos de cálcio, e podem muitas vezes serem associadas com condições benignas e não costumam exigir biópsia. As microcalcificações podem ser isoladas, aparecem em aglomerados, ou encontradas embutidas em uma massa.

Geralmente as microcalcificações individuais têm uma dimensão entre 0,1-1,0 mm, e diâmetro médio de cerca de 0,5 mm.

Tamanho, número, forma, densidade e distribuição são critérios para análise das microcalcificações, sendo que os mais importantes são a forma e a distribuição (INCA 2007). Um agrupamento é tipicamente definido pela presença de pelo menos três microcalcificações dentro de uma região de 1 cm<sup>2</sup>. As microcalcificações são uma das marcas do achado mamográfico do câncer de mama em estágio inicial.

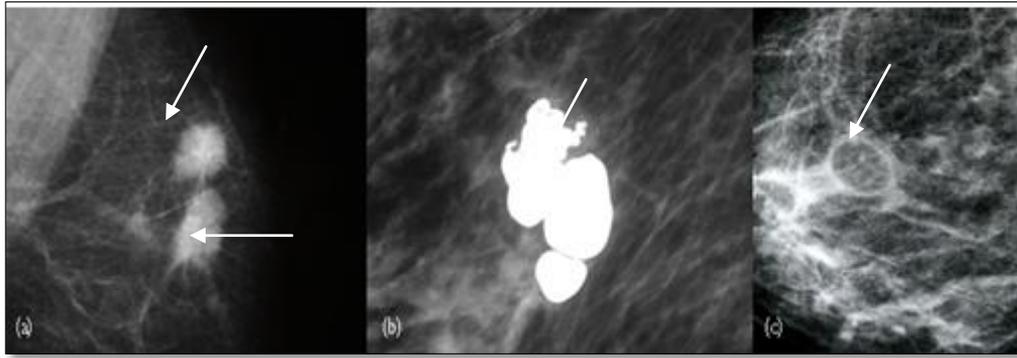


**Figura 4**– Calcificações: (a) calcificações pleomórficas finas com distribuições segmentares (altamente suspeitas); (b) calcificações lineares finas difusas (benignas); (c) calcificações em paredes de artérias (benignas). Fonte: INCA, 2012.

Em torno de 25% de todos os cânceres da mama são detectados pela presença de agrupamentos de microcalcificações, sendo que a maioria dos cânceres com carcinoma *ductal in situ* (CDIS) está associada à microcalcificações (TAKEO *et al*, 2005; VERMA *et al*, 2010). As microcalcificações, de forma semelhante ao tecido glandular das mamas densas, também apresentam uma maior absorção relativa aos raios X. Portanto, em mamas densas, as extensas áreas brancas verificadas devido à densidade maior do tecido glandular, mascaram as microcalcificações, que também se apresentam na mamografia como pontos ou áreas brancas. Já nas mamas menos densas, há um realce bem maior para as microcalcificações, devido ao contraste destas com o fundo mais escuro (menor densidade) da mamografia. Dessa forma, a análise visual diferencial da mamografia de uma mama densa é menos sensível, portanto mais suscetível à enganos.

### *Nódulo*

O nódulo é um sinal localizado de câncer de mama e é definido como o espaço ocupado por uma lesão que é visualizada em pelo menos duas projeções diferentes. Se for vista sem correspondência na mama contralateral é chamada de assimetria (INCA 2007). O nódulo (figura 5) pode ocorrer com ou sem calcificações associadas.



**Figura 5**– Nódulos (a) nódulos com alta radiodensidade e margens espiculadas; (b) nódulo calcificado; (c) nódulo ovoide circunscrito e radiotransparente. Fonte: INCA, 2012.

A sutileza e a natureza camuflada dos nódulos tornam a sua detecção muito mais desafiadora do que calcificações nas mamografias. Nódulos são variáveis em tamanho, formato e densidade, e podem apresentar um contraste de imagem pobre, serem entrelaçados com os tecidos (VERMA *et al.*, 2010). Estas características morfológicas são os principais fatores a serem considerados pelos radiologistas ao julgarem a probabilidade de presença do câncer. Uma grande variedade de formas, tamanhos e contraste é encontrada em nódulos; os benignos têm geralmente contornos bem circunscritos, são compactos e aproximadamente circulares ou elípticos. Nódulos com formas irregulares e margens espiculadas ou indistintas sugerem uma maior possibilidade de malignidade. As lesões espiculadas com aparência estrelada são indicadores de alta probabilidade de suspeita de câncer de mama.

#### *Distorção de arquitetura*

A distorção focal da arquitetura representa a desorganização de uma pequena área da mama expressando-se radiologicamente como lesão espiculada, como ilustrado na figura 6. Foi o achado radiológico encontrado em 9% dos casos, numa série de casos de câncer em lesões não palpáveis (INCA, 2007).



**Figura 6**– Três exemplos de áreas de distorção de arquitetura na mamografia.  
Fonte: INCA, 2012.

### 2.3 CADEIA DE PRODUÇÃO DA IMAGEM EM MAMOGRAFIA DIGITAL

Uma imagem digital é uma matriz, definida pelo número de linhas e colunas que a compõem. Cada elemento da matriz denomina-se elemento de imagem – *pixel* –abreviatura de *picture elements*, ou elementos de figura ou imagem, que são definidos por seu tamanho e sua profundidade (*bit depth*). O *bit depth* define o número de tons de cinza que podem ser visualizados na imagem, sendo  $2^n$  os níveis de intensidade dentro de cada *pixel*, onde  $n$  é o número de *bits* da digitalização e pode variar entre 12 e 14 *bits*, dependendo do sistema utilizado (MAHADEVAPPA, 2004). O número *pixels* que compõe a matriz da imagem digital são importante em todas as propriedades visuais associadas à imagem (CARROL, 2007).

O tamanho do *pixel* em imagem digital é o fator mais importante na produção de imagens bem definidas ou tem o que é chamado de alta resolução espacial. Imagens compostas por um grande número de *pixels* com pequenas dimensões irão representar mais fielmente os tecidos de interesse do que uma imagem composta de um pequeno número de grandes *pixels*. No sistema de imagem digital, o tamanho do *pixel* é relacionado não somente ao tamanho da matriz, mas também ao campo de visão (FOV). Em sistemas CR, o campo de visão é a placa de Imagem (IP). Consequentemente, as necessidades de armazenamento aumentam em função do tamanho da matriz e dos níveis de cinza.

A mamografia por STF é a técnica mais sensível para a detecção de lesões não palpáveis (MAHADEVAPPA, 2004). Utilizada a detecção da rotina de mulheres assintomáticas, tem demonstrado que contribui para a redução da mortalidade.

O advento da mamografia digital superou certas limitações técnicas da mamografia convencional: (a) a latitude de exposição limitada do filme; (b) a deterioração da resposta do filme em exposições altas ou baixas; (c) a falta de flexibilidade em ajustar o brilho e o contraste, e rígida ligação destes com o nível de exposição aos raios X, (d) inconveniente em armazenamento e recuperação de imagens; e (e) as questões ambientais relativas à eliminação dos produtos químicos para o processamento, dentre outras.

De acordo com IAEA (2011) as vantagens potenciais da mamografia digital incluem: melhor desempenho no diagnóstico em mamas densas; maior produção de imagens; possível redução da dose no paciente, reprodução das imagens para visualização em vários locais através da telerradiologia (diagnóstico ou como ferramenta de ensino); eliminação de problemas associados com processamento químico (ou seja, questões de saúde ambiental e ocupacional, e os custos relacionados do filme e aos produtos químicos do processamento, artefatos); melhoria de arquivamento e capacidade de recuperação; possibilidade de introdução de novas técnicas de detecção assistidas por computador (CAD), tele mamografia, tomossíntese (mamografia 3D), realce de contraste em mamografia digital, e também a facilidade de fornecimento de imagens para ser utilizada como ferramenta de ensino. Esta vantagem pode ser explorada de diversas formas. Nas imagens feitas em STF, o filme era o meio de adquirir, visualizar e preservar a imagem, sendo a única possibilidade de visualizar as imagens com todos os pormenores anatômicos requeridos. Detalhes críticos das imagens poderiam ser perdidos no processo de digitalização, devido a limitação de resolução espacial e de contraste dos sistemas de digitalização disponíveis. Na mamografia digital, as imagens podem ser salvas em formatos que preservam estes detalhes e podem ser visualizadas em sistemas de alta resolução.

Entretanto, desafios potenciais ou desvantagens associadas com a mamografia digital ainda impactam na rotina: aumento dos custos de aquisição e manutenção do sistema; aumento do tempo necessário para a interpretação de imagens, juntamente com a necessidade de treinamentos dos radiologistas para os novos atributos de imagem; a necessidade de radiologistas, funcionários, etc., para se ajustar à nova tecnologia; dificuldades na comparação de imagens digitais com mamografias realizadas em STF; as características de um desempenho técnico mais pobre de alguns sistemas digitais em comparação com o STF, como, por exemplo, os expressos por sua função de transferência de modulação (MTF), eficiência de detecção quântica (DQE) e diferença na razão sinal-ruído (SDNR), incompatibilidade entre sistemas digitais diferentes, como por exemplo os sistemas que usam CR. As doses em mamografia digital podem ser mais baixas ou mais elevadas do que aquelas

praticadas em mamografia STF, dependendo da concepção do sistema, da escolha dos fatores técnicos e desempenho nos testes de CQ (IAEA, 2011).

Na mamografia digital, os processos de aquisição de imagem, exposição e armazenamento são separados, o que permite a otimização de cada passo (PISANO *et al.*, 2005; YAFFE, 2006; MAHADEVAPPA, 2004), bem como possibilita o ajuste do contraste de estruturas individuais quando a imagem é visualizada. Diferentes partes da mama podem ser vistas com diferentes brilhos e contrastes (NEES, 2008) evidenciando diferenças muito sutis entre o tecido denso anormal e o normal (PISANO *et al.*, 2000). As ferramentas de processamento permitem também a visualização da pele e tecidos subcutâneos na periferia da mama, tornando mais fácil a interpretação da imagem nas partes mais finas da mama. Com o STF, esta parte da mama era geralmente considerada como sobre-exposta. O processamento de imagem também pode melhorar a visualização de achados específicos suspeitos tais como calcificações, e aumentar o contraste do objeto, reduzindo, assim, o risco de perder anomalias mamárias.

O potencial de otimização devido a maior escala dinâmica da mamografia digital permite novos protocolos levando em conta a complexidade da mamografia digital comparada ao STF (SAMEI, 2002; BLOOMQUIST *et al.* 2006). A qualidade de uma mamografia digital é dependente de todo o processo de produção da imagem: o tubo de raios X e os parâmetros de exposição, o detector, o processamento da imagem e a modalidade de visualização. Os critérios para a seleção do material ótimo do alvo, filtração externa e tensão do tubo em mamografia digital diferem daqueles utilizados em STF devido a maior amplitude dinâmica do detector,

Entretanto, determinar exatamente como cada parte do processamento deve ser melhorado ainda é um desafio. Além disso, os componentes da cadeia são interdependentes para a formação da imagem final. Portanto, se um elemento falhar, os demais podem ser comprometidos (SAMEI, 2002, WILLIAMS *et al.*, 2008; ONGEVAL *et al.*, 2008;). Dessa forma, é cada vez mais intensa a preocupação com a melhoria na tecnologia que envolve a qualidade da imagem em mamografia, havendo perspectivas quanto aos avanços do sistema digital de imagens mamográficas em relação às limitações da mamografia convencional (FREITAS *et al.*, 2006).

De acordo com PISANO *et al.* (2005), no resultado da avaliação do grupo de trabalho: *Digital Mammographic Imaging Screening Trial (DMIST)* onde 49.528 mulheres assintomáticas foram avaliadas, submetendo-as a ambos os procedimentos, mamografia

digital e mamografia em filme, concluíram que: o processamento de imagens a partir de dados digitais permite manipular o grau de contraste da imagem, de modo que o contraste pode ser aumentado nas áreas densas da mama, que têm menos contraste. O desempenho da mamografia digital foi, porém, significativamente melhor do que o da mamografia com STF para as mulheres abaixo da idade de 50 anos, mamas densas e fase pré-menopausa. Não houve diferença significativa entre a mamografia digital e a mamografia com STF para as mulheres de 50 anos de idade ou mais, as mulheres com mamas adiposas ou de densidades fibroglandulares dispersas e mulheres na fase pós-menopausa.

Algumas considerações geométricas são importantes são: o tamanho do detector, a espessura da mama e capacidade de aproximação da parede torácica. Para os detectores de menor dimensão, pode ser frequentemente necessário fazer várias exposições em uma única mama de dimensões maiores. Se as mesmas regiões da mama são sobrepostas nestas imagens, a dose aumenta. Além disso, o radiologista será confrontado com a manipulação e interpretação de imagens. Se o conjunto do detector é demasiado grande ou muito espesso, pode ser mais difícil de posicionar a mama e obter imagens ideais para algumas mulheres (IAEA, 2011).

Um dos aspectos que caracterizam um sistema de imagem e que pode ser utilizado para avaliar o padrão de desempenho do sistema é a DQE do detector. Esta descreve a transferência da razão sinal-ruído (SNR) em função da frequência espacial quando a imagem de raios X é registrada, caracterizando a eficiência com que o detector usa os fótons de raios X que atravessaram a mama para a formação da imagem. A DQE é relativamente baixa no STF e tornou-se um indicativo de que a tecnologia digital poderia ter um potencial de melhoria da qualidade da imagem e/ou de redução da dose (COUTINHO, 2009).

A DQE de um sistema é definida de acordo com a equação 1:

$$DQE(f) = \frac{SNR_1^2}{SNR_0^2} \quad (1)$$

Onde  $(SNR_0)^2$  é igual a ao quadrado da fluência de fótons incidentes ( $n^\circ$  de fótons/unidade de área do detector) e  $(SNR_1)^2$  é igual ao quadrado da SNR do sinal de saída a uma dada frequência espacial  $f$  (SEIBERT, 2004).

Entretanto, a razão contraste-ruído (CNR) é a medida mais útil de qualidade de imagem do que a SNR, porque o conteúdo de informação real de uma imagem médica depende de contraste (KONSTANTINIDIS, 2011). Devido aos efeitos carcinogênicos da radiação ionizante e a necessidade de cumprir o princípio ALARA, a imagem deve ter um padrão de qualidade que possibilite um diagnóstico preciso (HUDA *et al.*, 2003; YAFFE, MAINPRIZE, 2011). Para tal a DQE e a CNR são parâmetros cujos valores precisam ser altos com baixos níveis de dose (KONSTANTINIDIS, 2011).

### 2.3.1 Sistemas de Mamografia Digital

Existem dois tipos de sistema de detector de mamografia digital no mercado. Um incorpora uma placa de fósforo fotoestimulável inserida em um cassete durante a exposição. É frequentemente referida como tecnologia de radiografia computadorizada (CR). Sistemas que contêm outros tipos de detectores, normalmente integrados no sistema, em vez de colocados em cassetes separados, são denominados sistemas de radiografia digital (DR).

Os fabricantes dos sistemas de mamografia digital de campo total, *FFDM* adotaram abordagens tecnológicas distintas no desenvolvimento dos detectores. De acordo com o método de captura, eles são classificados como de captura direta ou indireta da imagem.

No sistema de captura direta, os fótons de raios X que foram transmitidos através da mama interagem diretamente com uma placa de material fotocondutor (que produz elétrons quando atingido pelos raios X) de selênio amorfo (a-Se) que converte os raios X absorvidos em um sinal elétrico em um dos elementos da matriz de detectores sendo convertido em um sinal digital. Este tipo de sistema é classificado como sistema DR de captura direta.

O método de captura indireta usa um processo de duas etapas para a aquisição da imagem. Normalmente há um tipo de fósforo que interage com o feixe de raios X incidente. Neste tipo de sistema estão inseridos os seguintes sistemas: cintilador de tela plana única, que o utiliza como detector de raios X, o CsI (Tl) (*single flat-panel scintillator*) e matriz de fotodiodos, classificado como sistema DR de conversão indireta, e os sistemas que utilizam as placas de fósforo fotoestimulável (sistema de mamografia computadorizada ou CR), onde o detector é o fluorobromido de bário- BaFBr.

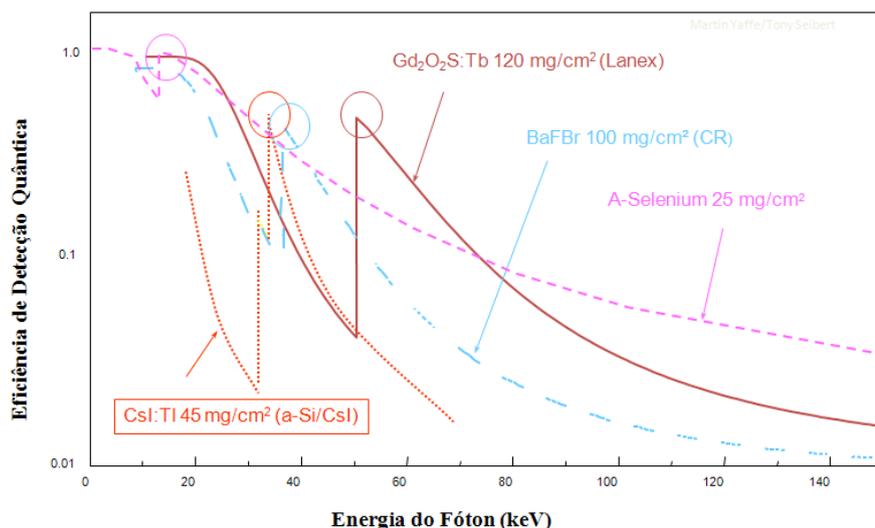
Cada tipo de detector tem seu padrão de DQE e, portanto, de sensibilidade e desempenho, figura 7, que apresenta a diferença de sensibilidade com a exposição, dos detectores mais utilizados no mercado, incluindo o fósforo mais comum para STF (Lanex). O padrão de desempenho diferenciado mostra a necessidade de processos de otimização das técnicas de exposição individualizados para cada tipo de detector empregado.

Além da melhoria na qualidade da imagem e potencial para redução da dose, outra vantagem da mamografia digital é a extensa escala dinâmica, como mostrado na figura 8. Na figura 8(a) identifica-se que a região diagnóstica útil no STF é estreita, correspondendo a região linear da curva característica (resposta do filme em função da exposição), também denominada *Hurter e Driffield* (curva H&D). A latitude de exposições é limitada pela eficiência de conversão da tela utilizada.

As exposições que estiverem do lado esquerdo desta região produzirão uma DO muito baixa (subexposição), dificultando a diferenciação dos tecidos.

Já as exposições que estiverem do lado direito da região linear da curva característica produzirão uma DO muito alta (sobre-exposição), dificultando também a diferenciação dos tecidos. Em ambos os casos, possivelmente a imagem seria rejeitada e repetida.

Na curva correspondente ao sistema digital, a amplitude de exposições é muito maior, podendo ser de 1000:1 em comparação com 40:1 do STF (MAHADEVAPPA, 2004).



**Figura 7-** Curvas de sensibilidade para os diferentes detectores digitais no mercado. Fonte: IAEA, L02).

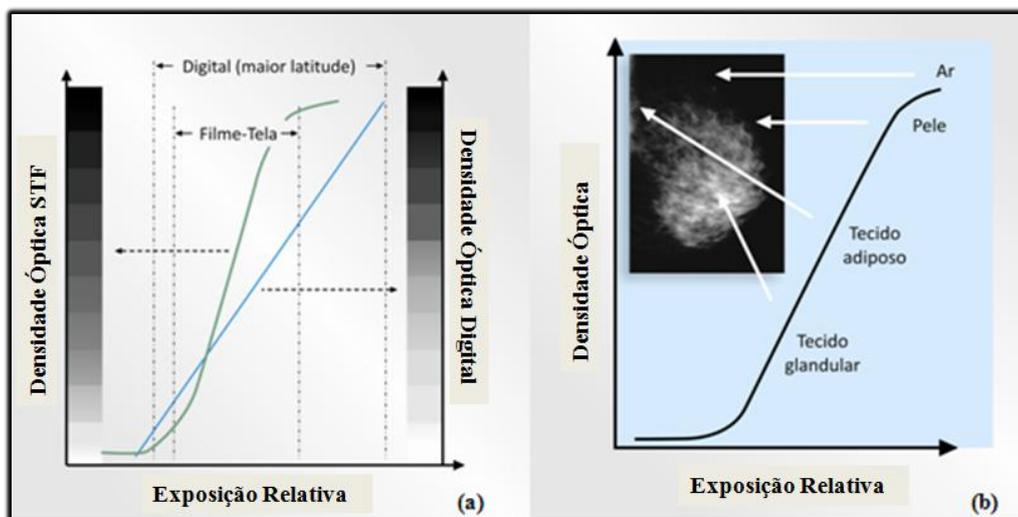
A sobre-exposição ou a subexposição podem ser compensadas por ferramentas de ajuste de brilho e do contraste. Para isso, a identificação correta do histograma é requerida, e

permanece inalterada enquanto as exposições estiverem na faixa dinâmica do detector. A amplificação interna (aumento para subexposição e redução para sobre-exposição) resulta em uma representação similar dos dados de saída, que é dependente da exposição incidente. Entretanto o ruído quântico será predominante nas baixas exposições e o ruído de variações ou saturação no detector será predominante nas altas exposições.

A maior limitação está na subexposição, onde objetos de pequeno tamanho e de baixo contraste podem ser difíceis de identificar, devido ao elevado nível de ruído na imagem. Para o caso de sobre-exposição, a qualidade da imagem será provavelmente adequada quanto à presença das informações diagnósticas relevantes, entretanto a dose no paciente poderá ser desnecessariamente muito alta. Os extremos devem ser evitados, de modo a manter um padrão de qualidade de imagem e dose compatíveis com o diagnóstico.

Na figura 8(b) é mostrada a limitação do SFT, a partir da imagem de uma mama composta de tecidos de várias densidades e da curva característica do STF. Análogo ao relato da figura 8(a), o contraste é alto para as regiões do filme que recebem exposições intermediárias, e baixas para as regiões que recebem pouca ou nenhuma exposição. Assim, regiões de parênquima denso ou de pele e tecido subcutâneo serão representados com baixo contraste na imagem. Se o sistema for otimizado para a região densa da mama, posicionando-se o sensor do Controle Automático de Exposição (CAE) sob a região de tecido glandular, as áreas de tecido adiposo e de pele e tecido subcutâneo ficarão superexpostas, dificultando também a visibilização desses tecidos.

(INCA, 2012).



**Figura 8-** Curva de resposta típica da combinação filme-tela intensificadora, STF, e do detector digital em mamografia. A curva STF tem o alcance dinâmico (nº- de tons de cinza para uma mesma faixa de exposições) menor do que o detector digital. Fonte: INCA, 2012.

### 2.3.2 Sistemas de Radiologia Computadorizada (CR)

Em 1975, a Eastman Kodak Company patenteou um dispositivo que utilizava fósforos termoluminescentes estimuláveis por infravermelho. Tal dispositivo foi utilizado para melhorar o sistema de armazenamento antiquado do microfilme. Em 1980 a Fuji Photo Film ampliou as possibilidades desta descoberta, e patenteou o primeiro processo que fez uso de fósforos fotoestimuláveis para gravar uma imagem radiográfica reproduzível. A base comum de ambas as aplicações foi que alguns fósforos (chamados de fósforos para armazenamento, ou fósforos fotoestimuláveis (PSP em inglês)) poderiam capturar a imagem de radiação eletromagnética absorvida ou radiação de partículas.

#### *Características dos fósforos fotoestimuláveis*

De acordo com AAPM (2006), diversos compostos possuem propriedades para PSP, entretanto, poucos possuem características de um pico estimulação-absorção no comprimento de onda ( $\lambda$ ) de *lasers* comuns e que podem ser absorvidas nas fotomultiplicadoras (PMT) mais convencionais, sem perda significativa pela fosforescência. Os detectores PSP são baseados no princípio da luminescência foto-estimulada (PSL). Quando um fóton de raios X deposita energia em um material PSP, três processos físicos diferentes ocorrem na conversão de energia. A fluorescência, caracterizada pela liberação imediata da energia em forma de luz. As telas intensificadoras utilizadas em STF são baseadas neste processo. No sistema CR, classificado como sistema digital de captura indireta, o detector é uma película plástica flexível denominada placa de imagem (IP), revestidas com fósforo fotoestimulável, tipicamente o fluorobromido de bário (BaFBr: Eu<sup>2+</sup>). As IPs também emitem por fluorescência em quantidade suficiente para expor os filmes radiográficos convencionais, contudo, este não é o método pretendido para a formação da imagem. Os fósforos fotoestimuláveis armazenam uma fração significativa da energia depositada nos defeitos da sua estrutura cristalina. Esta energia armazenada constitui a imagem latente transiente. Ao longo do tempo, a imagem latente vai diminuindo espontaneamente pelo processo de fosforescência. Se estimulados por uma luz com um comprimento de onda apropriado, o processo de luminescência estimulada pode liberar uma porção da energia armazenada imediatamente. A luz emitida contém o sinal para a geração da imagem digital.

### *Aquisição da imagem utilizando um fósforo fotoestimulável*

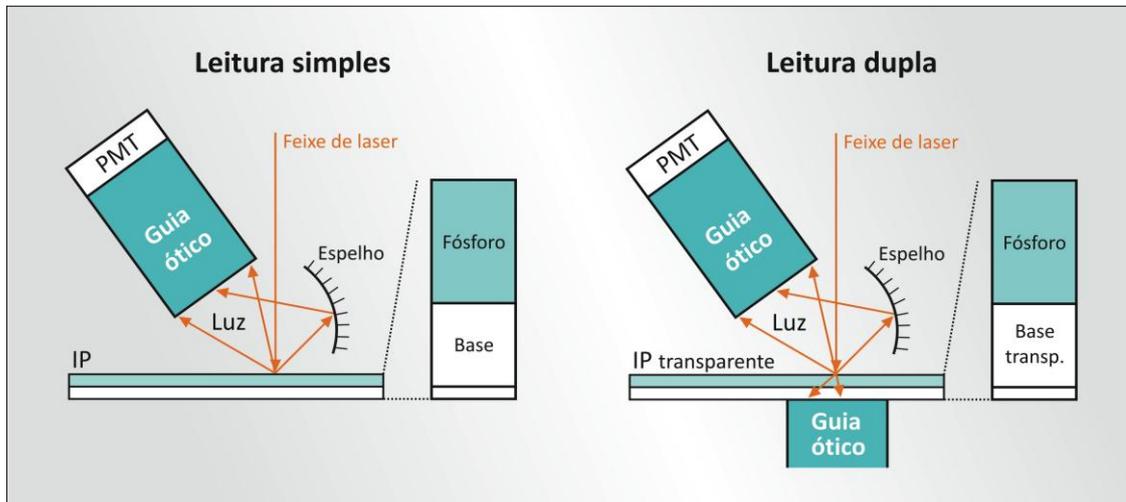
Na mamografia CR, a IP é mantida dentro de um cassete similar aqueles utilizados nos sistemas convencionais, e são expostos em uma unidade de mamografia anteriormente utilizada com STF. Quando um cristal puro de fluorobromido de bário é dopado ou ativado com pequenas quantias de európio, o cristal desenvolve uma série de minúsculos defeitos chamados sítios metaestáveis ou centros F por toda a sua rede cristalina. A energia depositada no material fósforo fotoestimulável faz com que os elétrons sejam elevados do seu nível de equilíbrio (estado fundamental) de energia, os centros F. Esta é a imagem latente transiente não observável, onde o número de elétrons armadilhados é proporcional ao número de fótons de raios X incidentes na IP (SEIBERT, 2004).

Estes centros F agem como pequenos “buracos eletrônicos” no cristal que podem capturar ou pegar em uma armadilha os elétrons que são liberados quando a radiação de saída do feixe atinge a IP, criando centros de uma imagem latente transiente. Algumas destas cargas eletrônicas 'presas' ao material cristalino da substância fosforescente permanecem estáveis durante algum período de tempo e a imagem pode ser restaurada sem nenhuma perda de informação por muitas horas. Estimou-se que a placa de imagem padrão PSP retêm 75% da imagem latente original para um período de 8 horas depois da exposição (CARROL, 2007).

Após a exposição, a IP é inserida num digitalizador de imagem (leitor) onde é estimulada com um feixe de *laser* de He-Ne ( $\lambda=633$  nm) ou de diodo de alta frequência ( $\lambda=680$  nm). A varredura pelo feixe *laser* promove a descarga das armadilhas e faz com que os elétrons retornem ao seu estado fundamental e emitam luz visível que é proporcional à exposição. Ao fazer isso, os elétrons fazem transições entre estados de energia criados por elementos específicos de dopantes incorporados na rede cristalina. Isto faz com que a energia seja libertada sob a forma de fótons de luz, cujo comprimento de onda é determinado pela escolha do dopante. Normalmente, este comprimento de onda é diferente daquele da luz do *laser* estimulante.

A luz emitida é coletada a partir da superfície superior (leitura simples), e superior/inferior da IP, no caso de sistemas de leitura dupla (figura 9). A luz visível emitida pela IP excitada é filtrada e dirigida através de um guia óptico que a direciona para a válvula fotomultiplicadora (PMT), a qual converte a intensidade relativa da luz em um sinal de corrente que é convertido por um amplificador de transimpedância para um sinal analógico de tensão correspondente. A conversão desse sinal analógico de tensão em dados digitais é a segunda etapa do processo. Nesta etapa do processo usa-se um conversor analógico digital

(ADC) que converte o sinal analógico no tempo em um código digital que contém as informações x, y e z da matriz de imagem a qual será processada por um computador.



**Figura 9-** Diagrama esquemático de dois tipos de leitura de IPs em sistemas CR. Fonte: INCA, 2012.

A figura 10 apresenta um diagrama simplificado do processo de estimulação do fósforo pela exposição, até a fase de captura do sinal pelo ADC.

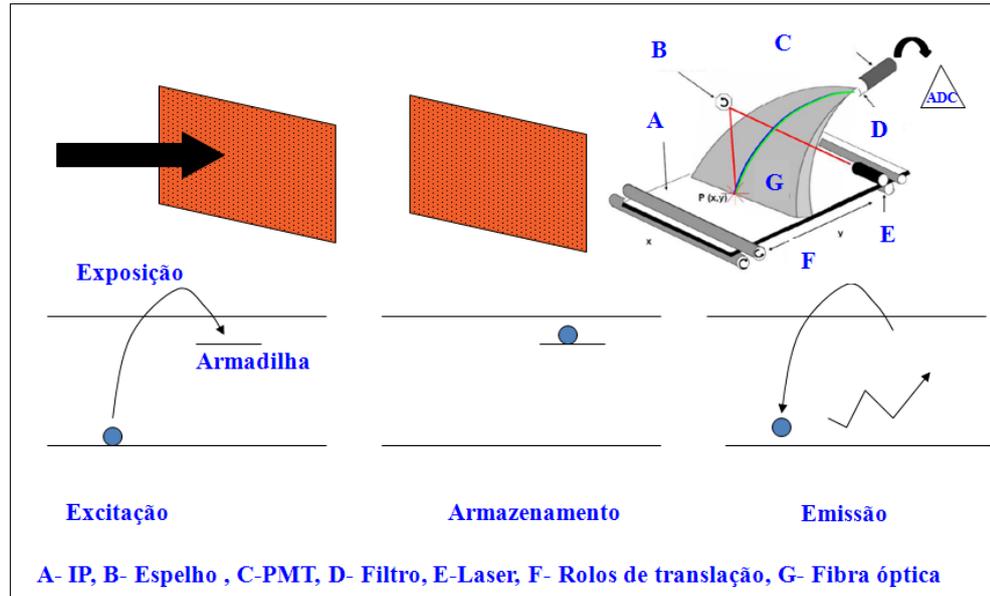
A informação da imagem latente residual contida na IP é apagada através de uma exposição com luz e comprimentos de onda que removem os elétrons que não foram desarmadilhados pela estimulação do laser.

Após a digitalização do sinal pelo ADC, os dados entram na seção de processamento digital do computador, que reúne os dados em uma série de escalas de cinza que reproduzem uma imagem radiográfica.

Finalmente uma transformação não linear (normalmente logarítmica) é aplicada para o sinal durante a digitalização, promovendo uma relação linear da exposição incidente com a amplitude do sinal de saída (IAEA, 2011, AAPM, 2006).

A eficiência de conversão dos fósforos fotoestimuláveis depende: do tempo de incidência do *laser*, da profundidade da penetração do *laser* no fósforo, da quantidade de fótons espalhados, do tamanho do *laser*, da eficiência de captura do guia de luz, da eficiência de conversão da PMT, e da acurácia na digitalização do sinal. A DQE e a espessura da camada do fósforo também interferem na eficiência de detecção (SEIBERT, 2004).

A imagem resultante possui tamanho do *pixel* da ordem de 42-50  $\mu\text{m}$ , dependendo do fabricante do sistema CR, com padrão de digitalização de aproximadamente 10 a 12 *bits/pixel* (1024 ou 4096 tons de cinza) (MAHADEVAPPA, 2004).



**Figura 10-** Diagrama simplificado do processo de estimulação do fósforo durante o processo de uso da IP.

A partir da imagem bruta (*raw data image*) adquirida, é feito um histograma dos *pixels* ativos, ou seja, a localização das áreas úteis da imagem, gerando uma escala de tons de cinza correspondentes àquela região e, dessa forma, realizando um pré-processamento da imagem (CARROL, 2007).

A exposição requerida para alcançar um valor determinado de razão sinal-ruído (SNR) em um detector CR depende de muitas variáveis: a eficiência de absorção dos raios X na IP, a eficiência de conversão do PSP, as variações de luminância na fotoluminescência estimulada, causadas por variações no fósforo, a eficiência na coleta da luz pelo leitor, o ruído eletrônico durante o processo de leitura e a DQE.

Após o pré-processamento, a imagem pode ser visualizada através de um monitor em uma estação de trabalho (*workstation*) e manipulada para pós-processamento, caso necessário, podendo-se ajustar brilho e contraste, além de utilizar outras ferramentas do sistema, como a aplicação de texto na imagem e *zoom*. O diagnóstico da imagem final pode ser realizado em monitores médicos ou em filme impresso. As imagens produzidas são gravadas no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), e podem ser também enviadas para os sistemas de laudo e arquivamento digital: *Picture Archiving and Communication System*, o PACS.

As potenciais vantagens do sistema CR são: o fato de que os cassetes podem ser colocados no lugar de cassetes convencionais em um mamógrafo já existente, sem a necessidade de substituir todo o sistema, e o seu relativo baixo custo (FREITAS, 2006;

MAHADEVAPPA, 2004; INCA, 2011). Isso representa tanto um ponto positivo como um ponto negativo. Por um lado, permite que a mamografia digital seja realizada em uma unidade essencialmente convencional de mamografia, na qual unidades múltiplas podem partilhar um único leitor, o que reduz significativamente os custos de investimento. Ao mesmo tempo, a necessidade de manusear cassetes é trabalhosa e geralmente reduz a produtividade clínica (IAEA, 2011). Artefatos de poeira também são mais prováveis de ocorrerem em um sistema baseado em cassete, e a maioria dos sistemas CR não fornecem um meio para corrigir a não uniformidade da sensibilidade da placa ou variações no campo de raios X (*flat fielding*) (YAFFE, BLOOMQUIST, 2006; IAEA, 2011).

Considerações devem ser feitas quanto ao tempo de vida útil da IP, sendo que pode ocorrer por desgaste mecânico. Sistemas que dobram a IP durante a leitura, provavelmente, têm um tempo de vida menor do que aqueles com placas rígidas (SEIBERT, 2004). Alguns fornecedores definem um determinado número de ciclos de uso para as IPS desde que mantidas as condições adequadas de manuseio das mesmas de acordo com as recomendações do fabricante. O número de ciclos médio em que a IP mantém suas condições adequadas de fosforescência varia entre 40 000 a 50 000 ciclos de acordo com alguns fabricantes.

Os sistemas de mamografia digital CR foram utilizados em programas de rastreamento: O programa de Danbury Connecticut USA utilizou sistema Agfa (SALA *et al.*, 2011), no DMIST Massachusetts – USA, foi utilizado o sistema Fuji Profect (PISANO *et al.*, 2005) e também o Fuji Profect no The Scottish Breast Screening Programme Glasgow (SBSP, 2012).

## 2.4. ANATOMIA MAMÁRIA E PADRÕES DE VISIBILIDADE

Um exame de mamografia de alta qualidade deve ter a capacidade de promover a visualização das quatro características principais do câncer da mama: características morfológicas de uma massa (nódulo); formas e configurações espaciais de calcificações; distorção da arquitetura normal do tecido da mama; a assimetria entre as imagens da mama esquerda e da mama direita (SIEGEL *et al.*, 2006).

#### 2.4.1 Características de qualidade da imagem mamográfica

Muitas condições patológicas, especialmente o câncer, produzem mudanças físicas que são difíceis de visualizar nas imagens com raios X. Isso faz da mamografia o exame que requer a mais alta qualidade de imagem de todos os procedimentos com raios X.

A máxima visibilidade, especialmente das patologias, é alcançada pelo uso de equipamentos dedicados e protocolos (fatores técnicos, processamento da imagem, etc.) que otimizam o processo e promovem o balanceamento dos requisitos de qualidade da imagem com a dose de radiação à paciente (MAHADEVAPPA, 2004; SPRAWLS, 2010; IAEA 2011). A maior parte dos sinais de patologias na mama está na forma de massa de tecidos moles que não são muito diferentes dos tecidos circunvizinhos (a isto chamamos de baixo contraste intrínseco), ou na forma de pequenas (micro) calcificações. Para que a imagem mamográfica tenha os padrões de qualidade esperados para permitir o diagnóstico preciso de lesões características do câncer de mama em estágios iniciais, as características como alto contraste, baixo ruído, pouca borrosidade, ampla faixa dinâmica do detector e doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (ALARA), precisam estar controladas na imagem de forma a não comprometer o diagnóstico.

A seguir são apresentadas algumas características do exame mamográfico que desempenham um importante papel no diagnóstico.

##### *Sensibilidade de Contraste*

A sensibilidade do contraste é uma das características mais importante na qualidade da imagem em mamografia; ela determina o objeto de contraste mais baixo que pode ser visualizado (SPRAWLS, 2010).

A capacidade de diferenciar um sinal de uma estrutura na imagem é fortemente dependente do contraste inerente da estrutura (determinadas pela tensão (KV) e padrões de espalhamento), da quantidade de ruído (quântico, estrutural, eletrônico ou outras fontes fixas de ruído), do tipo de detector empregado, das condições de visualização da imagem, e das habilidades do observador de discernir regiões de baixo contraste com relação ao tamanho do objeto (CARROL, 2007).

Quando apresentado com uma baixa sensibilidade de contraste, apenas objetos de alto contraste serão visíveis. O uso de compressão eficaz, grades e colimação adequada também contribuem para a manutenção de um padrão de contraste adequado.

A sensibilidade ao contraste nos sistemas digitais depende do número de *bits* representando cada *pixel* no ganho do sistema (por exemplo, o número de elétrons/ por fótons de raios X) na amplitude do ruído global em relação ao contraste.

Uma das formas de determinar o contraste em uma imagem digital é através da equação 2:

$$\text{Contraste} = \frac{L-L_b}{L_b} \quad (2)$$

Sendo L a luminância do detalhe ou da patologia e  $L_b$  a luminância da estrutura que serve de fundo à lesão.

### *Resolução espacial*

A resolução espacial de um sistema é definida como a habilidade de um sistema de imagem distinguir ou separar objetos que estão juntos.

A resolução espacial de uma imagem é determinada em função do número de *pixels* usados para compor a imagem. Quanto maior for o número de *pixels*, menores são os detalhes possíveis de serem registrados em uma imagem. A capacidade de reproduzir o detalhe estrutural é uma função do tamanho ou do número de *pixels* na matriz. A resolução espacial ou detalhes em uma mamografia é um dos parâmetros mais importantes para a visualização de calcificações e estruturas fibrosas finas, e para a clara demarcação dos contornos de nódulos na detecção do câncer de mama.

A detectabilidade das microcalcificações depende tanto da resolução espacial como do nível de ruído da imagem. A visualização das microcalcificações e dos nódulos é dependente da resolução espacial e de contraste do detector, que se expressa pela capacidade de um sistema para distinguir dois objetos adjacentes com densidades semelhantes (SPRAWLS, 2010).

A resolução espacial de um sistema pode ser determinada de duas formas: uma delas consiste em determinar o número de pares de linha por milímetro (lp/mm) de um objeto com padrões de barras paralelas separadas por uma distância igual à largura das barras

(SPRALWS, 2010). O aumento da frequência espacial corresponde ao aumento do detalhe na imagem e redução do tamanho do objeto visualizado. A segunda forma para determinar a resolução espacial de um sistema é determinar sua função de transferência de modulação (MTF), que descreve as propriedades de resolução espacial como função da frequência espacial em uma direção pré-definida. Desta forma, no domínio da frequência espacial da estrutura anatômica do corpo humano, sinais de patologia e de lesões são representados por uma ampla gama ou espectro de frequências.

Para a definição de MTF, de acordo com FANTI e BASSO (2008), a função de transferência bidimensional (FT)  $h(x,y)$  é definida como a taxa entre a saída  $g(x,y)$  e a entrada  $f(x,y)$ , que representam a luminância da imagem. O sinal é dado pelo espaço de domínio 2D através da convolução do sinal de entrada com a função de transferência mostrado na equação 3:

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x_1, y_1) h(x - x_1, y - y_1) dx_1 dy_1 \quad (3)$$

Se  $h(x,y)$  é determinada como resultado de uma imagem de entrada de imagem correspondente à função de Dirac,  $\delta$ , é chamado de *PSF* ( $x,y$ ) (Função de propagação Pontual), que é obtida a partir da largura à meia altura (FWHM) da função propagação pontual), equação 4:

$$PSF(x, y) = h(x, y) \quad (4)$$

Sendo  $H(f_x, f_y)$ ,  $G(f_x, f_y)$ ,  $F(f_x, f_y)$ , a função bidimensional FTs de  $h(x,y)$ ,  $g(x,y)$  e  $f(x,y)$  e  $f_x, f_y$  as frequências espaciais ao longo das direções de  $x$  e  $y$ , resulta na equação 5:

$$H(f_x, f_y) = \frac{G(f_x, f_y)}{F(f_x, f_y)} = MTF(f_x, f_y) \cdot e^{i\phi(f_x, f_y)} \quad (5)$$

E  $H(f_x, f_y)$  é também denominada OTF (Função de Transferência Óptica) e o seu valor absoluto é a MTF, já que a diferença de fase é geralmente desprezível a baixas frequências de interesse (equação 6):

$$|H(f_x, f_y)| = |OTF(f_x, f_y)| = |MTF(f_x, f_y)| \quad (6)$$

sendo que das equações 3 e 4, o resultados de  $MTF(x, y)$  é definido na equação 7:

$$MTF(f_x, f_y) = \frac{G(f_x, f_y)}{F(f_x, f_y)} \quad (7)$$

Em uma imagem digital, contendo  $m \times n$  *pixels* na mesma dimensão, a  $MTF(x, y)$  é dada por valores de luminância das TFs das imagens de saída e de entrada, respectivamente.

Objetos grandes contêm baixas frequências e objetos pequenos contêm altas frequências.

A fim de formar uma imagem sem borrosidades, o sistema de imagem de raios X deve ser capaz de produzir um contraste suficiente para todas as frequências espaciais contidas no objeto. Se algumas das componentes de frequência são perdidas, a imagem não será uma verdadeira representação do objeto de estudo. A figura 11 mostra a função MTF para duas imagens apresentando diferentes valores de frequências espaciais, o que resulta em padrões distintos de visualização das microcalcificações.

O tamanho do *pixel* em imagens digitais determina a resolução espacial do sistema, pelo menos até o intervalo do diâmetro efetivo do borrosidade, que é menor do que o tamanho do *pixel*. Todos os sistemas possuem limitações para a amostragem de dados, sendo os principais limitadores o ruído e o limite da frequência máxima que pode ser registrado durante a amostragem da imagem. A frequência de *Nyquist* representa o componente de mais alta frequência que pode ser registrado durante a amostragem da imagem e é igual ao inverso do dobro do tamanho do pixel  $(2\Delta x)^{-1}$ . Frequências maiores contidas no espectro em torno da frequência de *Nyquist* poderão gerar artefatos nas imagens chamados de *aliasing*, como os padrões Moiré, gerados a partir da incompatibilidade entre a frequência da grade da unidade de raios X e a frequência de varredura do *laser* da unidade leitora (SEIBERT, 2004).

Além do tamanho do ponto focal, o fator determinante na resolução espacial em mamografia digital é o detector. Em sistemas de mamografia CR, a resolução espacial também é afetada pelo tamanho do foco do *laser*, pelo fator de decaimento (*lag*) durante a leitura, pela velocidade do *laser* durante a varredura, pela frequência da amostragem, pela velocidade de translação da IP, e também pelo padrão de espalhamento da luz pelo fósforo (KONSTATINIDIS, 2010).

O sistema Fuji obteve o menor valor de MTF nas avaliações de BLOOMQUIST e YAFFE (2006) apesar de ter o menor tamanho de *pixel*, provavelmente devido ao padrão de

espalhamento pelo fósforo, ou imprecisão no movimento do laser ou da IP durante o processo de leitura.

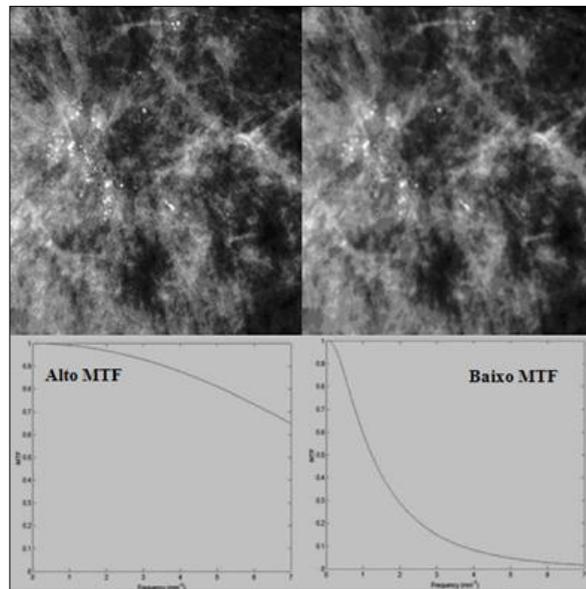


Figura 11- **Redução da visibilidade das microcalcificações: a imagem da direita apresenta uma frequência espacial maior que a imagem da esquerda.**

Para sistemas baseados em fósforos fotoestimuláveis, como o caso do CR, a resolução espacial é menor do que a frequência de *Nyquist* devido à difusão de luz a partir da IP durante a extração de imagem. Ao contrário dos STF, existe pouca correlação entre o nível de exposição e resolução espacial. A resolução espacial também pode ser afetada pela ampliação geométrica, pelo movimento do paciente, e pelo tamanho e profundidade do *del* (o elemento detector que determina a abertura de amostragem do detector).

### *Ruído*

O ruído é caracterizado por variações na DO da imagem devido à natureza discreta de fótons de raios X, resultando em flutuações aleatórias no número de fótons que contribuem para a formação da imagem em cada local. Também chamado de ruído quântico ou *quantum mottle*, o ruído em mamografia afeta fortemente a visibilidade de objetos de baixo contraste, como as massas tumorais e as formas de pequeno tamanho, como é caso das microcalcificações. O número de fótons está diretamente relacionado com a exposição à

radiação, assim como a dose do paciente. Em mamografia digital, a exposição com fatores técnicos adequados é aquela que produz uma imagem com um nível de ruído aceitável sem exposição desnecessária ou excessiva para o paciente. O ruído é avaliado a partir dos dados de detecção e é governado por estatísticas de Poisson, e também é bem descrito por uma distribuição Gaussiana com uma média igual ao número de contagens detectadas e um desvio padrão (DP) igual a raiz quadrada da média.

O ruído (equação 8) pode ser definido a partir da equação 1 e do ruído quântico equivalente (*noise equivalent quanta* -NEQ). O NEQ é uma função da frequência espacial e é medida por metodologias específicas apresentadas em (SEIBERT *et al* 2002; SAMEI , FLYNN 2002).

$$DQE(f) = \frac{SNR_1^2}{SNR_0^2} = \frac{\langle VP \rangle^2 \times MTF(f)^2}{NPS(f) \times \emptyset} = \frac{NEQ(f)}{\emptyset} \quad (8)$$

Sendo  $NPS(f)$  o espectro de potência do ruído obtido da transformada de Fourier da função de auto correlação,  $\langle VP \rangle$  a média global dos valores de *pixel* . Normalizando-se o NEQ a partir do total de fótons que alcançam o detector ( $\emptyset$ ), obtemos a grandeza DQE, equação 9, que pode ser representada como a eficiência do sistema em função da frequência espacial:

$$DQE(f) = \frac{NEQ(f)}{\emptyset} \quad (9)$$

A DQE decresce rapidamente com a frequência espacial devido à perda de modulação do sinal e ao aumento das fontes de ruído adicionais. Com o aumento da exposição incidente, uma perda de DQE ocorre em todas as frequências espaciais em decorrência do aumento das contribuições de ruído por causa dos borrosidades e variações de espessura do fósforo que são, de certa maneira, "escondidos" pelo ruído quântico em baixas exposições.

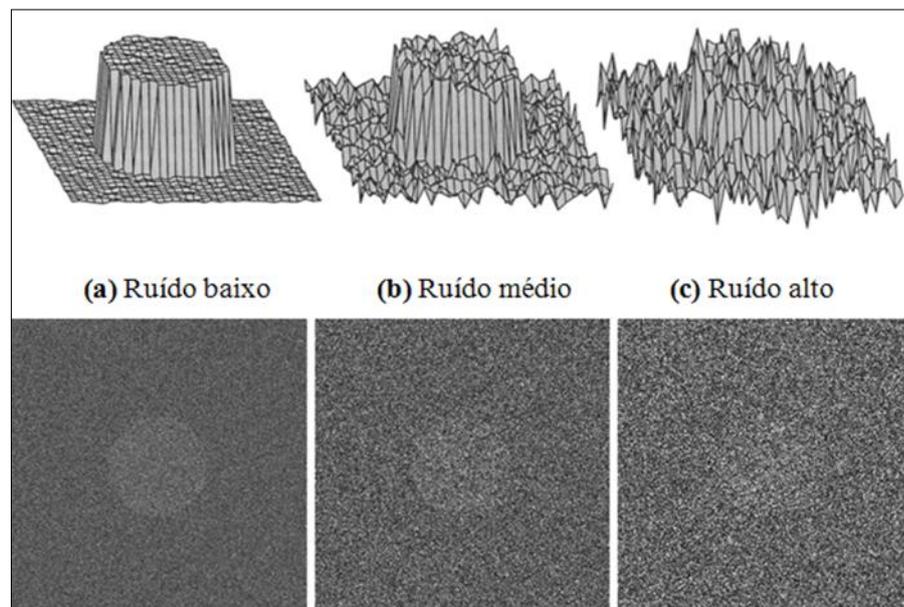
A DQE cai rapidamente com as frequências espaciais devido às perdas na modulação do sinal e à adição de fontes de ruído. (SEIBERT, 2004). O valor da DQE ideal seria de 100% em todas as frequências espaciais úteis, entretanto, para os sistemas CR que correspondem à valores menores que 30%, limitado principalmente pela eficiência de absorção do fósforo.

Desta forma, nas imagens clínicas, o nível de ruído na imagem subexposta, somado ao ruído estrutural da mama é um fator importante que determina a visibilidade da lesão, que também é afetada devido a estruturas anatômicas de fundo e a sobre-exposição de estruturas

anatômicas da mama (ZANCA *et al.*, 2008), sendo que a visibilidade das lesões sem calcificações não podem ser limitadas por um ruído quântico, mas sim pelo ruído estrutural (ou desordem) do fundo normal dos tecidos fibrosos (YOUNG *et al.*, 2006a).

A natureza da distribuição de frequência, composição espacial e a atenuação dos raios X do ruído estrutural tem um impacto sobre a identificação dos parâmetros de aquisição.

A figura 12 apresenta três imagens caracterizadas por três diferentes níveis de ruído avaliado em um pixel de  $100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$ . Na figura 12(a) o valor do *kerma* é de  $9,0 \mu\text{Gy}$ , incidem 1333 fótons e o nível de ruído é de 2,7; na figura 12(b) o valor do *kerma* é de  $0,9 \mu\text{Gy}$ , incidem 133 fótons e o nível de ruído é de 8,6; na figura 12(c) o valor do *kerma* é de  $0,09 \mu\text{Gy}$ , incidem 13 fótons e o nível de ruído é de 27,4 (BUSHBERG, 2002, IAEA, L02).



**Figura 12-** Imagens caracterizadas por três diferentes níveis de ruído avaliado numa área de  $100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$ . Na figura 12(a) o *kerma* é de  $9,0 \mu\text{Gy}$ , incidem 1333 fótons e o nível de ruído é de 2,7; em 12(b) o *kerma* é de  $0,9 \mu\text{Gy}$ , incidem 133 fótons e o nível de ruído é de 8,6, em 12(c) o *kerma* é de  $0,09 \mu\text{Gy}$ , incidem 13 fótons e o nível de ruído é de 27,4.

Fonte: (BUSHBERG, 2002, IAEA, L02).

### Compressão

Uma boa compressão da mama é um elemento essencial na mamografia e ao mesmo tempo é uma fonte comum de desconforto e preocupação da paciente. Uma vez colocada no suporte, deve-se comprimir a mama tanto quanto seja possível. Uma compressão adequada da mama tem várias vantagens: diminuir e uniformizar a espessura da mama; dose e tempos de

exposição menores; menor espalhamento; melhor contraste; a estrutura do tecido mamário é adequadamente visualizada com a redução da sobreposição dos tecidos e há maior nitidez (menor penumbra) e menor probabilidade de movimento da paciente, contribuindo para o aumento da resolução.

### *Artefatos*

Artefatos são caracterizados por qualquer estrutura ou padrão visível na imagem que não faz parte do objeto que está sendo radiografado. Artefatos que podem imitar condições patológicas em uma mamografia ou interferir com o diagnóstico são os mais graves. Os artefatos em uma mamografia podem apresentar-se com densidade maior ou menor, ser pontuais ou difusos, e podem ser causados por qualquer coisa que está entre o ponto focal do tubo de raios X e o detector. Em mamografia digital, o artefato pode ser definido como qualquer variação nos valores de *pixel* da imagem que não refletem as verdadeiras diferenças de atenuação no tecido mamário. Podem ocorrer dois tipos de artefatos nas imagens: os artefatos clínicos e os não clínicos. Os artefatos clínicos estão relacionados principalmente com a paciente, como movimento, presença de estrutura/substâncias na pele que comprometem o padrão de visualização da imagem, como talco ou desodorantes contendo micropartículas metálicas ou densas, cabelos, verrugas, etc. Os artefatos não clínicos correspondem àqueles oriundos do processo de aquisição, como falhas de sensibilidade do detector, problemas nos elementos do detector (*pixels* inativos (*dead pixel*), cristalização, riscos, problemas na estabilidade da temperatura ambiente etc.), artefatos de reconstrução e processamento, pelo fator de decaimento (*lag*) durante a leitura, artefatos de grade, monitores fora dos padrões de calibração, colimação, dentre outros (IAEA, 2011).

## 2.5 OTIMIZAÇÃO

A otimização é um procedimento em mamografia definido para visualização máxima de todas as estruturas contidas na imagem, sem indicativos de exposição desnecessária para o paciente. A otimização é alcançada pela seleção da melhor combinação de fatores técnicos de exposição que compõem o protocolo de geração de imagens. Cada um desses fatores técnicos

geralmente tem um efeito sobre uma das características específicas de qualidade de imagem e, em muitos casos, um efeito na dose do paciente. O espectro do feixe de raios X é um dos fatores mais importantes que devem ser ajustados para a otimização de um processo no que diz respeito à sensibilidade de contraste e dose. Estratégias de otimização começam com uma consideração das exigências diagnósticas para uma situação clínica dada. Recomendações de melhorias nas práticas clínicas devem conduzir a uma redução no número de reencaminhamentos para investigações em um primeiro momento e, desse modo, a uma redução na exposição do paciente.

Na literatura há um pequeno número de estudos de otimização do feixe para sistemas de mamografia digital (WILLIAMS *et al.*, 2008).

As imagens digitais melhoraram a resposta em contraste, bem como permitem uma melhor visualização do tecido periférico e da linha da pele (MAHESH, 2004; FREITAS *et al.*, 2006). Os números de elementos de imagem ou *pixels* que compõem a matriz da imagem digital desempenham um papel importante em todas as propriedades visuais associadas à imagem.

Um fator crítico em determinar a qualidade da imagem e a dose é a composição do espectro do feixe de raios X. A energia do espectro é determinada primariamente pela tensão de operação do tubo, pelo material do alvo do tubo, pela espessura e pelo tipo da filtração interna e externa, e. A qualidade da imagem é também dependente das características do detector, e é crucial que o espectro de energia dos raios X seja especialmente determinado não apenas pelas características físicas da mama, mas também pelas propriedades do detector. Por esta razão, os parâmetros ótimos de exposição são específicos para cada conjunto mamógrafo-detector, e não são parâmetros universais (WILLIAMS *et al.*, 2008).

Os padrões de qualidade de imagem em mamografia digital no *European Guidelines* (2006) são especificados em termos de limiares de visibilidade de contraste (MARSHALL *et al.* 2011). O limiar de visibilidade de contraste é definido como o menor valor de contraste no qual os objetos são visíveis (KONSTANTINIDIS, 2011), e é um dos vários testes utilizados na mamografia digital. O limiar de visibilidade de contraste é determinado pelo limiar de detectabilidade de pequenas estruturas definidas (discos de ouro de diversos tamanhos e espessuras: diâmetro entre 0,06 mm e 2,0 mm, e espessura entre 0,03 mm e 2,00 mm) contidas no simulador de detalhe e contraste CDMAM 3.4 (MONNIN *et al.*, 2011).

Há também outros simuladores disponíveis no mercado para avaliar padrões de qualidade de imagem em mamografia digital, como TOR (MAX), TOR (MAM) (FAXIL,

Leeds University, UK)), ACR accreditation phantom (American College of Radiology), dentre outros.

A visibilidade de detalhes é dependente do padrão de resolução espacial do sistema e do nível de ruído na imagem. A limitação para a detecção de detalhes na imagem está relacionada com a grandeza razão contraste-ruído (CNR), usada juntamente com a SDNR para quantificar a detectabilidade de objetos em relação à estrutura de fundo. A CNR é definida como razão entre a diferença no valor médio do *pixel* entre detalhes contrastantes e o fundo de uma Região de Interesse (ROI), pelo desvio padrão do *pixel* na do fundo e da estrutura. Os detalhes de uma imagem só serão visíveis se a CNR necessária for mantida por ter um nível de ruído relativamente baixo (NHSBSP, 2009). A CNR é influenciada pelas características de absorção do detector, pelo tamanho do *pixel*, pelo espectro de radiação, pela dose no detector e pelas características do objeto de estudo (BOSMANS *et al.*, 2005).

YOUNG *et al.* (2006a) demonstraram a aplicação de um método para determinar o espectro ideal para mamas de diversas espessuras em dois sistemas de mamografia digital. As medições da dose glandular média (DGM) e da razão contraste-ruído (CNR) foram realizadas utilizando-se simuladores de mama de Perspex, os quais simulam mamas de 21 mm a 90 mm de espessura. Foi considerado que uma qualidade de imagem satisfatória seria alcançada se uma CNR específica, denominada CNR alvo, fosse atingida com a menor DGM. O procedimento de otimização descrito considera que a escolha da qualidade do feixe afeta principalmente o contraste e o ruído na imagem, e que a dose no paciente e a CNR é que devem ser otimizadas.

Um avaliador pode necessitar em torno de 75 a 90 min. para realizar o teste de visibilidade de contraste para sistemas digitais ou sistemas analógicos com CR (CHEVALIER *et al.*, 2004). Além disso, é necessário um observador especialista com formação nesta área, para obter resultados confiáveis.

YOUNG *et al.*, (2006c) comparou as leituras realizadas de modo automático (através da utilização de um *software* de leitura) das imagens do simulador CDMAM 3.4 com a leitura realizada por um observador humano para uma variedade de sistemas de mamografia. Verificou-se que alguns sistemas CR não satisfazem os critérios de limiares de contraste definidos no *European Guidelines* (2006).

O NHS Breast Screening Programme 605 (2006) avaliou a qualidade da imagem do Fuji Profect CR operando juntamente com os mamógrafos Siemens 3000 e GE DMR, usando os simuladores TOR (MAM) e TOR (MAX) (FAXIL, Leeds University, UK). Foi demonstrado que o sistema atende aos padrões de qualidade de imagem do NHSBSP e protocolos da

EUREF (NHSBSP, 2004; European Commission, 2006) e que a dose permaneceu a mesma daquela que era empregada na mamografia com STF.

De acordo IAEA (2011), no processo de otimização, o projeto de construção do Controle Automático de Exposição (CAE) em unidades de mamografia digital difere daqueles analógicos de mamografia X unidades convencionais. Em primeiro lugar, a dose no detector não deve ser limitada ao intervalo relativamente estreito adequado para STF. Assim, as doses podem ser amplamente variadas como requerido, de acordo com a espessura da mama. Esta liberdade extra estende-se também à escolha dos fatores técnicos, tais como a tensão (kV), alvo e o material de filtro. Geralmente, os sistemas digitais irão selecionar espectros de raios X, que são mais penetrantes do que seriam caso o detector fosse o STF. Isto é possível porque a perda de contraste do objeto pode ser compensado pelo aumento do contraste da imagem exibida durante a visualização, bem como por processamento computacional adicional da imagem. Além disso, uma dose maior no detector pode ser utilizada, se desejado, o que conduz a melhores características de ruído na imagem.

## 2.6 CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO

O Controle Automático de Exposição (CAE) é um sistema destinado a determinar o espectro do feixe de raios X (material do alvo, material do filtro, e kV) e/ ou a exposição (mAs) necessária para produzir uma imagem com penetração adequada do feixe de raios X. Fica situado abaixo da mama e da grade no *bucky*, como mostrado na figura 1. A maioria dos sistemas de mamografia disponíveis no mercado é equipada com o mecanismo de CAE.

Os dispositivos de CAE são projetados para melhorar a consistência da aquisição da imagem e oferecem uma oportunidade para que o operador tenha algum controle, definindo uma "prioridade" que vai mudar o equilíbrio entre a sensibilidade ao contraste e redução da dose. Isso ocorre de forma pré-programada para diferentes espessuras de mama comprimida, associada à posição da fotocélula e diferentes energias, utilizando exposições próximas do ótimo, denominados *look up table* (LUT - Tabela de Dados). Os CAE operam a partir de uma curta "pré-exposição", com baixo nível de dose, que é usada para medir as características de penetração da mama. A partir daí, um valor tensão (kV) é calculado e definido automaticamente para o procedimento. A exposição é finalizada quando um valor

pré-estabelecido de dose no detector (fotocélula), localizado abaixo do receptor de imagem é alcançado, que produziria uma DO constante. Esta resposta deve se repetir independentemente do padrão do paciente, permitindo a seleção automática de, ao menos, algum fator técnico, incluindo o produto corrente tempo (mAs, ou carga no tubo) e em muitos casos a tensão, filtração e material do alvo.

Para mamas de maior espessura ou densidade, a exposição será maior, e mamas de menor espessura ou densidade necessitam de uma menor exposição para produzir o mesmo *kerma* (item 2.8). Por isso, é importante que a densidade seja corretamente ajustada. A maioria dos equipamentos está programada com ajuste normal (DO=0), mas pode ser alterada para variações de DO entre +5 até -5, dependendo das configurações do mamógrafo. Qualquer que seja a escolha do profissional, ao selecionar um ajuste diferente do normal, ele estará produzindo uma imagem radiográfica que contenha mais ou menos densidade que a normalmente solicitada.

Em algumas unidades de mamografia, diferentes modos de operação estão disponíveis. Na maioria dos mamógrafos há três modos de operação: padrão (*standard*), dose e contraste. O modo padrão fornece um balanceamento entre dose e qualidade da imagem através do balanceamento entre os valores de tensão (kV) e de mAs. No modo dose, os parâmetros são selecionados para fornecer redução de dose (com maior tensão e menor mAs). O modo contraste, os parâmetros são definidos para enfatizar o contraste do objeto, aumentando a qualidade da imagem com um aumento na dose, (com menor tensão e maior mAs).

Sistemas convencionais de raios X que utilizam filmes radiográficos são ajustados para empregar uma DO similar para todas as espessuras e padrões mamários, e a qualidade da imagem depende da exposição apropriada do receptor. Isso se aplica para STF e receptores digitais, mas por razões diferentes. Com o STF, o objetivo é a exposição do receptor para produzir a DO que proporciona o contraste máximo. Nos receptores digitais a variação na sensibilidade dos detectores com a energia do fóton é significativamente diferente daqueles usados com STF. Desta forma o contraste geralmente não depende do nível de exposição do receptor, mas a exposição deve ser cuidadosamente controlada para otimizar o processo no que diz respeito ao ruído de imagem e dose na mama.

O uso adequado do CAE é crítico para qualquer sistema, mas é especialmente crítico para sistemas digitais CR, porque é necessário assegurar-se de que os tecidos de interesse cubram todas as células do detector. Caso o detector não esteja corretamente posicionado, pode ocorrer a finalização prematura da exposição, resultando em imagens ruidosas (CARROL, 2007). A parte central do terço anterior da mama é a melhor região debaixo da

qual deve ficar posicionada a fotocélula, pois é, na maioria dos casos, a região da mama que contém mais tecido fibroglandular (INCA, 2012).

Em sistemas de mamografia digital com detectores integrados não há a necessidade de escolher a posição correta da fotocélula para o exame, o que contribui significativamente para a redução de falhas de exposição. No sistema digital, a máxima sensibilidade do contraste é obtida através do controle apropriado da escala dinâmica.

A fim de ajudar a simplificar o processo de adequação da escala dinâmica, todos os sistemas digitais são projetados com as configurações da escala dinâmica pré-selecionadas para otimizar a visualização da região anatômica específica. Estas instruções ou protocolos são programados no sistema operacional de todos os sistemas de imagens digitais. Uma das principais vantagens do sistema digital está na habilidade de manipular a escala de tons de cinza nos *pixels*. O uso de softwares especiais ou processadoras funcionais permite a seleção e atribuição de diferentes tecidos na escala de tons de cinza com base no pressuposto de que isto pode melhorar a visualização do tecido que possuem um nível de contraste baixo

Essa é a habilidade que prevê a melhoria da percepção de contraste de imagens digitais (CARROL, 2007). Uma importante consequência desta dissociação é a independência do contraste mostrado na tela de um monitor e do contraste do objeto, de modo que a qualidade da imagem em mamografia digital não é limitada pelo contraste visualizado no monitor, mas sim pelo ruído. O contraste pode ser manipulado após as imagens terem sido adquiridas. Esta mudança sobre a limitação do contraste e do ruído na imagem tem uma implicação fundamental para a dose de radiação em mamografia digital (SAMEI *et al.*, 2007).

Em mamografia digital, não devem ser utilizados os mesmos parâmetros de exposição empregados com STF, o que levaria a uma escala de densidades insuficiente para a visibilidade das estruturas (VANO, 2005; YOUNG *et al.*, 2006a). A modificação do espectro de energias do feixe de raios X causado pela atenuação dos tecidos da mama pode levar ao desempenho incorreto do CAE, sendo o aumento da energia do feixe o efeito dominante nesse processo (CORREA *et al.*, 2008). Quando os sistemas CR são instalados, o CAE para cada unidade radiográfica deve ser recalibrado para o sistema CR de acordo com o nível de exposição específico para o detector (IAEA 2011).

A figura 13 mostra o *bucky* de um equipamento de mamografia, onde é possível identificar as três posições possíveis de posicionamento da fotocélula, disponibilizadas neste modelo de mamógrafo, de modo a correlacionar o tamanho da mama com a melhor posição da fotocélula em relação ao terço anterior mamário.

A sobre-exposição representa um grande problema em mamografia digital, dado que as técnicas radiográficas inadequadas (alta dose) podem ser facilmente escondidas ou camufladas na rotina diária. Desta forma é importante acompanhar o parâmetro indicador da



**Figura 13-** Posicionamento da mama para exposição aos raios X, mostrando a posição mais adequada de posicionamento da fotocélula do CAE em relação ao terço anterior mamário.

verificação da adequada exposição do detector. O Detector do Indicador de Dose (DDI) é o parâmetro que fornece o padrão de resposta em cada sistema, o qual pode sofrer variações com os valores da tensão e com a filtração do feixe resultante da absorção/atenuação pela IP (AAPM, 2006). Os DDI fornecem dados para estimar se a técnica “correta” foi utilizada para a exposição do detector.

É importante ressaltar que os indicadores de exposição não estão relacionados com o brilho da imagem na tela do monitor ou com a densidade de imagens impressas. Eles são apenas um indicador da exposição ao receptor e ao paciente (CARROL, 2007).

Cada um dos sistemas digitais, sejam eles com detector integrado ou não, possuem um padrão de resposta, fornecido pelo *DDI*. No sistema Fuji o DDI é o índice de sensibilidade *S* e tem resposta inversamente proporcional à dose no detector. Nos demais fabricantes de CR, os valores de DDI indicados são diretamente proporcionais à dose no detector.

De acordo com Carrol (2007) as três regras seguintes devem ser utilizadas como guia para técnicas com CR:

- 1) Técnica insuficiente resultando em menores indicadores de exposição (maiores no sistema Fuji) causa um ruído quântico inaceitável na imagem.
- 2) Indicadores de exposição maiores (menores no sistema Fuji) refletem um nível

de exposição inaceitável ao paciente.

- 3) No alcance de indicadores de exposição dentro da correta escala recomendada, é essencial que as combinações de técnica com maior tensão e menor mAs sejam utilizadas.

Os intervalos aceitáveis de exposição são, em última instância, decididos pela administração de cada departamento. Uma aproximação comum para a determinação de escalas aceitáveis é permitir a partir da metade até o dobro da exposição “ideal”. Os indicadores de exposição são obtidos a partir do histograma da imagem. Sendo assim, na área de exposição não deve haver nada que possa causar erros na análise do histograma e, por conseguinte, causar imprecisões nos indicadores de exposição. Estes problemas incluem:

- 1) algoritmos de segmentação;
- 2) menu de região anatômica ou tipo de histograma selecionado;
- 3) condições de colimação;
- 4) subexposição ou sobre-exposição extremas;
- 5) atraso no processamento,
- 6) presença de materiais de alta densidade no campo de visão, como implantes, próteses, dentre outros) (AAPM, 2003)

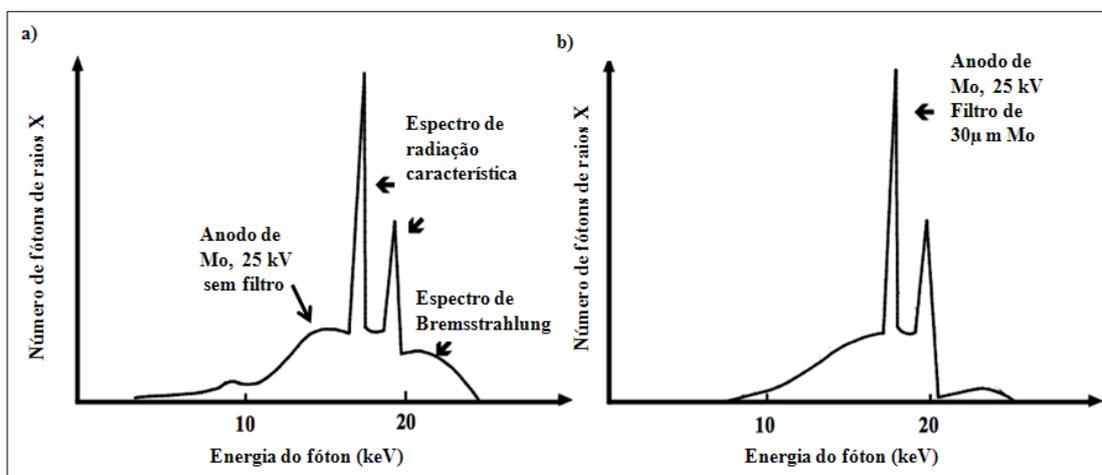
No sistema Fuji, o indicador S tem duas funções. O número S inicial exibido nos consoles de trabalho é o indicador de exposição. Entretanto, uma vez que a imagem é exibida no monitor de trabalho, o número S torna-se o controle de brilho da imagem, e pode ser ajustado para cima ou para baixo. Se isto é feito, o indicador de exposição original, refletindo as condições de exposição do paciente pode ser perdido se não é anotado.

Os critérios para a seleção do material alvo ideal, filtração externa e tensão do tubo em mamografia digital, diferem daqueles usados em mamografia com STF. Isto ocorre, em parte, porque a separação dos processos de aquisição e exibição permite que o contraste exibido das estruturas individuais seja ajustado quando a imagem é visualizada (WILLIAMS *et al.*, 2008).

Os raios X são produzidos por dois processos quando elétrons atingem o ânodo do tubo de raios X: por Bremsstrahlung, caracterizado pelo espectro contínuo, onde a energia máxima determinada pelo valor da tensão; e por uma radiação característica, caracterizada pela fluorescência, com espectro de energia discreto, e que é dependente do número atômico (Z) do material do anodo. O espectro ideal na mamografia seria composto de fótons

monoenergéticos, e com habilidade para ajustar a energia para diferentes condições de mama para otimizar a relação dose em função do contraste. O passo seguinte para a produção de um espectro otimizado é a utilização de um filtro para atenuar ou bloquear a parte do espectro de Bremsstrahlung que está acima da faixa de energia desejada. Isso é conseguido com filtros com base no princípio da camada K (*k edge*), onde energias maiores do que a energia de ligação do elétron da camada K é removida do espectro. A Figura 14 apresenta um espectro de energia de Mo que contém o espectro de Mo, mostrando o espectro contínuo de Bremsstrahlung e os picos da radiação característica.

Devido ao número atômico do Mo ( $Z=42$ ), os picos da radiação característica são produzidos em duas energias: 17,9 keV e 19,5 keV. Algumas faixas de energia do espectro de Bremsstrahlung podem ser atenuadas utilizando um filtro de Mo que elimina a radiação, preferencialmente, de baixa energia, que de outra forma seria absorvida pelos tecidos e contribuem pouco para a formação da imagem, apenas aumentando a dose no paciente. O filtro de Mo atenua e bloqueia também a maior parte do espectro Bremsstrahlung acima da energia de 20 keV, que reduzem contraste da imagem. Muitos sistemas de mamografia tem um filtro alternativo de ródio que pode ser selecionado pelo operador ou pelo CAE. Com o filtro de Rh, o limite da energia da camada K é deslocado para uma energia mais elevada (23,22 keV) de modo que a porção de Bremsstrahlung entre 20 keV e 23,22 keV é adicionada ao feixe de raios X.



**Figura 14**-Espectro de energia para (a) um anodo de Mo sem filtração, e (b) com a adição de 30  $\mu\text{m}$  de espessura de filtração Mo (modificado de MORAN, CHEVALIER (2008)).

Isso faz com que o feixe seja mais penetrante do que quando se usa o filtro de molibdênio e proporciona alguma vantagem em mamas maiores ou mais densas (SPRAWLS, 2010).

A tabela 1 apresenta os materiais que são mais utilizados como anodos e filtros em mamografia, com seus respectivos valores de Z e energias da camada K. Apresenta também as combinações anodo filtro permitidas, e as espessuras de filtros, de modo a selecionar o espectro adequado de energia para cada padrão de mama avaliado.

**Tabela 1-** Materiais mais utilizados como anodos e filtros em mamografia.

Elemento	Numero atômico (Z)	Energia da camada K(keV)	Utilização	Combinação permitida anodo/filtro
Mo	42	20,0	Anodo e filtro	Mo/25 µm Rh
				Mo/30 µm Mo
				W/60 µm Mo
Rh	45	23,2	Anodo e filtro	Rh/25 µm Rh
W	74	69,5	Anodo	W/50 µmRh
				W/50 µmRh

FONTE: adaptado de MORAN, CHEVALIER (2008).

Como em sistemas CR o fósforo mais comumente utilizado é o fluorobromido de bário ( $Z=56$ ), o uso de anodo de W não produziria a fosforescência necessária para a produção da imagem.

Em um estudo com simulações Monte Carlo, DANCE *et al.* (2000b) verificaram a influência da combinação alvo/filtro e do potencial do tubo em mamografia digital. Constatou-se que em mamografia digital, a combinação Mo/Mo fornece as doses menores para mamas de 2 cm, mas também as maiores doses para mamas mais espessas. Os espectros com W que permitem a combinação W/Rh ou outros espectros com Rh/Al fornecem doses mais baixas para as espessuras maiores.

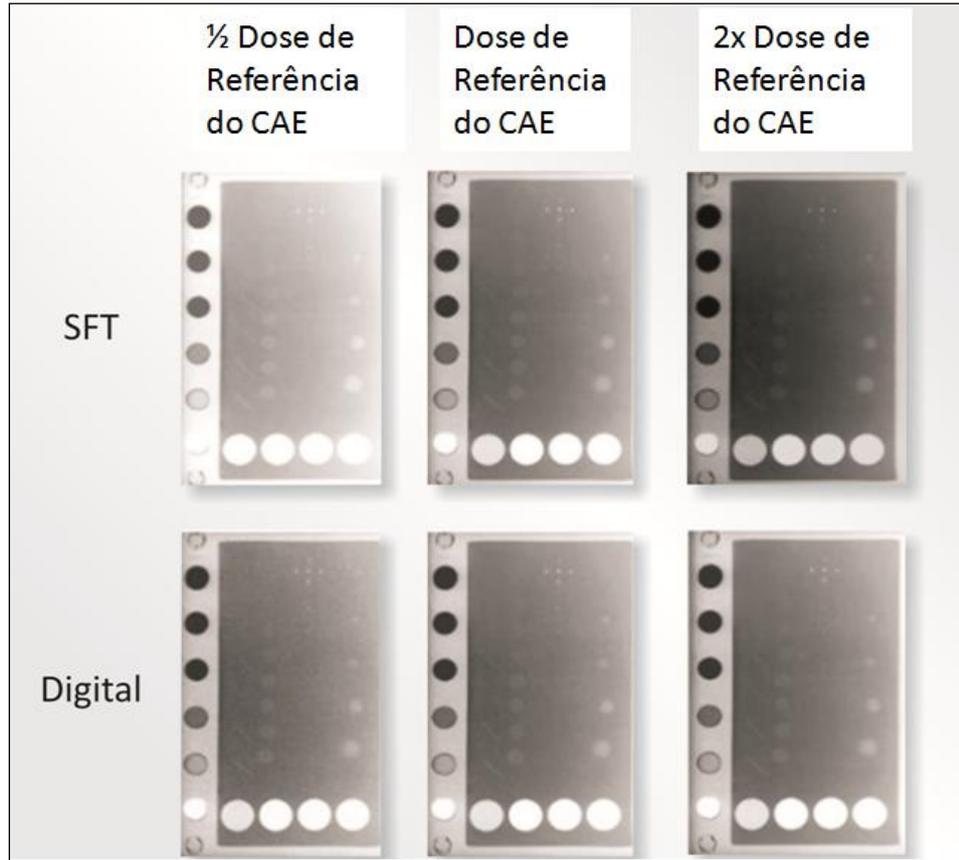
No site do NHS Breast Screening Programme:  
<http://www.cancerscreening.nhs.uk/breastscreen/publications/mammographyequipment.html>,

(acessado em 29/11/2012), estão publicadas as avaliações realizadas em diversos equipamentos de mamografia digital. Pode-se constatar que, para os equipamentos de mamografia digital DR, onde a combinação W/Rh está disponível, identifica-se o melhor padrão de desempenho em termos de dose e qualidade da imagem para todas as espessuras de mama avaliadas.

O processo de definição da penetrabilidade adequada do feixe pode ser dividido em três etapas: seleção apropriada do anodo (Mo, Rh ou W), seleção do filtro apropriado (Mo, Rh ou Al) e seleção da tensão apropriada (tensão no intervalo de 23 até 35 kV) (SPRAWLS, 2010).

Se o ruído é o problema na imagem, a tensão deve ser elevada até que uma quantidade adequada de sinal atinja o detector. Isto garante um adequado padrão de penetrabilidade do feixe, escala de tons de cinza apropriada, maximizando a visibilidade de detalhes na imagem. Um valor apropriado de tensão também protege a paciente de receber altas doses de radiação devido ao uso de altos valores de mAs. Se por um lado um feixe de raios X mais penetrante reduz a sensibilidade de contraste, ele é necessário em mamas mais espessas e mais densas. A espessura da mama comprimida, portanto, é o principal fator que determina o valor da tensão ideal em mamografia. Em sistemas digitais a calibração do CAE depende do valor da tensão, sendo necessário o uso de parâmetros alternativos, preferencialmente ligados à qualidade da imagem (DOYLE; MARTIN, 2006).

A figura 15 ilustra as vantagens potenciais da mamografia digital sobre a convencional, onde um simulador de mama foi exposto em um STF e também no sistema digital com a técnica fornecida pelo CAE (valores de tensão e de mAs). Em seguida foram expostos com duas diferentes técnicas: a primeira com a metade (igual valor de tensão e metade do valor do mAs) e a outra com o dobro (igual valor de tensão e dobro do valor do mAs) da técnica dada pelo CAE em cada sistema. As imagens obtidas com o sistema digital foram ajustadas para o centro da janela de contraste antes da impressão a *laser*. As imagens obtidas em cada um dos sistemas foram avaliadas sob as mesmas condições, isto é, em um negatoscópio de alta intensidade de luminosidade. O amplo alcance dinâmico e a possibilidade de ajustes da escala de contraste das imagens digitais feitas antes da impressão permitiram a visibilização de todas as estruturas do simulador mesmo com a metade do valor de mAs e com o ruído aumentado. Entretanto, com as imagens obtidas no STF, exceto na imagem obtida com o CAE, não foi possível visualizar todas as estruturas do simulador, indicando a necessidade de repetição das imagens no STF devido a subexposição ou sobre-exposição (INCA, 2012).



**Figura 15-** Imagens do simulador obtidas com STF e detector digital obtidas com a técnica fornecida pelo CAE (imagem central), com a metade do valor de mAs fornecido pelo CAE (esquerda) e o dobro do valor do mAs fornecido pelo CAE (direita) Fonte: INCA,2012.

Os parâmetros técnicos na mamografia são determinados, na sua maioria, de forma automática pelo CAE. Para que isso aconteça da forma adequada é essencial o posicionamento adequado da fotocélula em relação ao parênquima mamário. Isso é indispensável, uma vez que tais parâmetros dependem do padrão de liposubstituição, da espessura e das características fisiológicas e patológicas dos tecidos da mama.

O CAE somente levará em consideração essas características mamárias caso o feixe de raios X percorra todas estas estruturas. Estes conjuntos de fatores conjugados determinam a adequação do feixe de radiação incidente.

Na radiografia convencional, a sobre-exposição produz uma imagem muito escura e a subexposição produz uma imagem muito clara, ambas com contraste reduzido. Para detectores digitais, a sobre-exposição, que leva a doses mais altas (redução do ruído) conduz a uma melhor qualidade da imagem. Assim, uma tendência em aumentar a dose pode ocorrer especialmente naqueles exames em que o CAE não está disponível, ou não está devidamente ajustado (MAHADEVAPPA, 2004).

O impacto da seleção dos fatores de exposição fornecidos pelo CAE deve ser acompanhado na rotina clínica em todos os sistemas de mamografia digital. WILLIAMS *et al.*, (2008) compararam cinco sistemas de mamografia digital, e avaliaram o impacto da seleção dos parâmetros técnicos na SNR e na DGM para uma gama de espessuras de mama simuladas por blocos de material equivalente ao tecido mamário (CIRS, Inc., Norfolk, USA). Neste estudo, um único sistema CR foi avaliado: um sistema CR Fuji 5000MA com uma unidade de mamografia Lorad M-IV. Na avaliação do desempenho do CAE na seleção de parâmetros de exposição, verificou-se que, em geral, o sistema Fuji CR/Lorad proporciona as doses mais elevadas para as pacientes de todos os demais sistemas avaliados.

Um estudo de YOUNG *et al.*, (2006a) mostra que os projetos dos CAEs, que trabalham com dose fixa no detector, não são os ideais para a mamografia digital. A utilização de espectros de energia mais alta deveria ser acompanhada por doses mais elevadas no detector em todas as espessuras de mama de média para grande. Isso pode resultar em doses ligeiramente mais elevadas, porém com melhor qualidade de imagem para essas mamas.

Se este tipo de CAE é usado em um sistema digital, o uso de espectros de raios X de maior energia provoca uma redução substancial na CNR, e a melhor qualidade de imagem só será alcançada usando os espectros de energia mais baixos possíveis, dentro dos limites de tempo de exposição do CAE.

Seria preferível criar CAEs para manter um valor único de CNR na maior faixa possível de espessuras de mama. De acordo com o estudo, o método pode ajudar na escolha da qualidade do feixe (penetrabilidade) mais apropriado para um determinado sistema digital, no entanto, ainda não está claro qual é a CNR necessária para um sistema perfeitamente ajustado atingir os padrões de qualidade de imagem. O estudo sugere relacionar dados da CNR com as medições dos limiares de contraste, como descrito no *European Guidelines* (2006).

O sistema de CAE deve ser avaliado periodicamente por uma equipe qualificada, de modo a assegurar o desempenho adequado do dispositivo (SPRAWLS, 2009). A legislação vigente no Brasil recomenda que sejam realizados testes de reprodutibilidade e desempenho do CAE anualmente (MS, 1998, MS 2005)

## 2.7. DOSE GLANDULAR MÉDIA (DGM)

A dose glandular média (DGM) é a energia absorvida por unidade de massa de tecido fibroglandular (o mais radiosensível tecido na mama). É definida como sendo a dose média absorvida no tecido glandular no interior de uma mama comprimida no exame de mamografia. A DGM é a grandeza dosimétrica que melhor caracteriza o risco carcinogênico da radiação ionizante. Esta quantidade dosimétrica é recomendada por organismos internacionais (ICRP, 1987, IPSM, 1989, NCS, 1993, NCRP, 1996) e adotada também no Protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2011). A DGM não é medida diretamente, ela pode ser estimada a partir da grandeza *kerma* no ar na superfície da mama, que é definida como o quociente da soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas, liberadas por partículas não carregadas em um material de uma determinada massa, e coeficientes de conversão. Os coeficientes de conversão dependem da qualidade do feixe (camada Semirredutora), da espessura da mama comprimida durante a exposição e de sua composição glandular (ROSENSTEIN, 2008; COUTINHO, 2009).

A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica é joule/quilograma [J/kg], que recebe o nome especial de gray (Gy). A partir do *kerma*, definem-se de acordo com IRD/CNEN/MCT (2002):

- *kerma* no ar incidente ( $K_i$ ): A grandeza dosimétrica *kerma* no ar incidente, *incident air kerma*, ( $K_i$ ) é definida como o *kerma* no ar no eixo central do feixe incidente à distância foco-superfície da pele, isto é, no plano de entrada da pele. Inclui apenas o feixe primário incidente no paciente ou simulador e nenhuma radiação retroespalhada. Também pode ser chamada de *kerma* no ar na superfície de entrada (ESAK), *kerma* de entrada no ar, *kerma* no ar (AK).
- *kerma* de entrada na pele ( $K_e$ ): grandeza dosimétrica *kerma* no ar na superfície de entrada, *entrance surface air kerma*, ( $K_e$ ) é definida como o *kerma* no ar no eixo do feixe de raios X no ponto onde ele entra na paciente ou no simulador. A contribuição da radiação retroespalhada é incluída.

Como ambas as grandezas são utilizadas para a dosimetria, a unidade de medida dessas grandezas dosimétricas é também o joule/quilograma, ou gray (Gy).

Dentre os principais fatores que afetam a DGM na mamografia tem-se: espessura e composição da mama; fatores técnicos de exposição (kV, mA e tempo) e os aspectos de filtração do feixe, padrão de compressão da mama, tipo de gerador, tipo de grade e tipo de detector.

O objetivo da mamografia não é ajustar as técnicas de equipamentos e de imagem para produzir a menor DGM, mas utilizar condições de imagem que produzam a qualidade de imagem necessária (principalmente de sensibilidade de contraste e visibilidade do detalhe) sem o uso de uma exposição desnecessária ao paciente.

Os estudos de SAMEI *et al.*, (2007) mostram que uma menor dose irá reduzir a SNR da imagem podendo afetar negativamente a apresentação de informação, e assim, o diagnóstico. A dose adequada na mamografia deve ser ditada pela quantidade de radiação necessária para se obter uma adequada relação SNR para descrever detalhes de imagem necessários de modo a permitir um diagnóstico preciso. Se por um lado, uma maior dose irá diminuir o nível de ruído, pode-se também atribuir doses maiores do que o necessário (YAFFE, MAINPRIZE 2004; IAEA, 2007). Nos locais onde os sistemas de mamografia digital foram introduzidos, há também, algumas vezes, uma propensão em continuar com práticas similares às aquelas utilizadas com sistemas convencionais, no que se refere à seleção dos parâmetros de exposição (YOUNG *et al.*, 2006a). Isto, em parte, é devido a convenções anteriormente estabelecidas nos sistemas analógicos, bem como o fato que a relação entre o ruído e a precisão do diagnóstico não tenha sido bem estabelecida para a mamografia digital. Isso ocorre basicamente por dois motivos: (a) sistemas digitais não são limitados pelas restrições de contraste dos sistemas analógicos (YAFFE, MAINPRIZE 2004; HAUS, YAFEE 2000; SAMEI *et al.*, 2007) e (b) a melhoria da DQE da maioria dos sistemas digitais oferece o potencial para a redução da dose.

O balanceamento ótimo dos requisitos de dose e de qualidade da imagem deve ser assegurado pela escolha de detectores com alto DQE e configurações adequadas do CAE dos mamógrafos (MARSHALL *et al.*, 2011b). Segundo Ongeval *et al.*, (2008), os critérios de qualidade da imagem publicados no *European Guidelines* (2006) para mamografia digital, permitem a diferenciação de imagens com diferentes níveis de qualidade, causados por diferentes doses. Portanto, o uso de critérios de qualidade da imagem pode ajudar a encontrar as configurações otimizadas de dose.

## CAPÍTULO 3

### MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta os materiais utilizados nos procedimentos de medição, bem como a metodologia utilizada na determinação dos parâmetros de estudo.

Foram realizados testes de controle de qualidade em cada componente do sistema, de modo a avaliar se os limites de aceitação específicos para cada parâmetro estavam em conformidade com as diretrizes aplicadas.

As unidades de mamografia Hologic-Lorad Affinity foram avaliadas de acordo com os limites estabelecidos pelo documento do MS (2005). O sistema CR Fuji Profect One foi avaliado sob os critérios dos documentos *European Guidelines* (2006) e os monitores EIZO sob os critérios dos documentos *European Guidelines* (2006) e AAPM (2005).

As imagens médicas são adquiridas no formato de arquivo DICOM, que é o padrão internacional para as imagens médicas, o qual permite que os dados das imagens sejam exportados com qualidade necessária ao uso clínico.

#### 3.1 MATERIAIS

Os experimentos foram realizados em um sistema CR Fuji, modelo Profect ONE que faz leitura dupla nas placas de imagem (IP) modelo HR-BD, que possuem *pixels* de 50  $\mu\text{m}$ . O sistema Fuji foi utilizado juntamente com duas unidades de mamografia Lorad Affinity. Estas unidades de mamografia utilizavam grades com um alto contraste de transmissão (HTC), anodo de Mo e filtros de Mo e Rh. As imagens foram avaliadas em monitores LCD EIZO GS520L.

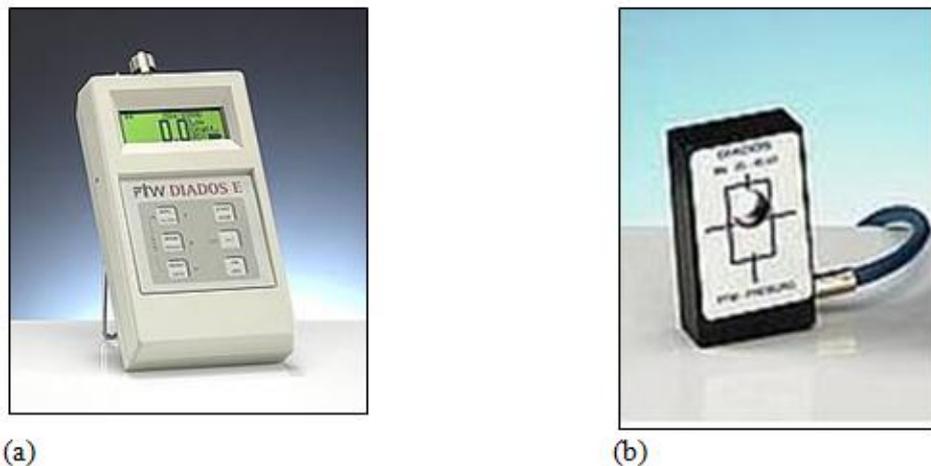
Os materiais que foram utilizados para o desenvolvimento deste trabalho foram de dois tipos: instrumentos de medição, apresentados no item 3.1.1, e simuladores de mama, item 3.1.3.

### 3.1.1 Instrumentos de Medição

Os instrumentos de medição utilizados neste trabalho são listados a seguir:

#### *Detector de radiação*

A figura 16(a) apresenta o dosímetro PTW DIADOS E (fabricante PTW, Freiburg, Germany), e a figura 16(b) mostra o detector semicondutor T60005-1233, (Calibração n° 0813089 PTW– Data: 20/07/2009 – Validade 2 anos e monitorado pelo Conjunto Radcal 9015: IPEN n°. 0881/2009) específico para mamografia (aqui será chamado de sensor para não gerar confusão com o detector de raios X de mamografia digital, a IP).



**Figura 16-** (a) Detector de radiação PTW DIADOS E e (b) Sensor específico para mamografia.

O sensor foi conectado ao dosímetro para a determinação dos valores de *kerma* incidente no ar ( $K_i$ ). O dosímetro conectado ao sensor de mamografia pode ser utilizado nas medições realizadas no intervalo de 25 a 45 kV. O dosímetro possui 2 mm de filtração de Al, e para a avaliação específica do *kerma*, opera nos modos: *measures dose*, *dose rate*, *dose per pulse*, *pulses*, *dose length product (DLP)* e *irradiation time*.

O sistema foi utilizado para avaliação do  $K_i$  dos seguintes parâmetros: 1) reprodutibilidade e linearidade da taxa de  $K_i$ , 2) desempenho do controle automático de exposição, 3) determinação da camada semirredutora (CSR) e 4) determinação do rendimento do tubo para os cálculos da DGM.

### Fotômetros

O fotômetro de precisão FLUKE Biomedical modelo 07621m, figura 17(a), calibrado pelo fabricante, foi utilizado para a medição do nível de luminosidade ambiente. O sensor opera no intervalo de 0,1 a 999,000 lux (FLUKE BIOMEDICAL).

O fotômetro EIZO (de autocalibração), mostrado na figura 17(b) foi utilizado para avaliação da conformidade com o padrão DICOM- Função de Apresentação da Escala de Cinza Padrão (GSDF) dos monitores utilizados para a avaliação das imagens clínicas (manual EIZO).



(a)



(b)

**Figura 17-** Fotômetro FLUKE Biomedical (a) para avaliação da luminosidade ambiente e (b) fotômetro EIZO de autocalibração para avaliação da conformidade com o padrão DICOM (GSDF):  
Fonte: Manuais dos Fabricantes.

#### 3.1.2 Monitores para laudo

Os monitores utilizados nas avaliações das imagens eram da marca EIZO modelo GS520 CL, do tipo LCD, *dual-side*, painel TFT monocromático, resolução nativa 2048 X 2560, tamanho do *pixel* 0.165 X 0.165 mm, ângulos de visão: (H, V) 170°, 170°, nível de brilho 700 cd/m<sup>2</sup>, nível de brilho recomendado para calibração 500 cd/m<sup>2</sup>, contraste 800:1.

Todos os monitores foram avaliados antes de serem utilizados nas pesquisas.

### 3.1.3 Simuladores de Mama

Na avaliação dos padrões de qualidade de imagem foram usados os simuladores de mama, que reproduzem as propriedades do tecido mamário de diferentes espessuras.

#### *Placas de Polimetilmetacrilato (PMMA)*

Placas de PMMA foram utilizadas para simular o tecido mamário (DANCE *et al*, 2000a, European Guidelines 2006, IAEA, 2011). As espessuras equivalentes de PMMA, em termos de absorção para diferentes espessuras de tecido mamário neste trabalho seguem as recomendações apresentadas no *European Guidelines* (2006). As placas de PMMA simulam as características radiográficas das diferentes espessuras de mama. Contudo, faz-se necessário o uso de espaçadores de materiais de baixa densidade para simular a real espessura da mama, para que o CAE reproduza adequadamente as técnicas de exposição. Isso é necessário, pois os mamógrafos Lorad Affinity utilizam a leitura da distância entre a bandeja de suporte da mama e a bandeja de compressão para selecionar os parâmetros da técnica de exposição. A tabela 2 mostra as espessuras de PMMA, as espessuras dos espaçadores, e as respectivas espessuras equivalentes em tecido mamário, utilizados para a obtenção das técnicas automáticas fornecidas pelo CAE.

**Tabela 2**-Espessuras de PMMA, espessuras do espaçador e espessura equivalente do tecido mamário.

<b>Espessura de PMMA (mm)</b>	<b>Espessura do espaçador (mm)</b>	<b>Espessura equivalente de tecido mamário (mm)</b>
20	1	21
30	2	32
40	5	45
45	8	53
50	10	60
60	15	75
70	20	90
80	23	103

Fonte: *European Guidelines* (2006)

De acordo com o fabricante dos mamógrafos, o valor da pré-exposição da fotocélula não é contabilizada no valor total da exposição que é apresentada, portanto não precisa ser considerada nas reproduções manuais.

Os espaçadores são posicionados entre a placa de acrílico e a bandeja de compressão da mama e nas bordas laterais do campo, de modo a não encobrir a fotocélula do CAE. Na reprodução de técnicas radiográficas no modo manual, os espaçadores não são utilizados.

#### *Objeto Simulador CDMAM 3.4*

A avaliação do limiar da visibilidade de contraste foi realizada com um simulador de contraste-detalle. O limiar de contraste é determinado em função do diâmetro do objeto, através da detecção de pares de objetos de baixo contraste. O simulador utilizado para avaliação dos detalhes de contraste foi o CDMAM, versão 3.4, fabricado pela Artinis Medical Systems, Netherlands. Este simulador possui 410 objetos, o que torna possível uma avaliação da resolução de contraste e propriedades do sistema de imagem (THOMAS *et al.*, 2005). O CDMAM é uma base de alumínio que possui uma matriz 16 x 16. Cada posição dessa matriz é como uma célula quadrada. Das 256 posições que o simulador possui, 205 são preenchidas com discos de ouro depositados por vaporização que variam logaritmicamente em diâmetro e espessura. Em cada uma das 205 posições do simulador, (figura 18), existem dois discos de ouro, estando um deles na parte central de cada célula da matriz e o outro disposto aleatoriamente no canto das células.

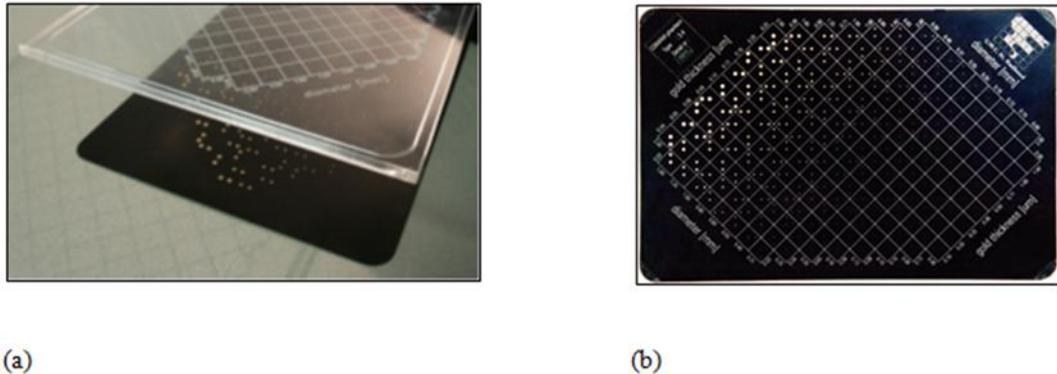
Os discos são arranjados na matriz da seguinte forma: dentro de uma linha, a espessura dos discos aumenta logaritmicamente de 0,03 a 2  $\mu\text{m}$ , enquanto o diâmetro é constante; dentro de uma coluna, o diâmetro dos discos aumenta logaritmicamente de 0,06 a 2,00 mm, enquanto a espessura permanece constante, resultando em um intervalo de contraste em passos aproximados de 25 e 33% em condições de exposição normal de mamografia (BIJKERK *et al.*, 2000).

#### *Propriedades de absorção do CDMAM*

A base de alumínio do CDMAM é coberta com uma placa fina de PMMA sendo que, nas condições de exposição com 28 de tensão e combinação alvo/filtro de Mo/Mo, a atenuação do feixe de raios X do conjunto equivale a 10 mm de PMMA (YOUNG *et al.*,

2006c). Estas condições resultam em uma CSR no plano da imagem de aproximadamente 0,65 mm de Al, quando as 4 placas de PMMA são adicionadas ao CDMAM.

Para a aquisição das imagens, o CDMAM foi posicionado sobre a bandeja de suporte da mama com o disco de menor diâmetro voltado para o lado do tórax, em combinação com uma ou mais placas de PMMA, conforme a espessura da mama a ser reproduzida.



**Figura 18-** Detalhe construtivo do CDMAM: a) Ilustração do simulador CDMAM com a placa suporte de PMMA, (b) Gabarito para facilitar a identificação da posição dos centros de detecção. Fonte: (BURGHT *et al.*, 2010).

Para manter o mesmo padrão de ampliação em todas as imagens, o CDMAM foi colocado no topo da camada de 20 mm de PMMA em todas as medições (YOUNG *et al.*, 2006a). Para avaliar o limiar de contraste das unidades de mamografia Lorad Affinity com sistema CR Fuji, camadas adicionais de 10 mm, 15 mm, 20 mm e 30 mm de PMMA foram adicionadas no topo do CDMAM, para simular a espessura da mama de 45, 53, 60 e 75 mm, respectivamente. As marcas existentes nas placas de acrílico são posicionadas da mesma maneira em todas as exposições.

O cassete de referência (conjunto do cassete e a Placa de Imagem (IP), aqui será chamado de detector) selecionado para cada uma das salas foi colocado na bandeja de suporte da mama. Uma força de compressão com 100 N foi aplicada sobre o CDMAM. Para cada nova aquisição, o procedimento foi repetido e o CDMAM ligeiramente reposicionado (em torno de 1 mm), para evitar que os discos sejam registrados pelos mesmos *pixels* do detector (YOUNG *et al.* 2006c; VERBRUGGE 2007; BURGHT *et al.*, 2010). As imagens foram lidas e salvas no sistema Fuji em formato “*raw data*”, no menu TEST/SENSITIVITY e modo de leitura SEMI-X2 (NHSBSP, 2009).

## 3.2 MÉTODOS

### 3.2.1 Avaliação das IPs

No serviço de radiologia, são utilizados na rotina clínica de maneira indistinta entre as duas salas de mamografia, 18 cassetes numerados contendo suas respectivas IPs. Os cassetes foram agrupados em subconjuntos de quatro cassetes, que formam os conjuntos para a realização dos exames de mamografia nas suas quatro incidências principais. Os conjuntos compostos por detectores tamanho 18 x 24 cm foram agrupados da seguinte maneira:

Conjunto 1: cassetes + IP 1, 2, 3 e 4,

Conjunto 2, cassete + IP 5, 6, 7 e 8,

Conjunto 3, cassete + IP 9, 10,11 e 12.

O Conjunto 4 é composto pelos detectores de tamanho 24 x 30 cm: cassete + IP 13, 14, 15 e 16.

O cassete + IP 17 e cassete+ IP 18 eram usados com qualquer conjunto 18 x 24 cm para a realização das incidências adicionais quando necessárias. O cassete 19 foi reservado exclusivamente para os testes de controle de qualidade diários , recomendados pelo fabricante, realizados com o simulador Fuji *I Shot M Plus*. O cassete + IP 9 foi utilizado em todas as avaliações da Sala 1 e o cassete + IP 10 foi utilizado em todas as avaliações da Sala 2 (chamamos aqui de detectores de referência).

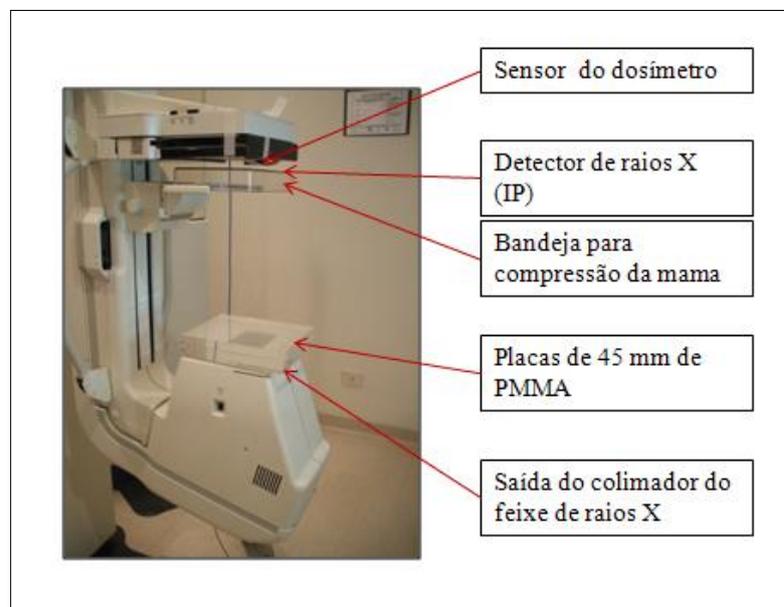
### 3.2.2 Linearidade da Resposta do Detector

A curva característica de resposta do detector do sistema de mamografia digital deve ser avaliada e comparada com a especificação do fabricante. O detector digital em mamografia CR é a IP. Deve-se verificar se a faixa de exposição na qual a resposta do detector é linear é maior do que a faixa de exposição que atinge o detector nas situações de rotina dos exames (NHSBSP, 2009). Em geral, para os sistemas CR, a curva de resposta segue uma relação

logarítmica. Entretanto, é necessário conhecer previamente a função matemática de resposta do detector em relação à dose recebida. Caso a resposta do detector não seja conhecida, é necessário realizar um processo de linearização do valor médio do *pixel* e seu respectivo desvio padrão (NHSBSP, 2009).

Seguindo o procedimento descrito no *European Guidelines* (2006), um bloco de PMMA de 45 mm foi posicionado na saída do colimador, conforme ilustra a figura 19.

O cassete contendo a IP foi posicionado sobre a bandeja de suporte da mama e o detector do dosímetro sobre a plataforma de suporte da mama.



**Figura 19-** Procedimento para a avaliação da curva de resposta do detector de raios X.

As exposições foram realizadas no modo manual: 28 kV Mo/Mo, repetidas com 10 diferentes exposições, com o objetivo de obter imagens com uma ampla faixa de  $K_i$ , de acordo com as limitações do equipamento. No caso dos mamógrafos Lorad Affinity, as exposições foram realizadas entre 12 e 400 mAs. Os valores de  $K_i$  e fatores de exposição foram registrados para cada imagem, e elas foram salvas e gravadas no formato “raw data”. No caso do sistema Fuji, de acordo com as recomendações do fabricante para esta avaliação, utilizou-se o menu LINEARITY, S=120 e L=2, onde S é o valor da sensibilidade e L, a latitude de exposição (NHSBSP, 2009).

Em cada imagem foi selecionada uma ROI de aproximadamente 10 mm x 10 mm, distante 60 mm da parede torácica e centrada lateralmente. Em cada ROI determinou-se o valor médio dos *pixels*,  $M$ , e o desvio padrão DP dos *pixels*, utilizando o *software* livre *Image J* (NHSBSP Health Institute, EUA). Para facilitar o posicionamento e garantir a reprodutibilidade do tamanho e posição da ROI, foi utilizada a ferramenta GRID do *plug in* do *software Image J*. Como os sistemas CR possuem uma relação logarítmica entre o  $K_i$  e os valores de *pixel*, os dados da imagem foram transformados para terem uma relação linear com o  $K_i$ . Os *pixels* foram linearizados de acordo com a equação 10 (NHSBSP, 2009).

(10)

$$P = a \ln(K_i) + b$$

onde  $P$  é o pixel pré-processado correspondente ao  $K_i$ ,  $\ln$  é logaritmo neperiano de ( $K_i$ ) e  $a$  e  $b$  são coeficientes ajustados à curva de resposta. A equação 10 pode ser invertida, resultanto em

$$P' = \exp\left(\frac{P-b}{a}\right) \quad (11)$$

onde  $P'$  é o valor linearizado de  $P$ . O valor do desvio padrão linearizado,  $DP'$ , pode ser estimado dividindo-se o valor do pixel do DP pelo gradiente no ponto da STP,  $g$  (equação 12), de acordo com o método descrito em MacKenzie (2008), que é função de transferência do sinal, onde:

$$g = a/K \quad (12) \text{ e consequentemente } DP' = \frac{DP}{K_i} = \frac{DPK}{a} = \frac{DP}{a} \exp\left(\frac{P-b}{a}\right) \quad (13)$$

A partir do gráfico construído com os valores médios dos *pixels*,  $M$ , em função dos valores dos logaritmos de  $K_i$  será determinada a equação linear que melhor se ajustou aos pontos de medição, e calculado o quadrado do coeficiente de correlação ( $R^2$ ). O sistema é considerado como tendo resposta linear quando  $R^2$  for maior do que 0,99. Se esse valor não for alcançado, deve ser tomada alguma ação para a correção.

### 3.2.3 Confirmação do valor de sensibilidade relativa (Srel)

No sistema Fuji o DDI é a sensibilidade (S) (item 2.7). O valor da sensibilidade relativa (Srel), sob as condições normais de processamento, utilizando as IP específicas para mamografia (leitura dupla), para um feixe não filtrado, é calibrado pelo fabricante para fornecer um determinado padrão de resposta. A confirmação da sensibilidade relativa antes e após a recalibração do CAE foi realizada utilizando-se o dosímetro DIADOS e o sensor para mamografia, o qual foi posicionado sobre o suporte da mama. O dosímetro foi deslocado lateralmente, para não se sobrepor a região da fotocélula. De acordo com o manual da Fuji, foi selecionada a tensão de 25 e foram realizadas diversas exposições com diferentes valores de carga (mAs), representado por  $D_r$ , na equação 14.

$$S_{rel} = S_{exp} \frac{174}{D_r} \quad (14)$$

O valor de S é considerado adequado para o sistema Fuji quando está no intervalo de  $\pm 35\%$  (Srel).

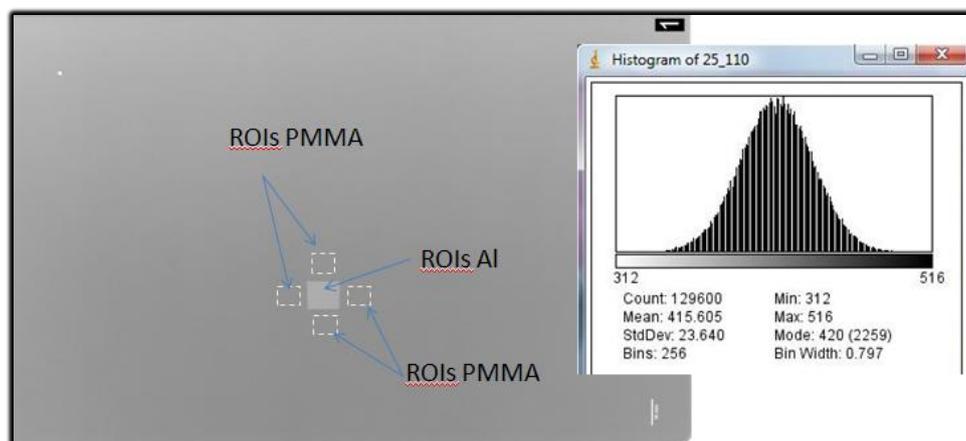
Diversas exposições foram realizadas até atingir um valor de  $K_i$  de  $174 \mu\text{Gy}$ , definido pelo fabricante como valor de referência para o sistema. Os fatores de exposição foram registrados. A seguir, um cassete contendo a IP foi posicionado sobre a bandeja de suporte da mama e exposto com a técnica registrada que forneceu o  $K_i$  de  $174 \mu\text{Gy}$ . A leitura da IP ocorreu após um intervalo de tempo de 10 min., de acordo com as recomendações do fabricante. O menu de leitura utilizado foi o TEST/SENSITIVITY modo SEMI-X 2. O valor de S obtido após a leitura da IP foi registrado como valor de  $S_{exp}$ . No sistema Fuji, o valor de S é inversamente proporcional à exposição do detector.

### 3.2.4 Determinação da Razão Contraste-Ruído (CNR)

A CNR é o parâmetro indicado para avaliar a qualidade da imagem em mamografia digital (BALDELLI *et al.*, 2009; YOUNG *et al.*, 2006a). A determinação da CNR para cada conjunto específico de parâmetros de exposição foi realizada com alumínio (Al) e placas de PMMA. Foram utilizadas placas da liga de Alumínio (Al tipo 1145), com 99,9% de pureza,

com uma área quadrada de 20 mm e espessura de 0,2 mm, associada com placas de PMMA para a simulação das diversas espessuras de mama. O uso de Al para representar as calcificações e estimar o contraste produzido radiograficamente é uma técnica bem estabelecida em mamografia. O coeficiente de atenuação linear dos raios X nas calcificações e no alumínio é muito semelhante em toda a gama de energia utilizada em mamografia (YOUNG, 2006a). A folha de alumínio foi colocada ao lado direito da linha média da bandeja de suporte da mama e a 6 cm a partir da borda da parede torácica. Em todas as medições, a folha de Al foi colocada no topo de uma camada de PMMA de 20 mm de espessura e tamanho de 24 cm x 30 cm. A figura 20 é um esboço da organização deste experimento. A região central, mais clara, corresponde à região do Al, e as laterais determinam a forma da ROIs no PMMA. A região das ROI está ampliada no canto superior direito da figura.

As placas foram expostas usando o CAE de acordo com os fatores técnicos automáticos. Os valores de kV, mAs e combinação alvo/filtro foram registrados. As imagens foram salvas no modo “raw data”, utilizando o TEST/CONTRAST “fixed” data recognizer utilizando o filtro SENSITIVITY (NHSBSP, 2009). Em seguida, as imagens foram avaliadas usando o *software Image J* com uso da ferramenta *GRID*. A posição 1 da fotocélula foi usada em todas as exposições. Foram avaliadas 4 ROIs de 0,25 x 0,25 cm no centro do objeto de alumínio. O valor médio dos *pixels* e DP dentro do objeto de alumínio é a média das quatro ROIs pequenas (EUREF, 2011). O PMMA é avaliado por quatro ROIs de 0,25 x 0,25cm que também são posicionadas nos quatro lados do objeto de alumínio. O valor médio do *pixel* no PMMA e dos DP é a média de todas as pequenas ROIs ao redor do Al, de acordo com a configuração da figura 20.



**Figura 20** – Posicionamento do objeto de teste construído em PMMA e Al e a indicação das ROIs para determinação da CNR e SNR.

As equações 15 a 18 definem o valor do *pixel* no objeto de Al e PMMA nas avaliações para a determinação da CNR para cada uma das técnicas de exposição (EUREF, 2011).

$$\text{Valor do pixel (Al)} = \frac{M_{Al}(ROI_1) + M_{Al}(ROI_2) + M_{Al}(ROI_3) + M_{Al}(ROI_4)}{4} \quad (15)$$

$$DP (Al) = DP(ROI_1) + DP(ROI_2) + DP(ROI_3) + DP(ROI_4)/4 \quad (16)$$

$$\text{Valor do pixel (PMMA)} = \sum_1^{16} \text{valor do pixel (ROI}_n) / 16 \quad (17)$$

$$DP (PMMA) = \sum_1^{16} DP(ROI_n) / 16 \quad (18)$$

onde  $M_{Al}$  = valor médio do *pixel* medido nas ROIs de Al, Valor do *pixel* (PMMA) = valor médio do *pixel* medido nas ROIs de PMMA; DP médio (PMMA) = desvio padrão medido nas ROIs de PMMA ; DP médio (Al) = desvio padrão medido nas ROIs de Al. Lembrando que o DP é definido como a raiz quadrada positiva da variância, a equação 16 apenas representa o processo de cálculo que deve ser aplicado, ou seja, DP (Al) é na verdade a média das variâncias de cada ROI.

Camadas adicionais de PMMA de 20, 25, 30 e 40 mm foram adicionadas sobre a folha de alumínio para simular mamas com espessuras de 45, 53, 60 e 75 mm. Os mesmos parâmetros de exposição utilizados nas avaliações serão descritas em 3.2.4, os quais foram reproduzidos nas placas de PMMA (Al) para a determinação da CNR alvo.

Para cada uma das técnicas de exposição, os valores médios e o DP dos valores de médios dos *pixels* foram utilizados para calcular a CNR de acordo com a equação 19 (YOUNG *et al.*, 2006b):

$$CNR = \frac{\text{média(PMMA)} - \text{média(Al)}}{\sqrt{\frac{DP(PMMA)^2 + DP(Al)^2}{2}}} \quad (19)$$

onde média (PMMA) e média (Al) representam os valores médios de *pixels* nas regiões de Al e PMMA das imagens, e DP (PMMA) e DP (Al) são os valores médios de *pixel* nas mesmas regiões.

Os procedimentos de linearização com o  $K_i$  foram aplicados de acordo com as equações 10 a 13, de modo que o valor de CNR linearizado pode ser obtido a partir das equações 20 e 21:

$$CNR' = \frac{|P'_{PMMA} - P'_{Al}|}{\sqrt{\frac{DP'^2_{PMMA} + DP'^2_{Al}}{2}}} \quad (20)$$

$$CNR' = \frac{a\sqrt{2} \left| \exp\left(\frac{P_{PMMA}}{a}\right) - \exp\left(\frac{P_{Al}}{a}\right) \right|}{\sqrt{DP^2_{PMMA} \left( \exp\left(\frac{P_{PMMA}}{a}\right) \right)^2 + DP^2_{Al} \left( \exp\left(\frac{P_{Al}}{a}\right) \right)^2}} \quad (21)$$

### 3.2.5 Determinação dos limiares de contraste no CDMAM

#### *Resultados do Software CDCOM*

Constatou-se que o desempenho de detecção do sistema de leitura automática é significativamente melhor do que a de observadores humanos (KARSSEMEIJER, THIJSEN, 1996). Com o objetivo de tornar o processo de avaliação das imagens mais rápido, bem como eliminar a subjetividade de uma análise visual, o programa CDCOM, versão 1.2 (ARTINIS MEDICAL SYSTEM, CDMAM 3.4 ANALYSER), foi utilizado em todas as avaliações das imagens do CDMAM. O CDCOM realiza a verificação dos discos de ouro do simulador CDMAM a partir de um arquivo de imagem DICOM adquirido do simulador em modo *raw data*. Um número qualquer de imagens do CDMAM pode ser utilizado para a obtenção da curva de contraste e detalhe (CDC), entretanto o manual do CDCOM sugere que pelo menos oito imagens sejam utilizadas para determinação dos limiares de contraste. O programa CDCOM realiza as seguintes tarefas na sua verificação:

- 1) Determinação das linhas e colunas do simulador;
- 2) Cálculo da probabilidade das posições dos discos de ouro em cada uma das 205 células (discos de centro e de canto);
- 3) Correção das probabilidades de encontrar as posições dos discos de ouro, utilizando como padrão os 50 discos maiores e mais espessos;
- 4) Para cada célula o programa testa os quatro cantos e marca o canto de maior probabilidade de existência de um dos dois discos.

O resultado final fornecido pelo CDCOM são dois arquivos tipo \*.inp. Os arquivos gerados são matrix.inp e matrix2.inp, sendo o primeiro um arquivo com os discos dos cantos corretamente verificados, e o segundo a marcação correta dos discos de centro. A partir dessas verificações realizadas pelo CDCOM se iniciam os algoritmos de cálculos dos parâmetros de qualidade das imagens do CDMAM, que combina os resultados de todos os arquivos analisados em um resultado global. Este resultado global é salvo em um arquivo de projeto com extensão de arquivo PII. A figura 21 mostra um exemplo da matriz do resultado global da leitura das 8 imagens pelo CDCOM. Nas colunas os discos de ouro têm espessuras iguais, enquanto que nas linhas, os diâmetros do disco de ouro são iguais. Para as posições na tabela onde um sinal negativo está na frente do número (nesse caso -16) nenhum disco de ouro está presente na imagem; por exemplo, não estão presentes um diâmetro de 2,0 mm e uma espessura de 0,03  $\mu\text{m}$  no canto superior esquerdo.

		Espessura ( $\mu\text{m}$ )															
		0,03	0,04	0,05	0,06	0,08	0,10	0,13	0,16	0,20	0,25	0,36	0,50	0,71	1,00	1,41	2,00
Diâmetro ( $\mu\text{m}$ )	2,00	-16	14	16	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16	-16	-16	-16	-16
	1,60	5	10	16	15	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16	-16	-16	-16
	1,25	5	8	8	14	16	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16	-16	-16
	1,00	8	7	7	11	16	16	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16	-16
	0,80	5	6	3	11	11	15	16	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16
	0,63	4	5	3	7	10	12	13	16	16	16	16	16	16	16	16	-16
	0,50	6	6	4	4	10	9	12	15	16	16	16	16	16	16	16	16
	0,40	3	4	3	6	5	10	10	13	16	16	16	16	16	16	16	16
	0,31	7	5	3	8	8	8	10	11	15	15	15	16	16	16	16	16
	0,25	-16	5	5	3	6	5	9	10	12	14	15	15	16	16	16	16
	0,20	-16	-16	3	2	6	10	6	6	8	11	14	16	15	16	16	16
	0,16	-16	-16	-16	8	4	7	1	7	6	9	15	10	16	16	16	16
	0,13	-16	-16	-16	-16	5	8	4	10	4	5	8	13	13	15	16	15
	0,10	-16	-16	-16	-16	-16	7	6	8	8	8	13	9	11	11	15	7
	0,08	-16	-16	-16	-16	-16	-16	3	2	1	9	5	8	7	8	13	15
	0,06	-16	-16	-16	-16	-16	-16	-16	5	9	4	6	10	11	11	11	-16

**Figura 21**-Figura do resultado global para a leitura de oito imagens do CDMAM pelo CDCOM (Fonte: BURGHT *et al.*, 2010).

Nas outras posições é indicado o número de discos de ouro corretamente detectados. Nesse caso, 16 quer dizer que todos os discos de ouro das oito imagens foram corretamente detectados, ao passo que -16 significa que nenhum disco de ouro foi detectado.

#### *Curva de contraste e detalhe (CDC)*

A curva de Contraste de Detalhe (CDC) é um dos parâmetros mais importantes para verificação da qualidade de imagens do CDMAM (THIJSSSEN *et al.*, 1989; BURGHT *et al.*, 2010), e é obtida por meio dos valores limiares de diâmetros e espessura dos discos de ouro

corretamente analisados por um observador humano ou pelo programa CDCOM. Os resultados da análise pelo CDCOM são apresentados em forma de gráfico no qual o diâmetro do disco é a função da espessura do ouro. Da probabilidade de detecção medida em cada célula, a curva CDC pode ser estimada para um dado limiar de detecção, sendo que para o cálculo da curva CDC é utilizado um modelo baseado no esquema de interpolação para ajustar uma curva através dos dados (KARSMMEIJER; THIJSEN, 1996). Sendo  $p(t)$  a probabilidade de detecção de um disco de certo tamanho com espessura  $t$  em função do contraste  $C$ , uma curva psicométrica é então ajustada, de acordo com a equação 22 (KARSMMEIJER; THIJSEN, 1996; VELDKAMP *et al*, 2003).

$$p(t) = \frac{0,75}{1+e^{-f(C(t)-C_T)}} + 0,25 \quad (22)$$

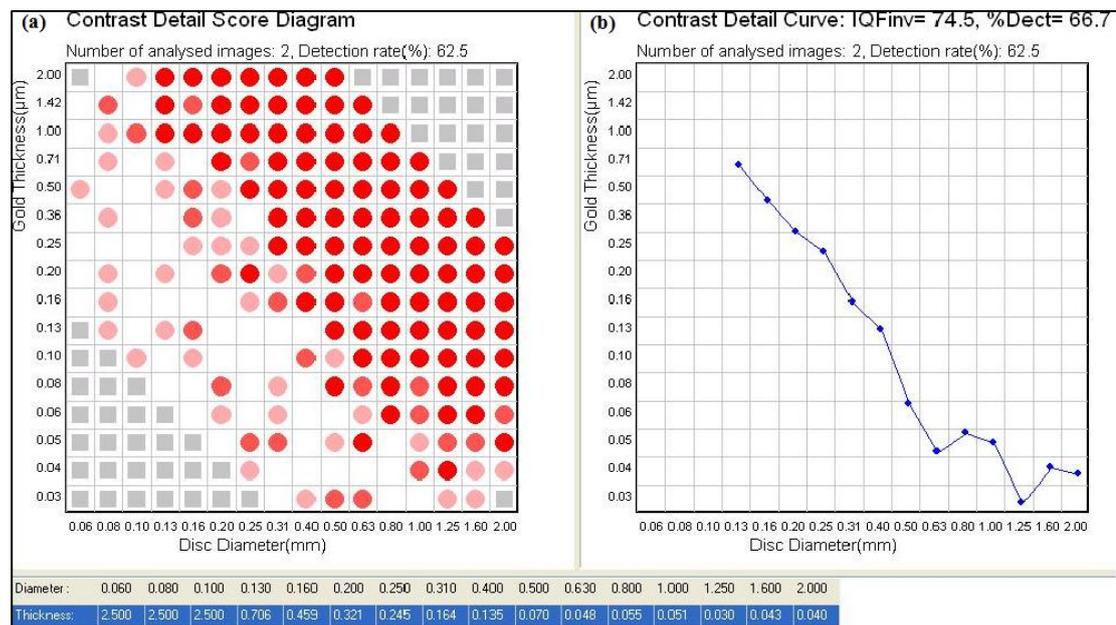
onde  $C(t)$  é o logaritmo do sinal de contraste. Considerando que o contraste é definido como a diferença de intensidade entre o objeto e a região de fundo, dividido pela intensidade da região de fundo, tem-se que  $C(t) = \log(1 - e^{-\mu t})$ . Fazendo-se a aproximação  $C = \log(\mu t)$  e considerando  $\mu t \ll 1$ ,  $C_T$  pode ser escrito como  $\log(\mu t_T)$  com  $t_T$  sendo a espessura limiar em função do tamanho do disco. Para um coeficiente linear de atenuação do ouro,  $\mu=190 \text{ mm}^{-1}$ , e  $f$  = parâmetro de ajuste.

A taxa de detecção ( $C_T$ ) que pode ser escolhida pelo usuário define o limiar para a computação das curvas CDC. A taxa de detecção pode estar entre 50% e 75%. Um limite de respostas corretas de 62,5% é usado para determinar o limite de contraste, e representa a metade da curva psicométrica (VELDKAMP *et al.*, 2003, VERBRUGGE, 2007; BURGHT *et al.*, 2010). Resultados para os quais a curva psicométrica tenha poucos pontos de dados são desconsiderados. O diagrama de pontuação do detalhe do contraste na figura 21(a) indica o percentual de posições corretamente detectadas, e a visualização dos resultados combinados do CDCOM, como mostrado na figura 21(b), resumidos na tabela de espessuras detectadas em relação aos respectivos diâmetros.

Os valores da espessura das estruturas avaliadas no CDMAM obtidas pela leitura das médias das imagens pelo CDCOM, e apresentados nas curvas CDCs, foram convertidos em limiar de contraste utilizando o espectro publicado no *European Guidelines* (2006) para o CDMAM. Os dados foram obtidos a partir de uma determinada espessura de ouro e de um contraste nominal para um feixe de raios X definido com uma tensão de tubo de 28 kV e combinação alvo/ filtro de Mo/Mo.

A tabela 3 apresenta os valores das taxas de detecção  $C(t)$ , que no *European Guidelines* (2006) são chamados de contraste de radiação do disco de ouro ( $C_r$ ), para condições de exposição mamográfica padrões.

Os valores de  $C_r$  são utilizados para as conversões das espessuras obtidas nas leituras das imagens do CDMAM em limiar de contraste. Uma curva polinomial de terceira ordem pode ser ajustada para se obter o contraste do limiar médio para cada detalhe, utilizando a equação 23.



**Figura 22-** (a) Diagrama de pontuação de contraste detalhe baseado nos resultados da tabela 3. Células sem discos de ouro são representados por quadrado cinza. Células com menos ou igual 25% de discos detectados são apresentadas brancas. Células com 100% de discos detectados são representadas por discos vermelho forte. As outras células são representadas em um disco vermelho mais ou menos pálido, proporcional ao seu percentual de taxa de detecção. (b) curva CDC resultante. Abaixo a tabela resumo dos diâmetros e espessuras resultantes das imagens avaliadas pelo CDCOM. (Fonte: BURGHT *et al.*, 2010).

$$LC = a + bx^{-1} + cx^{-2} + dx^{-3} \quad (23)$$

Onde:  $LC$ = limiares de contraste (%) calculados a partir do espectro de energia de 28 kV Mo/Mo,  $x$ = diâmetro (mm),  $a$ ,  $b$ ,  $c$  e  $d$  são coeficientes ajustados.

Apesar de a leitura automática ser mais rápida, os protocolos fornecem os resultados baseados na leitura humana (NHSBSP, 2009). Os resultados fornecidos pelo CDCOM são diferentes dos obtidos em leituras de observadores, como descrito em VISSER e KARSSMEIJER (2008).

Na tabela 4 são apresentados os valores limites aceitáveis de contraste para os detalhes de diâmetros 2,00, 0,50, 0,25 e 0,10 mm.

Nos trabalhos de YOUNG *et al.*, (2008) foram comparados os resultados dos limiares de contraste que foram avaliados por observadores de três centros de diagnóstico (Guildford, Nijmegen and Leuven) e, posteriormente avaliados pelo CDCOM. Foram aplicados quatro diferentes métodos de detecção e encontrada uma correlação entre os resultados do processo automático e aqueles obtidos por leituras humanas.

**Tabela 3-** Valores do contraste de radiação-Cr- do disco de ouro, para condições de exposições mamográficas padrões.

Coluna	Espessura [ $\mu\text{m}$ ]	$C_r$ [%]
1	0,03	0,52
2	0,04	0,70
3	0,05	0,87
4	0,06	1,04
5	0,08	1,39
6	0,10	1,73
6	0,13	2,25
7	0,16	2,76
8	0,20	3,44
9	0,25	4,28
10	0,36	6,11
11	0,50	8,38
12	0,71	11,68
13	1,00	16,05
15	1,42	22,00
16	2,00	29,53

Fonte: *European Guidelines* (2006)

**Tabela 4-** Valores limites aceitáveis de contraste para 28 kV Mo/Mo.

Diâmetro (mm)	Limiar de contraste (%) para 28 kV, Mo/Mo	Valor aceitável da espessura do disco ( $\mu\text{m}$ )
2,00	<1,05	0,069
1,00	<1,40	0,091
0,50	<2,35	0,150
0,25	<5,45	0,352
0,10	<23,0	1,680

Fonte: *European Guidelines* (2006)

Os limites resultantes para cada diâmetro são convertidos para leitura humana por meio da relação descrita na equação 24. Com este método, a leitura humana é prevista com a leitura do computador e é denominada Limiar de Contraste Previsto ( $LC_p$ ):

$$LC_p = a[LC_{auto}]^n \quad (24)$$

$LC_p$  = limiar de contraste previsto

$LC_{auto}$  = leitura do computador (usando CDCOM)

$a$  e  $n$  = padrões de ajuste

Com estes resultados, o  $LC_p$  deve ser utilizado para ser ajustado e obter o limiar de contraste médio para cada detalhe usando a equação 23, de modo a identificar o padrão de conformidade dos valores limites definidos pelo *European Guidelines* (2006).

Os valores de  $a$  e  $n$  foram experimentalmente determinados para um observador típico e o  $LC_p$  pode ser definido usando a equação 25 (YOUNG *et al*, 2006b; NHSBSP, 2007).

$$LC_p = rLC_{auto} \quad (25)$$

onde  $r$  é a relação média entre o limiar de contraste entre a leitura humana e a automática (determinada experimentalmente). O valor de  $r$  é 1,98 para o detalhe de 0,50 mm de diâmetro, 1,82 para o detalhe de 0,25 mm de diâmetro, e 1,50 para o detalhe de 0,10 mm de diâmetro (NHSBSP, 2009).

As exposições do CDMAM foram realizadas da seguinte forma:

- 1) O potencial do tubo foi selecionado automaticamente a partir da espessura da mama simulada;
- 2) Distância focal de 65 cm;
- 3) Utilizou-se grade e bandeja de compressão;
- 4) O CAE foi utilizado nos modos de exposição: Auto tensão, Auto Time e Auto Filter, de modo a obter um amplo espectro de exposições;
- 5) Para cada conjunto de parâmetros de exposição do item 4, foram adquiridas oito imagens do CDMAM 3.4 com camadas adicionais de PMMA simulando mamas de 45, 53, 60 e 75 mm de espessura;
- 6) Para as técnicas fornecidas pelo CAE ou selecionadas no PACs, foi feita a exposição do CDMAM com técnica manual, reproduzindo a técnica automática dentro das limitações do software do CAE do mamógrafo Lorad Affinity;
- 7) As imagens foram lidas e salvas no sistema Fuji em modo *raw data*, usando o menu TEST/SENSITIVITY e modo de leitura SEMI-X2, sendo posteriormente avaliadas pelo software CDCOM para leitura automática dos dados. A taxa de detecção do CDCOM selecionada para as leituras foi de 62,5%;
- 8) Para cada um dos parâmetros de exposição foram utilizados os dados das curvas CDCs para determinação dos valores de contraste para cada espessura, utilizando os valores de referência da tabela 3;
- 9) O valor médio do limiar de contraste para cada detalhe foi determinado usando a equação 23 para o  $LC_{\text{auto}}$  e a equação 25 para o  $LC_p$ , de acordo com os valores de  $r$  de cada diâmetro avaliado .

#### *Limiares de Contraste e CNR nas condições clínicas*

Com o objetivo de determinar os limiares de contraste nas condições clínicas, os parâmetros de exposição das projeções craniocaudal direita (CCD) e esquerda (CCE) dos exames de dois grupos de pacientes foram coletadas do PACS, e reproduzidas no CDMAM. Para cada uma das técnicas de exposição mamográfica, duas imagens do CDMAM foram adicionadas ao CDCOM para a determinação da curva CDC média. Utilizando a tabela 3, as espessuras obtidas nas curvas CDC foram convertidas em contraste e os valores de  $LC_{\text{auto}}$  e  $LC_p$  foram determinados. Os valores de  $LC_p$  para os detalhes de diâmetro 0,50 mm, 0,25 e 0,10 foram comparados com os valores de limiar de contraste mínimo aceitável apresentados

na tabela 4. O mesmo conjunto de parâmetros de exposição foi utilizado para a determinação da CNR.

Como a pesquisa foi realizada com dados retrospectivos de pacientes que se submeteram a exames na clínica DAPI, e a rotina de exames não foi alterada, a direção da clínica dispensou a necessidade de autorização por comissão de ética. A autorização é apresentada no Anexo A.

### 3.2.6 Definição do valor de CNR alvo

A CNR alvo para uma técnica radiográfica é definida como o valor de CNR que permite atingir o limiar de contraste mínimo de 23% para os discos de 0,1 mm de diâmetro no simulador CDMAM (YOUNG *et al.*, 2006a; YOUNG *et al.*, 2006b). Para determinar a CNR alvo obteve-se a curva dos limiares de contraste para os discos de 0,1 mm de diâmetro determinados, como descrito em 3.2.3, e corrigido para os observadores, em função dos valores de CNR calculados para cada uma das diferentes técnicas radiográficas automáticas obtidas com o CAE.

### 3.2.7. Seleção das técnicas radiográficas otimizadas

O valor da CNR alvo foi utilizado como referência para identificar e selecionar as técnicas radiográficas para as diferentes espessuras de mama. Foram reproduzidas diversas exposições com as espessuras correspondentes das placas de PMMA com técnicas coletadas dos exames das pacientes, de modo a identificar aquelas que produziam valores de CNR alvo e doses compatíveis com as recomendações do *European Guidelines* (2006).

Para alcançar automaticamente estas técnicas radiográficas, foram realizados ajustes na operação do CAE de cada unidade de mamografia pelo serviço de manutenção como se segue: para mamas de maiores espessuras (>7.0 cm), o filtro de Rh deveria ser selecionado manualmente; selecionar o modo AUTOTIME e aumentar a tensão em 1 ou 2 kV; para mamas de espessura entre 2-3,5 cm, selecionar o modo AUTOTIME e reduzir a tensão em 2 ou 3 kV. Com estes ajustes, o CAE promove um aumento no tempo de exposição, a fim

de produzir valores de mAs que são compatíveis para que a grade HTC execute um ciclo completo. Para mamas de espessura maiores que 7,0 cm, o modo AUTOTIME era usado e o valor da tensão selecionado manualmente.

### 3.2.8 Determinação do tamanho da amostra de pacientes

A determinação do tamanho da amostra de pacientes é de significativa importância, para dar validade estatística ao experimento. A área de saúde admite, usualmente, um erro de 5%, o que equivale dizer que o intervalo de confiança dos testes é de 95% (SAMOHYL, 2009).

Na teoria da amostragem, são consideradas duas dimensões: o dimensionamento e a composição da amostra. Na composição, foi considerado o tamanho da amostra infinita e no dimensionamento a amostragem aleatória simples. Se  $N \geq 30$ , as distribuições amostrais das diferenças das médias tem aproximadamente uma distribuição normal.

Desta forma a distribuição contínua de probabilidade, ou distribuição normal (SPIEGEL, 2004) é dada pela equação 26:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}DP} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2DP^2}} \quad \text{onde: } -\infty < x < \infty \quad (26)$$

sendo que  $\mu \equiv x_v$  é o valor verdadeiro e DP é o desvio padrão verdadeiro.

Aplicando-se a distribuição normal padrão, com a mudança de variável,  $z = x$  se a média for  $\mu = 0$  e o desvio-padrão DP = 1, equação 27 é dada por:

$$f(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{z^2}{2}}, \quad \text{com } z = K = \frac{x-\mu}{DP} \quad (27)$$

onde:  $z$  é a variável aleatória normal padronizada, calculada a partir da distribuição normal padronizada.

O tamanho da amostra para estimar o tamanho da média (WEYNE, 2004) é definido na equação 28:

$$n = \frac{z^2 \cdot DP_0^2}{(\bar{X} - \mu)^2} = \frac{z^2 \cdot DP_0^2}{d^2} \quad \text{com} \quad d = \bar{X} - \mu \quad (28)$$

Onde  $DP_0$  é a estimativa inicial do desvio padrão;  $\bar{X}$  é a média amostral;  $\mu$  é a média populacional.

Para a definição de uma amostra com tamanho praticável, o valor do nível de significância foi definido em  $\alpha=90\%$ , (definido a partir do intervalo de confiança  $((x-2DP_v) < x_v < (x+2DP_v))$ ). De acordo com valores tabelados,  $z=1,645$ , estimando-se um desvio padrão de 45 % ( $DP = 0,45$ ) e um erro amostral de  $d = 0,1$  (10 %) (WEYNE, 2004, VUOLO, 2005). Desta forma, o valor de  $n$  calculado a partir da equação 28 é de  $n = 54,9$ .

Corrigindo o valor de  $n$  para populações finitas de tamanho  $N$ , o tamanho da amostra  $n$  (equação 29) será dado por:

$$n_{\text{corrigido}} = \frac{n \cdot N}{n + N} \quad (29)$$

Como, neste trabalho, a clínica realiza, mensalmente, em média,  $N=940$  exames de mamografia por sala tem-se que  $n_{\text{corrigido}} = 52$  pacientes por sala.

Durante os experimentos para a implantação do processo de otimização, a rotina clínica foi mantida. Dois grupos de pacientes foram selecionados, e dados dos exames foram coletados a partir do PACS, como: idade, espessura de mama comprimida, dados técnicos do exame, assim como o valor de tensão, mAs, combinação alvo/filtro. O primeiro grupo de dados foi adquirido com configuração original do CAE (Grupo 1) e o segundo (Grupo 2), após os ajustes no CAE, de acordo com os parâmetros de exposição otimizados.

Para ambos os grupos, não houve distinção entre a idade do paciente, a composição ou a espessura da mama. No entanto, somente foram selecionados exames de mulheres que poderiam sugerir diferentes achados, como nódulos ou microcalcificações.

Para a determinação dos limiares de contraste nas imagens clínicas, dose e qualidade da imagem em ambas as salas, foram avaliados os exames de 293 pacientes, nas projeções CCD e CCE, totalizando 586 imagens.

O Grupo 1 é formado pelas imagens adquiridas antes dos ajustes no CAE, e o Grupo 2 é formado pelas imagens adquiridas após os ajustes do CAE. Na Sala 1 foram coletados os dados de 72 pacientes no Grupo 1 e de 71 pacientes no Grupo 2.

Identificou-se que na Sala 1, 89,8% das espessuras médias de mama encontravam-se no intervalo entre 45 e 75 mm. Desta forma a amostra foi reduzida para 70 pacientes no Grupo 1 e 67 pacientes no Grupo 2. Na Sala 2 foram coletados os dados de 78 pacientes no Grupo 1 e 72 no Grupo 2. O percentual das espessuras médias de mama que se encontravam no intervalo entre 45 e 75 mm na Sala 2 foi de 86,1%. A amostra foi então reduzida para 67 pacientes no Grupo 1 e 63 pacientes no Grupo 2.

### 3.2.9 Análise Estatística

Os valores de CNR, limiar de contraste, dose glandular média e qualidade de imagem, foram avaliados também por métodos estatísticos, com o objetivo de verificar se existe diferença estatisticamente significativa entre os resultados destas grandezas entre os Grupos 1 e 2. Para esta avaliação foi utilizado o *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) version 17.0. O método estatístico utilizado para comparação de duas amostras foi o “Teste de Student de Comparação de Médias para Dados Pareados”. O intervalo de confiança da diferença foi definido em 95%.

A média e o DP foram calculados para cada critério e o teste *t* de Student foi aplicado para comparar a qualidade de imagem do Grupo 1 e do Grupo 2, separadamente para as espessuras da mama 45 e 53 mm, e 60 e 75 mm. As espessuras foram agrupadas com o objetivo de minimizar o impacto das variações de dados que interferissem nos resultados entre as amostras dos Grupos 1 e 2, bem como das espessuras das mamas selecionadas para o estudo.

Com o objetivo de quantificar a chance do que foi observado ou resultados mais extremos, sob a hipótese de igualdade dos grupos, a probabilidade de significância (*p*) onde  $p \leq 0,05$  indica que existem diferenças significativas entre os grupos comparados.

A classificação do grupo de espessuras a que cada mama pertencia foi realizada com base nos valores médios nas incidências crânio caudal direita (CCD) e crânio caudal esquerda (CCE).

### 3.2.10 Avaliação da qualidade da imagem nas imagens clínicas

Com o resultado da dose recebida por mamas reais e não homogêneas, a qualidade da imagem pode não ser facilmente prevista a partir de medições de quantidades físicas como SDNR ou DGM (IAEA, 2011). Desta forma, o impacto do processo de otimização foi avaliado também a partir de análises das imagens clínicas das pacientes.

Três radiologistas especialistas em mamografia avaliaram, de forma independente, a imagem nas incidências crânio caudal direita (CCD) e crânio caudal esquerda (CCE), os exames dos pacientes do Grupo 1 e do Grupo 2 de acordo com os critérios estabelecidos em Ongeval *et al.*, 2008 e EUREF 2010. As análises foram realizadas utilizando-se os monitores para laudo.

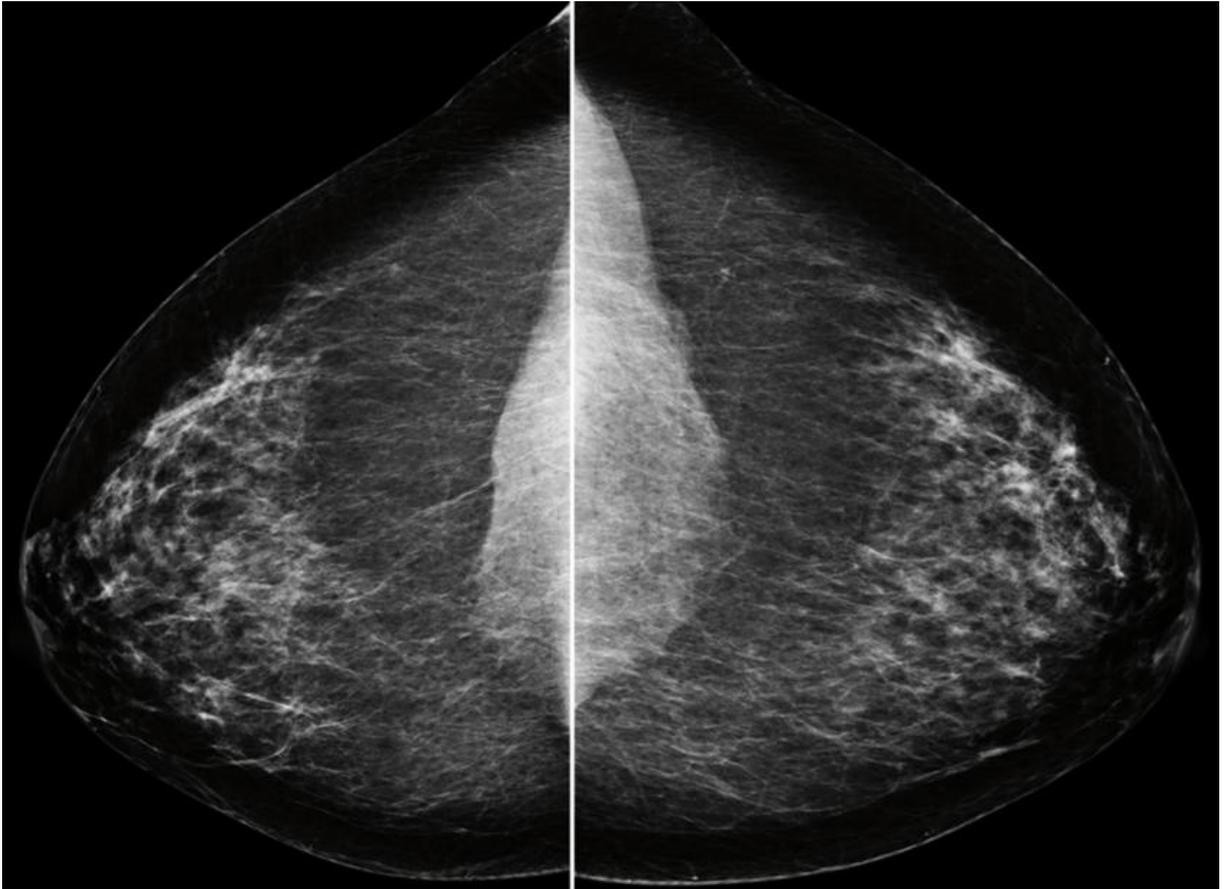
Os radiologistas consideraram os 12 critérios de qualidade de imagem para a mamografia digital, apresentados na tabela 5, e que envolvem questões sobre estruturas anatômicas, ruído e contraste em áreas de valores de *pixels* altos ou baixos, sobre nitidez e contraste da imagem.

**Tabela 5-** Critérios de qualidade da imagem, pontuação 1 = cumprido, pontuação 0 = não cumprido. Fonte: (ONGEVAL *et al.*, 2008; EUREF, 2010).

1	Visualização da linha da pele	1 ou 0
2	Visualização das estruturas vasculares através do parênquima denso	1 ou 0
3	Nítida visualização das estruturas vasculares e fibrosas e do músculo peitoral	1 ou 0
4	Nítida reprodução das estruturas da pele ao longo do músculo peitoral	1 ou 0
5	Visualização dos ligamentos de Coopers e estruturas vasculares nas áreas claras	1 ou 0
6	Visualização dos ligamentos de Coopers e estruturas vasculares nas áreas escuras	1 ou 0
7	Áreas claras sem ruído perturbante (pseudomicrocalcificações devido a ruído)	1 ou 0
8	Áreas escuras sem ruído perturbante (pseudomicrocalcificações devido a ruído)	1 ou 0
9	Contraste suficiente nas áreas claras	1 ou 0
10	Contraste suficiente nas áreas escuras	1 ou 0
11	O tecido glandular é claro	1 ou 0
12	O fundo é escuro	1 ou 0

Para cada parâmetro, eles poderiam escolher '1' para o critério cumprido e '0' o não cumprido. Os radiologistas também poderiam comentar sobre a presença de artefatos nas imagens e utilizar a variação dos níveis de janelas de contraste e uso de ferramentas de ampliação.

A figura 23 apresenta as incidências CCD e CCE de um exame de mamografia onde os critérios de posicionamento são cumpridos, permitindo a visualização das estruturas de interesse e identificação dos 12 critérios definidos na tabela 5.



**Figura 23-** Incidências CCD e CCE de um exame adequadamente posicionado: visualização adequada do parênquima, gordura retromamária e o músculo peitoral. Fonte INCA, 2012.

### 3.2.11 Dose Glandular Média (DGM)

A avaliação da DGM foi realizada neste trabalho em duas etapas distintas, ou seja, na determinação das DGM para as técnicas de exposição obtidas com o uso do CAE para a

determinação do CNR alvo e limiares de contraste; na determinação da DGM das mamas comprimidas dos exames das pacientes selecionadas nos Grupos 1 e 2.

Todos os dados extraídos do PACs foram anotados, ou seja, tensão (kV), mAs, e as combinações alvo/filtro empregadas no exame. Tais dados foram utilizados para determinar os valores de  $K_i$  e DGM para cada uma das incidências CCD e CCE.

#### *Determinação da Camada Semirredutora (CSR)*

A determinação da CSR tem por objetivo verificar a qualidade do feixe de raios X. A CSR é a espessura de um determinado material necessária para reduzir a intensidade do feixe de radiação à metade do seu valor inicial. A determinação da CSR foi realizada com feixe colimado para minimizar a influência da radiação espalhada. A sonda do dosímetro PTW DIADOS foi posicionada sobre o simulador de PMMA de 40 mm de espessura, pois o sensor de estado sólido é aberto apenas na parte superior central, como mostrado na figura 16(b) para não captar a radiação proveniente do retroespalhamento.

O centro do detector foi posicionado a 40 mm distante da borda da parede torácica e centrado lateralmente na superfície da bandeja de suporte da mama. A bandeja de compressão do mamógrafo foi posicionada na saída do tubo de raios X, e utilizada como suporte para placas de Al com espessuras de 0,1 mm utilizadas como atenuadores da radiação de saída. A CSR foi determinada nos intervalos entre 25 e 34 de tensão e foi selecionado o valor de 10 mAs para a carga aplicada ao tubo, reproduzindo as condições clínicas para seleção do alvo e do filtro. Foram realizadas três exposições para se estabelecer a reprodutibilidade sem os atenuadores de Al e as leituras do dosímetro foram registradas. As exposições foram repetidas, acrescentando-se placas de alumínio de 0,1 mm até 0,6 mm de espessura. A espessura total dos atenuadores foi selecionada tal que seu valor ultrapassasse a CSR esperada, ou seja, metade do valor da leitura sem atenuadores. A CSR do feixe foi determinada graficamente por interpolação dos valores medidos para várias espessuras do atenuador.

A tabela 6 apresenta os valores típicos de CSR para diversos tipos de espectro de raios X em equipamentos de mamografia.

**Tabela 6-**Valores típicos de CSR para diferentes tensões e combinações alvo/ filtros.

Tensão (kV)	CSR (mm Al)			
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Rh
25	0,33± 0,02	0,40±0,02	0,38±0,02	0,52±0,02
28	0,36±0,02	0,42±0,02	0,43±0,02	0,54±0,02
31	0,39±0,02	0,44 ±0,02	0,48±0,02	0,56±0,02

Fonte: DANCE *et al.*, (2000a); *European Guidelines (2006)*

*Medida do Rendimento do Tubo de Raios X no Ponto de Referência para combinações Alvo/Filtro, Tensões do Tubo (kV) e Cargas Aplicadas (mAs)*

Para a filtração selecionada, o rendimento do tubo de raios X é medido por um conjunto representativo de tensões do tubo e as cargas de tubos que adequadamente fornecem amostras dos parâmetros de exposição utilizados em pacientes.

A calibração do dispositivo de indicação da espessura da mama foi verificada antes que o processo de coleta das imagens em cada um dos grupos fosse realizado. Entretanto, nenhuma correção foi necessária, pois o dispositivo registrava adequadamente as espessuras de cada mama submetida ao exame e o rendimento do tubo de raios X e a DGM puderam ser avaliados.

O rendimento do tubo de raios X foi medido com o dosímetro, diagnóstico PTW DIADOS E, com a bandeja de compressão da mama instalada. O ponto de referência da medida do  $K_i$  pelo dosímetro é 40 mm acima do suporte da mama, a 40 mm da borda da parede torácica e centralizado lateralmente. A medida foi feita para todos os valores de tensão que abrangessem toda a faixa utilizada para radiografar as pacientes para cada combinação alvo/filtro, com valores de 50 e 100 mAs.

As etapas abaixo, descritas na sequência de 1 a 6 descrevem o procedimento para a determinação do rendimento do tubo de raios X, de acordo com a IAEA, (2007) e COUTINHO (2009).

- 1) O mamógrafo foi posicionado para a Incidência Craniocaudal; e para cada combinação alvo-filtro usada nos exames, foram selecionados valores de tensão para a medida do rendimento que abrangessem toda a faixa utilizada para radiografar as pacientes;

- 2) O centro do detector foi posicionado no ponto de referência para a medida e foi selecionado o modo de exposição manual;
- 3) Foi selecionada a combinação alvo/filtro, como identificada no passo 1;
- 4) Foi selecionado um dos valores de tensão escolhidos no passo 1 para a combinação alvo/filtro selecionada no passo 3. Após a exposição, a leitura do dosímetro (L) foi registrada;
- 5) Foram feitas mais duas exposições e registradas as leituras do dosímetro;
- 6) Os passos 4 e 5 foram repetidos para cada valor escolhido de tensão e para cada combinação alvo/filtro selecionada.

A partir das médias das 3 exposições, o valor médio de L foi determinado no ponto de referência, e o rendimento do tubo calculado a partir da equação 30:

$$R = \bar{L} \cdot N_{k.Q_0} \cdot k_Q \cdot k_{TP} / mAs \quad (\text{mGy/mAs}) \quad (30)$$

onde  $k_{TP}$  é o fator de correção para as condições normais de temperatura e pressão, neste caso, foi considerado igual a 1, pois o dosímetro PTD DIADOS E possui detectores semicondutores e independe desses fatores. O coeficiente de calibração do detector, dado por  $N_{k.Q_0}$  e  $k_Q$ , é o fator que corrige as dependências da resposta do dosímetro da qualidade de calibração,  $Q_0$ , para a qualidade  $Q$ , do feixe de raios X que está sendo usado, sendo que esta qualidade é indicada pelo valor da CSR.

A partir destes resultados de R, medidos no ponto de referência e com a aplicação da lei do inverso do quadrado da distância, os valores de R, e conseqüentemente da DGM podem ser obtidos para qualquer ponto de referência, ou espessura de mama, utilizando-se os valores apropriados de CSR.

#### *Determinação da Dose Glandular Média (DGM)*

A DGM foi avaliada a partir do rendimento do tubo de raios X. Devido à dificuldade em estimar a DGM diretamente na mama, é usual empregar fatores de conversão que relacionam  $K_i$  à dose. A dose na mama varia amplamente com a composição mamária e a espessura, assim como com a escolha do equipamento e a técnica de exposição. Os fatores de conversão para estimar a DGM na mama da medição do  $K_i$  podem ser expressos unicamente

em função do valor da CSR para uma escala de espectros de raios X dos alvos de Mo, Rh e de W (DANCE *et al.*, 2000a).

A DGM foi calculada para cada técnica radiográfica, obtidas para os simuladores ou a partir da reprodução dos fatores de exposição das pacientes a partir dos valores de  $K_i$  e dos valores tabelados para os coeficientes de conversão (tabelas 6, 7 e 8), considerando-se o valor da CSR e da espessura de PMMA de acordo com a equação 31.

$$DGM = K_i g c s \quad (31)$$

onde  $K_i$  é o kerma incidente no ar (sem retroespalhamento) medido na superfície da placa de PMMA com um dosímetro calibrado e específico para mamografia. O fator  $g$  converte o  $K_i$  na DGM para mama de 50% de glandularidade (depende da CSR e da espessura da mama); o fator  $c$  promove a correção para mamas com glandularidades diferentes de 50% (mamas típicas da faixa etária entre 50 e 64 anos, depende da CSR, espessura e glandularidade da mama), e o fator  $s$  corrige o cálculo da dose glandular média em função da combinação alvo/filtro. Os valores de  $K_i$  foram determinados a partir da equação 32:

$$K_i = K_{ref} \cdot \left( \frac{x_{ref}}{x_{real}} \right)^2 \cdot mAs \quad (32)$$

sendo  $K_{ref}$  o valor de *kerma* medido pelo dosímetro na posição de referência, que neste trabalho foi de 61 cm (o dosímetro foi posicionado sobre a placa de 40 mm de PMMA);  $x_{ref}$  corresponde ao ponto de medida do  $K_{ref}$  e  $x_{real}$  é a espessura real que está sendo avaliada corrigida para cada mAs. Correções de exposição em relação às técnicas manuais e automáticas foram feitas para o cálculo da DGM clínica.

Apresentado na tabela 7, para uma determinada faixa de CSR, o fator  $g$  corresponde a uma mama com glandularidade de 50%.

**Tabela 7-** Valores *g* em função da CSR para diversas espessuras de PMMA.

Espessura PMMA (mm)	Espessura equivalente de tecido mamário (mm)	Fator <i>g</i> (mGy/mGy)							
		CSR (mm Al)							
		0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	0,329	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585
30	32	0,222	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448
40	45	0,155	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
45	53	0,130	0,155	0,177	0,198	0,220	0,245	0,272	0,295
50	60	0,112	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
60	75	0,088	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210
70	90	-	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172
80	103	-	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149

Fonte: DANCE *et al.*, (2000a); *European Guidelines* (2006)

O fator *c* apresentado na tabela 8 introduz uma correção para mamas de glandularidade diferente de 50%, aqui apresentado para mamas típicas da faixa etária entre 50 e 64 anos.

**Tabela 8-** Fatores *c* para simulação da mama com PMMA.

Espes-sura PMMA (mm)	Espessura equivalente de tecido mamário (mm)	Glandulari-dade equivalente de mama	Fator <i>c</i>						
			CSR (mm Al)						
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	97	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921
30	32	67	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953
40	45	41	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034
45	53	29	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088
50	60	20	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134
60	75	9	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207
70	90	4	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249
80	103	3	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262

Fonte: DANCE *et al.*, (2000a); *European Guidelines* (2006)

Na tabela 9, são apresentados os valores de *s*. Este fator corrige o cálculo da dose glandular média em função da combinação alvo/filtro, selecionada para a exposição.

**Tabela 9-** Valores de  $s$  para os espectros usados clinicamente em mamografia digital.

Fator	Combinação Alvo / Filtro					
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	Rh/Al	W/Rh	W/Al
$s$	1,000	1,017	1,061	1,044	1,042	1,050

Fonte: DANCE *et al.*, (2000a); *European Guidelines* (2006)

A tabela 10 apresenta os limites de referência da DGM denominados aceitáveis e alcançáveis, por espessura de PMMA, definidos no *European Guidelines* (2006).

Estes limites foram utilizados como referência para a seleção dos parâmetros de exposição para a definição do valor da CNR alvo no procedimento de otimização da qualidade da imagem neste trabalho.

**Tabela 10-** DGM definida por espessura de PMMA e equivalente em tecido mamário.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura equivalente de tecido mamário (mm)	Valores limites (mGy)	
		aceitável	alcançável
20	21	< 1,0	< 0,6
30	32	< 1,5	< 1,0
40	45	< 2,0	< 1,6
45	53	< 2,5	< 2,0
50	60	< 3,0	< 2,4
60	75	< 4,5	< 3,6
70	90	< 6,5	< 5,1

Fonte: *European Guidelines* (2006)

No formalismo da teoria dos erros, o valor verdadeiro de uma grandeza é considerado desconhecido, sendo que o melhor valor e a respectiva incerteza só podem ser obtidos e interpretados em termos de probabilidade (VUOLO, 2005).

O cálculo da DGM de pacientes envolve a determinação de inúmeros parâmetros, havendo incertezas associadas na determinação de cada um deles. Dentre os fatores temos os tipos de detectores avaliados e também aqueles utilizados nas leituras, a precisão da leitura, a incerteza na posição de medição, a precisão de indicação da carga aplicada ao tubo de raios X,

a incerteza nos coeficiente de conversão, devido as incertezas de medição na CSR, e as incertezas na determinação da espessura da mama, dentre outras.

No Guia Europeu de Dosimetria (IAEA, 2007), são definidos os fatores que contribuem para a medida de incerteza na estimativa da dose glandular média da mama, usando um fantoma de 45 mm de espessura e um dosímetro para radiodiagnóstico. Vários componentes de uma medição contribuem para a incerteza, sendo que podem ser agrupados em duas categorias, de acordo com o método utilizado para estimar seu valor numérico: a incerteza tipo A para os componentes que são avaliados com o auxílio de métodos estatísticos e a incerteza tipo B, para aqueles que são avaliados por outros métodos. O Guia Europeu apresenta também exemplos de incertezas padrão, decorrentes de cada contribuição, sua combinação quadrática e o valor da incerteza expandida ( $k=2$ ). Para dosímetros de radiodiagnóstico, a incerteza relativa expandida da medida está entre 8% e 14%, dependendo do cenário selecionado.

Os fatores que contribuem para a medida da incerteza na determinação da DGM para pacientes são apresentados na tabela 11 (IAEA 2007).

De acordo com a tabela 11, as incertezas na determinação da DGM neste trabalho foram definidas: Incerteza padrão ( $k=1$ ) e incerteza padrão relativa ( $k=2$ ) (COUTINHO, 2009).

**Tabela 11-** Fontes de incerteza na determinação da DGM

Fonte da incerteza	Incerteza ( $k=1$ ) (%)
Cenário de medida	6,3
Precisão da leitura <sup>a</sup>	0,6
Incerteza na posição de medida <sup>b</sup>	0,4
Precisão na indicação da carga no tubo	1,0
Incerteza no coeficiente de conversão devido à incerteza de 3% na medida de HVL	1,7
Incerteza no coeficiente de conversão devido à incerteza na espessura de mama de 5 mm <sup>c</sup>	6,4
Incerteza padrão combinada relativa para um único paciente ( $k=1$ )	9,2
Incerteza expandida relativa para um único paciente ( $k=2$ )	18,4

(a) desvio padrão da média de três leituras

(b) corresponde a  $\pm 2$  mm da distância foco-superfície de 600 mm

(c) o erro inclui uma correção pela lei do inverso do quadrado da distância.

Neste trabalho, para a incerteza tipo A é considerado o desvio padrão da média na DGM para cada grupo de espessura de mama.

A determinação do tamanho da amostra adequada para a avaliação também reduz a propagação da incertezas. No caso da avaliação dos valores da DGM clínica, o tamanho da amostra foi dobrado, pela a análise dos valores de dose das incidências CCD e CCE.

A análise do valor de  $p$ , no Teste de Student de Comparação de Médias para Dados Pareados também fornece informações auxiliares importantes quanto às incertezas medidas.

O valor da incerteza expandida relativa para o dosímetro utilizado foi de 18,4%, de acordo com a tabela 11 (COUTINHO, 2009).

### 3.2.12 Controle de Qualidade nos monitores de laudo

A iluminação do ambiente onde o monitor está inserido possui influência direta sobre a qualidade da imagem, portanto, sua avaliação é de extrema importância. Devido ao fenômeno de reflexão na tela do monitor, sob iluminação excessiva, a imagem pode ser exibida com artefatos ou contraste reduzido. A avaliação da iluminação ambiente foi realizada antes de se iniciar o teste de aceitação e assim mantida (AAPM, 2005).

As fontes de luz do ambiente foram acionadas, de acordo com a rotina diária do ambiente (inclusive os negatoscópios e outros monitores). Manteve-se desligado o monitor a ser avaliado. Com o fotômetro posicionado no centro do monitor, porém com a face do detector voltada para o exterior, foi efetuada a medida da iluminação ambiente.

Não existe ainda uma definição de um valor limite para a iluminação ambiente. Sabe-se que uma iluminação excessiva exerce grande influência no contraste da imagem, porém, a definição desse limite depende da luminância mínima e das características de reflexão do monitor. O *European Guidelines* (2006) recomenda que a iluminação ambiente seja estabelecida em valores inferiores a 10 lux.

Antes de iniciar os testes, a localização dos monitores foi verificada e, quando necessário, ajustes apropriados foram realizados. São feitas as seguintes considerações:

- 1) os monitores devem sempre estar posicionados de modo a minimizar a reflexão especular de fontes de luz diretas, como luzes de teto, negatoscópios, ou lâmpadas

cirúrgicas. A partir da orientação comumente utilizada para a avaliação da imagem, com o monitor desligado, não devem ser observadas reflexões de fontes diretas;

- 2) os monitores não devem estar localizados em áreas de forte campo magnético, por exemplo, nos arredores de equipamentos de ressonância magnética, salvo devidamente blindados;
- 3) devem ser posicionados ergonomicamente, com o centro da tela ligeiramente abaixo do nível dos olhos para evitar tensão no pescoço e costas durante a avaliação.

Os monitores foram ligados aproximadamente 30 min antes da avaliação, para estabilização dos circuitos eletrônicos, conforme recomenda o fabricante.

Como os monitores EIZO são equipados com programa de autocalibração para conformidade com o padrão DICOM Função de Apresentação da Escala de Cinza Padrão (GSDF), utilizando o *software* RadiCS, o procedimento de calibração foi executado antes do início dos testes. Além disso, uma avaliação da funcionalidade geral do sistema foi verificada pela breve visualização do padrão TG18-QC, figura 23, observando a distinção dos 16 níveis de luminância, a linearidade da escala de cinzas nas barras laterais, além da ausência de artefatos grosseiros como distorção e borrosidade de bordas ou tremores.

Cabe ressaltar que nas imagens dos padrões, não será possível representar, de forma fidedigna, todas as estruturas contidas nos mesmos, devido limitações do método de visualização. Nestes padrões, as variações de contraste ou de resolução espacial ocorrem em intervalos de *pixel* ou de frequências em que não é possível reproduzir fora dos sistemas de visualização projetados para imagens médicas.

#### *Avaliação dos padrões*

Com base na revisão das principais referências internacionais, a metodologia aplicada utilizou as imagens padrão *Task Group* 18 (TG18), disponíveis no menu de controle de qualidade dos monitores.

Os padrões foram centralizados na área ativa do monitor, sendo possível visualizar suas bordas. Qualquer ajuste de tamanho deve ser feito antes de desenvolver a medição de luminância. Os padrões de avaliação visual foram avaliados a uma distância de 30 cm.

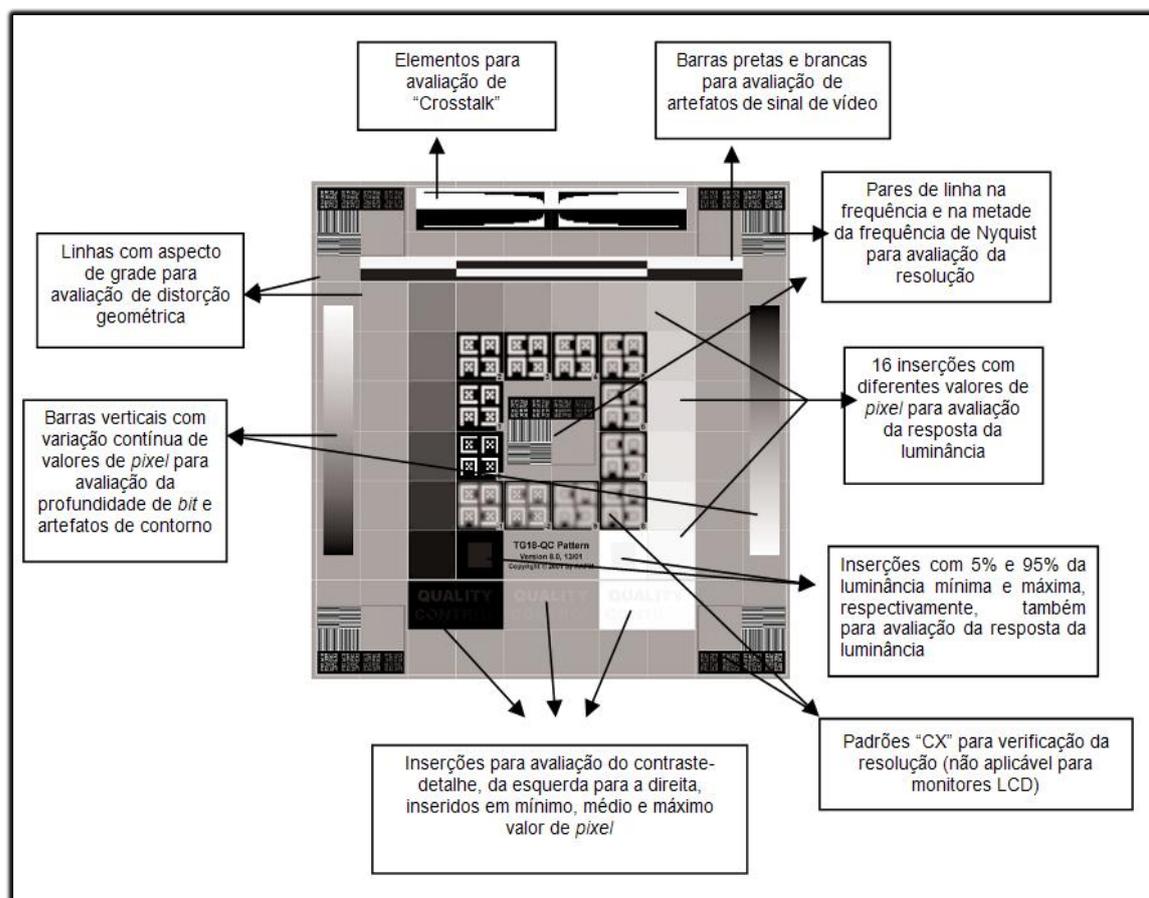
Os padrões em formato DICOM foram visualizados com largura (WW) e nível de janela (WL) configurada para abranger uma escala de valores de *pixel* desde 0 a 4095 (WW=4096 e WL=2048), exceto para os padrões TG18-PQC, TG18-LN e TG18-AFC, nos quais

esses valores foram:  $WW=4080$  e  $WL=2040$ . Para os padrões de 8-bit, a escala de valores de *pixel* deve ser de 0 a 255, o que implica em  $WW=256$  e  $WL=128$ .

Para a avaliação é preferível que os padrões sejam visualizados utilizando as configurações de exibição utilizadas clinicamente. Além disso, nenhuma função de processamento especial foi aplicada.

### *Padrão de Múltiplos Propósitos*

Esse padrão, o TG18-QC, figura 24, permite a avaliação da qualidade geral da imagem quanto à presença de artefatos, distorção geométrica, resolução espacial, luminância, contraste-detalhe, reflexão e ruído. Na figura 24 é identificado cada elemento de análise. Para identificação dos elementos do teste no padrão TG18-QC, foram observadas as configurações mostradas na figura 24:



**Figura 24-** Imagem do teste TG18-QC, com identificação de cada um de seus elementos.

- 1) Observou-se a aparência geral da imagem, observando se haviam artefatos, distorção geométrica, sombreamento, principalmente nas transições das barras preto e branco.
- 2) Avaliou-se se é possível visualizar nitidamente as inserções contendo 5% e 95% da luminância mínima e máxima.
- 3) Observou-se se há linearidade nos tons de cinza das 16 inserções para avaliação da resposta da luminância, e no interior de cada uma delas, verificar se é possível visualizar quadrados menores de baixo contraste nos cantos, com e sem iluminação ambiente.
- 4) A linearidade no tom de cinza das barras para verificação da profundidade de *bit* também foi observada.
- 5) Anotou-se até qual letra da inserção “*Quality Control*” foi possível visualizar em cada região (mínimo, médio e máximo valor de *pixel*) e comparou-se com o resultado obtido no teste de aceitação.
- 6) Observou-se a aparência das linhas inseridas na frequência e na metade da frequência de *Nyquist* (no centro e nos quatro cantos do padrão).

A imagem não deve apresentar qualquer tipo de artefato como pontos brilhantes, pontos escuros, riscos, sombras ou não e uniformidade. Para verificar se não há artefato de “*Cross Talk*”, os elementos presentes devem aparecer contínuos e sem sombras. As bordas e as linhas que dão um aspecto de grade ao padrão não devem apresentar distorção geométrica. As inserções com 5% e 95% da luminância mínima e máxima, respectivamente, devem estar nítidas. As 16 inserções para avaliação da resposta da luminância devem estar distintas, exibindo linearidade entre os tons de cinza. No interior de cada uma dessas inserções devem ser visualizados 4 quadrados menores de baixo contraste, um em cada canto, com ou sem iluminação ambiente. As letras da inserção “*Quality Control*” devem estar visíveis com contraste decrescente nas regiões de mínimo, médio e máximo valor de *pixel*. Além disso, a visibilidade das letras deve ser comparada com a do teste de aceitação, a fim de rastrear alguma degradação no contraste. As linhas na frequência e na metade da frequência de *Nyquist* devem estar distintas umas das outras. Para verificar visualmente se a profundidade de *bit* está adequada, a escala de cinza das barras verticais, nos lados direito e esquerdo do padrão, deve apresentar linearidade. As transições pretas e brancas, que permitem identificar artefatos de vídeo, devem estar retilíneas, uniformes, de mesmo tamanho e sem sombras. Caso o contraste da imagem esteja insatisfatório, recomenda-se diminuir a iluminação ambiente. No entanto, a mesma configuração de iluminação deve ser adotada durante a rotina clínica. A

aparência desse teste também é influenciada pelo mapeamento dos valores de *pixel* para luminância.

### *Luminância*

A luminância consiste na luz produzida pelo dispositivo de exibição que varia entre  $L_{\min}$  e  $L_{\max}$ , juntamente com uma contribuição fixa da reflexão difusa da iluminação ambiente,  $L_{\text{amb}}$ . O termo razão de luminância, é utilizado para caracterizar um dispositivo de exibição e refere-se, especificamente, à razão entre a luminância máxima e mínima na presença da componente luminância ambiente, mostrado na equação 33.

$$L_{\max}' / L_{\min}' \quad (33)$$

onde  $L_{\max}'$  é definido pela equação 34 e  $L_{\min}'$  pela equação 35

$$L_{\max}' = L_{\max} + L_{\text{amb}} \quad (34) \quad \text{e} \quad L_{\min}' = L_{\min} + L_{\text{amb}} \quad (35)$$

Devido ao sistema visual humano se adaptar às configurações de brilho, dois dispositivos de exibição podem ter aparência similar com diferentes valores de  $L_{\max}$ , enquanto a razão de luminância,  $L_{\max}' / L_{\min}'$  é a mesma.

A execução deste teste é útil para avaliar a escala de luminância e a resposta do contraste exibidas pelo monitor, o que, por sua vez, indicará a conformidade com o padrão DICOM GSDF. O padrão GSDF é definido como uma tabela de valores de luminâncias de modo que a mudança de luminância entre quaisquer dois valores sequenciais corresponda a diferença de luminância pico a pico ( $\Delta L/L$ ). Os valores indexados das séries de luminâncias são chamados de JND, (*Just Noticeable Difference* - Menor Diferença Detectável) (AAPM, 2005). Seguindo a configuração recomendada pelo documento DICOM 3.14 (NEMA, 2000), a série do padrão TG18-LN, é composta por 18 imagens (padrões), cada uma consistindo de uma região central com certo valor de *pixel* que varia entre elas, ocupando 10% da área total da imagem. A área restante possui valor de *pixel* de fundo uniforme e igual a 20% do valor máximo de *pixel*. Em uma série, a diferença entre o valor de *pixel* da região central de um

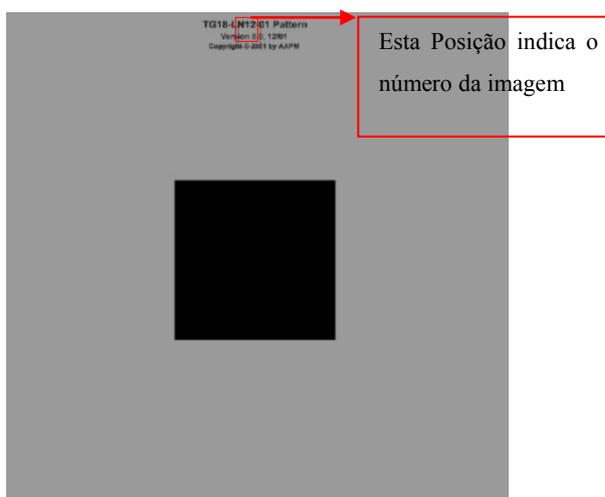
padrão e de seu subsequente é a mesma, sendo, portanto, a variação do valor de *pixel* igualmente espaçada dentro de uma série. Cada padrão é designado por TG18-LNx-y, onde x é a profundidade de *bit* da série exibida e y é o número da imagem dentro da série, por exemplo, TG18-LN12-01 significa ser a imagem 1 de uma série de 12 *bits* (figura 25).

- 1) A iluminação ambiente foi reduzida aos menores níveis possíveis;
- 2) Posicionou-se o fotômetro EIZO na região central, de acordo com a figura 25, e a medida da luminância lida pelo fotômetro foi registrada;
- 3) O software RadiCS alterou automaticamente a imagem para cada uma das 18 imagens do padrão;
- 4) Após a realização das medições, desligou-se o monitor e foi restabelecida a iluminação local conforme utilizada no ambiente clínico (inclusive negatoscópios e outros monitores).

A resposta do contraste obtido deve estar no intervalo de  $\pm 10\%$  com relação ao padrão DICOM em monitores de classe primária. Já para a classe secundária, esses limites são de  $\pm 20\%$ .

O valor da razão de luminância, exibido pelo *software* deve ser maior que 250 para a classe primária e maior que 100 para a classe secundária de monitores.

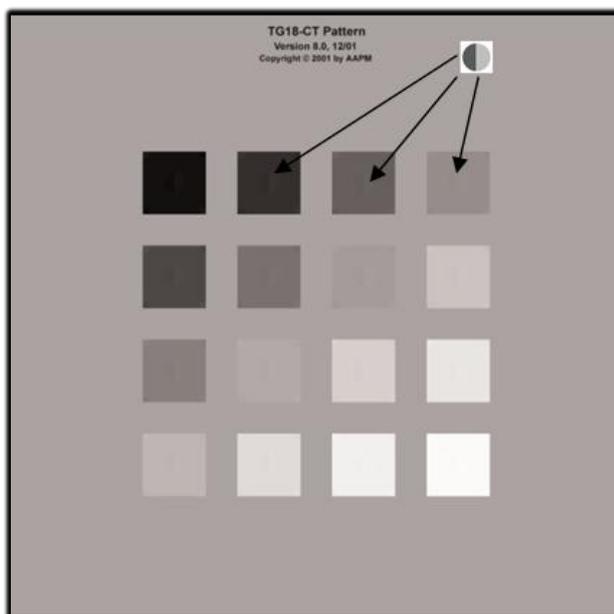
No caso de uma estação de trabalho com mais de um monitor, o  $L_{\max}$  não deve diferir mais que  $\pm 10\%$  entre eles. Os monitores avaliados pertencem à classe primária.



**Figura 25-** Imagem número 1 do Padrão TG18-LN, série com 12 bits.

*Transferência de contraste associadas com a resposta de luminância do monitor e dependência angular de visualização.*

Esse padrão foi utilizado para avaliar visualmente as características da transferência de contraste associadas com a resposta de luminância do monitor e dependência angular de visualização. O TG18-CT, figura 26, é um padrão de baixo contraste, que contém 16 regiões quadradas adjacentes com variação de luminância, inseridas em um fundo uniforme. Uma região difere-se da outra pelo acréscimo de um valor constante de *pixel*. No centro de cada região existem dois alvos de meia-lua exibindo  $\pm 2$  valores de *pixel* de diferença do fundo (é mostrado um exemplo na lateral da imagem, sabendo que o a imagem impressa não possui resolução de contraste suficiente). Além disso, nos quatro cantos de cada quadrado existem alvos menores com  $\pm 4$  valores de *pixel* de diferença para a região do fundo, assim como no padrão TG18-QC. O processo de avaliação consiste em: identificar no interior de cada uma das 16 regiões, a presença das 4 inserções de baixo contraste, nos quatro cantos, e a diferenciação dos alvos meia-lua no centro de cada região.



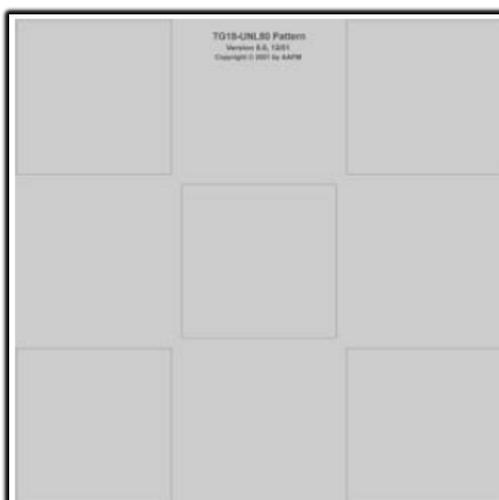
**Figura 26-** Imagem do padrão TG18-CT.

Os alvos no formato de meia-lua ao centro, assim como as 4 inserções de baixo contraste nos cantos, devem ser claramente demonstrados em todas as 16 regiões.

Visto que o padrão é visualizado em um estado de adaptação visual, é esperado que a transferência de contraste seja melhor nas regiões intermediárias do que nos extremos claro e escuro. Uma falha comum é não ser possível visualizar os alvos em uma ou duas das regiões escuras.

### *Uniformidade de luminância*

Esse teste é executado automaticamente pelo software RadiCS e permite avaliar quantitativamente a uniformidade de luminância do monitor utilizando padrão TG18-UNL80, figura 25. Após abrir a imagem TG18-UNL80, a medida da luminância foi realizada no centro e nos quatro cantos, com o fotômetro posicionado no centro de cada quadrado. Os valores foram exibidos automaticamente pelo *software* RadiCS.



**Figura 27-** Imagem do padrão TG18-UNL 80.

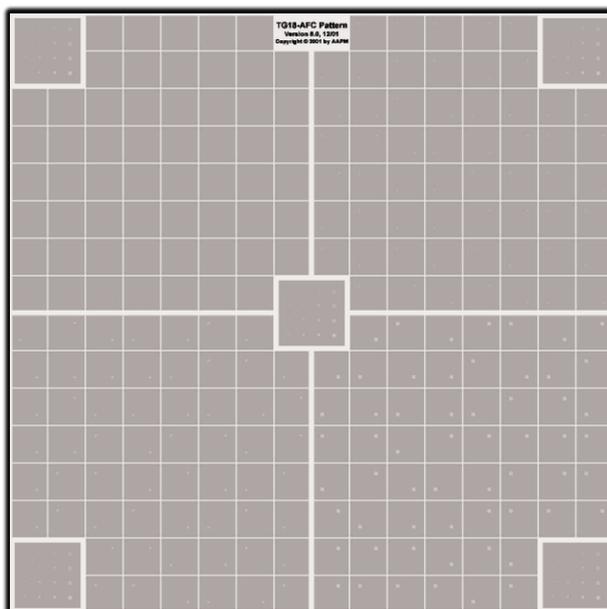
O desvio percentual para ambos os testes deve ser menor que 10% ( $(L_{\max}-L_{\min})/L_{\text{centro}} < 0.1$ ).

### *Ruído*

O método visual para avaliar o ruído espacial de um sistema de exibição é baseado no método para determinar o JND como uma função do tamanho, utilizando o padrão TG18-AFC mostrado na figura 28. Esse padrão é dividido em quatro quadrantes, cada um contendo múltiplos alvos de área quadrada. Em cada uma dessas áreas quadradas, próximo a um dos cantos, existe um pequeno alvo quadrado distribuído randomicamente com tamanhos

correspondentes a 2, 3, 4 e 6 *pixels*, conforme se avança de quadrante. A relação tamanho contraste é 20-2, 30-3, 40-4 e 60-6 para o 1º, 2º, 3º e 4º quadrante, respectivamente. Além disso, nos quatro cantos e no centro do padrão existem outras áreas quadradas maiores e iguais entre si que contém em seu interior alvos de tamanho e porcentagem de contraste variável. Foi utilizado o seguinte método de avaliação:

- 1) Exibiu-se a imagem com uma largura de janela (WW) igual a 4080 e o centro da janela (WL) igual a 2040.
- 2) A avaliação foi iniciada pelo quadrante superior esquerdo (1º), o qual contém a menor relação tamanho-contraste. Foi verificada a visibilidade dos alvos em cada quadrante e a quantidade de alvos que foi possível visibilizar nos quadrados maiores, localizados nos quatro cantos e no centro do padrão.



**Figura 28-** Imagem do padrão TG18-AFC, foram realçados brilho e contraste para evidenciar as características do padrão.

A quantidade de alvos visualizados em cada uma das áreas quadradas deve ser constante para um mesmo quadrante. Para monitores primários é aceitável que somente os alvos de menor tamanho (alvos do primeiro quadrante) não estejam visíveis. Para monitores secundários, ao menos os alvos do terceiro e quarto quadrantes devem estar visíveis. Nos quadrados maiores, localizados nos cantos e no centro do padrão, deve ser possível visualizar a mesma quantidade de alvos.

## CAPITULO 4

### RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados dos testes realizados nos equipamentos do sistema de mamografia digital, e os resultados da avaliação dos componentes do processo de otimização implementados na Sala 1 e na Sala 2.

#### 4.1 TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE NOS COMPONENTES DO SISTEMA DE MAMOGRAFIA DIGITAL

##### 4.1.1 Mamógrafos

A tabela 12 apresenta os resultados dos testes de controle de qualidade realizados nos mamógrafos das Salas 1 e 2 antes do procedimento de otimização, de modo a identificar os padrões de desempenho dos mamógrafos. Os testes foram realizados de acordo com os procedimentos e limites definidos na referência (MS 2005).

**Tabela 12-** Valores de CSR avaliados na Sala 1 e Sala 2

<b>Alvo/Filtro</b>	<b>Mo/Mo</b>	<b>Mo/Mo</b>	<b>Mo/Mo</b>	<b>Mo/Mo</b>	<b>Mo/Mo</b>
<b>kV</b>	<b>24</b>	<b>26</b>	<b>28</b>	<b>29</b>	<b>30</b>
CSR Sala 1 (mm Al)	0,33	0,36	0,38	0,39	0,40
CSR Sala 2 (mm Al)	0,33	0,35	0,38	0,39	0,39
<b>Alvo/Filtro</b>	<b>Mo/Mo</b>	<b>Mo/Mo</b>	<b>Mo/Rh</b>	<b>Mo/Rh</b>	
<b>kV</b>	<b>31</b>	<b>32</b>	<b>31</b>	<b>32</b>	
CSR Sala 1 (mm Al)	0,40	0,40	0,40	0,40	
CSR Sala 2 (mm Al)	0,40	0,41	0,40	0,41	

São apresentados na tabela 13 os resultados obtidos para os valores de CSR na Sala 1 e na Sala 2, em função do valor de tensão (kV) avaliado. Os valores da CSR foram utilizados para calcular a DGM.

Comparando os valores de CSRs da tabela 12, com os valores típicos indicados na tabela 6, verifica-se que para as técnicas de 26 kV Mo/Mo, 30 kV Mo/Mo, e 32 kV Mo/Rh, a diferença entre os valores médios das CSRs das Salas é de 2,7%. Para as demais combinações e energias, os valores da CSR estão de acordo com as recomendações. Valores de CSR abaixo daqueles recomendados podem afetar a DGM nos pacientes.

**Tabela 13-** Resumo dos testes de controle de qualidade: Salas 1 e Sala 2 antes do procedimento de otimização.

Teste	Resultado da Sala 1	Resultado da Sala 2	Limites de Tolerância
Exatidão da tensão (%)	Desvio máximo: 1,2%	Desvio máximo: 1,4%	±5%
Reprodutibilidade tensão	Desvio máximo: 0,04	Desvio máximo: 0,04	≤0,20
Rendimento do tubo de raios X (mGy.m /mA.min)	3,0	2,9	2,4 e 4,8
Reprodutibilidade do CAE (%)	7,4	7,3	>10%
Desempenho do CAE (%)	7,4	7,2	>10%
Linearidade da taxa de kerma no ar	12,0	2,0	±20%
Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar	3,0	2,0	±10%
Força de Compressão (kgf)	12,5	12,0	11 - 18
Coincidência do Sistema de Colimação	0,0%DFD	0,1% DFD	< 2,0% da DFD

É importante destacar que não é possível detectar, por meio dos valores de CSR, alterações importantes no espectro de energias dos feixes de raios X entre as duas salas, e que venham comprometer o padrão de qualidade da imagem.

#### 4.1.2 Sistema de Digitalização da Imagem

##### *Avaliação das IPs*

No teste de homogeneidade dos detectores de referência, o desvio máximo encontrado no valor de *pixel* foi de 4,5%, na IP 9, e de 2,3% na IP 10.

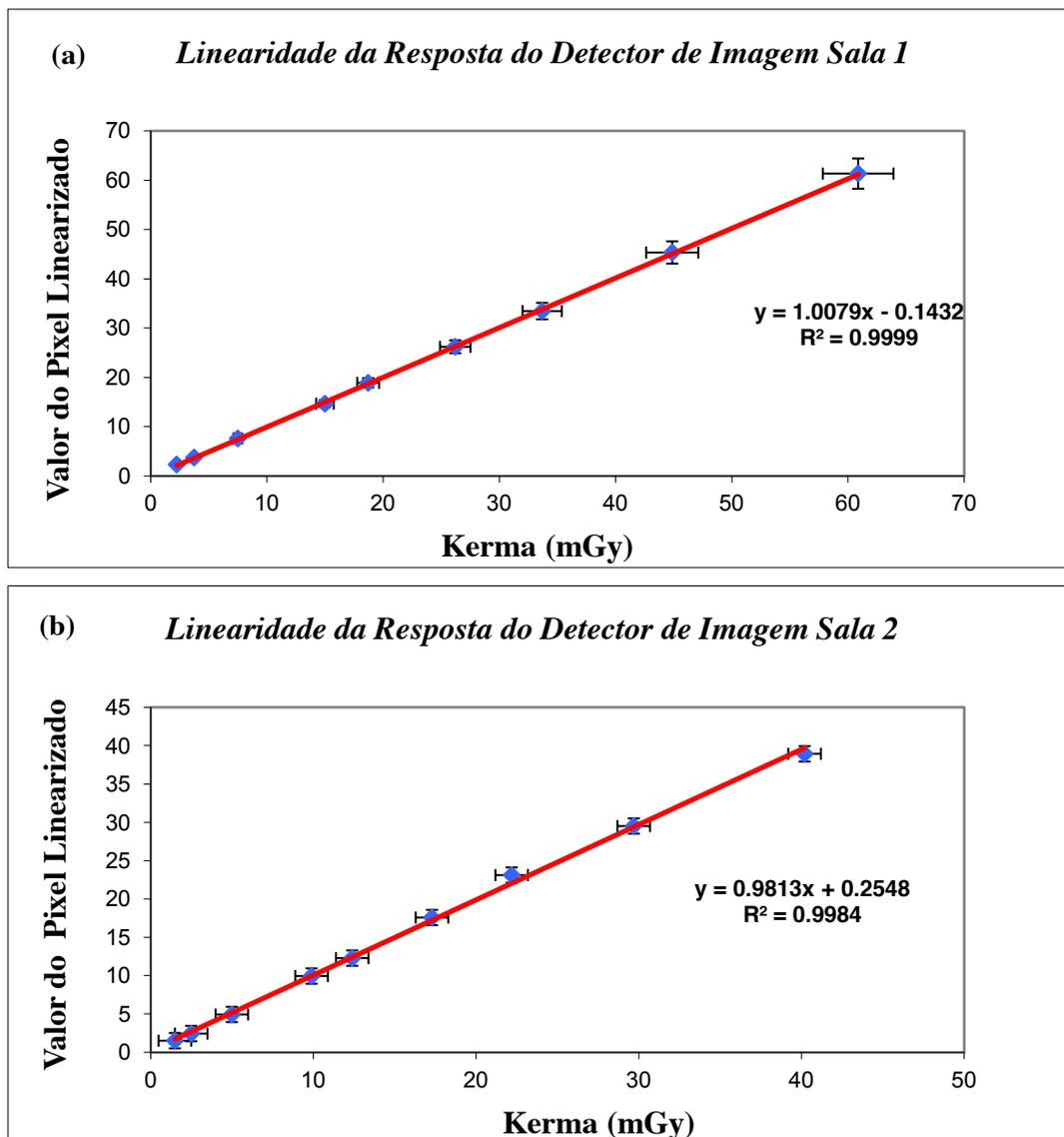
Na avaliação da homogeneidade entre as 18 IPs, a variação encontrada no valor médio do *pixel* ocorreu entre 4,3% e -2,0%, sendo menor, portanto que o limite de tolerância de  $\pm 10\%$ . A variação da SNR entre as 18 IPs ficou compreendida no intervalo de -5,5% e 3,2%. O resultado da avaliação é satisfatório, porque garante que a avaliação da qualidade da imagem clínica não será comprometida pelo desempenho dos detectores com respostas muito discrepantes entre si. A variação máxima aceitável entre as IPs seria de  $\pm 15\%$ . Os valores obtidos mostram resposta dos detectores dentro dos limites de tolerância, permitindo qualquer permutação entre os conjuntos.

Os resultados dos testes de conformidade mostram que o exame não terá sua qualidade alterada qualquer que seja o conjunto utilizado, pois todos apresentam padrão de desempenho adequado para todos os parâmetros avaliados.

##### *Linearidade da resposta do detector*

A figura 29 apresenta a resposta da linearidade do detector para valores dos *pixels* linearizados (equação 10 a 13 item 3.2.2). Os valores de *pixels* foram obtidos no teste de linearidade, os quais foram realizados nas Salas 1 e 2. As imagens foram salvas no MENU LINEARITY, S =120 e L=2 (L á latitude de exposição).

Os valores de  $R^2$  calculados para as Salas 1 e 2 foram de 0,9999 e 0,9984, respectivamente. Portanto, atendem aos requisitos definidos e nenhuma ação corretiva foi necessária antes da execução dos testes nos equipamentos de mamografia avaliados.



**Figura 29-** Linearidade da resposta dos detectores usados (a) Sala 1 e (b) Sala 2.

### Índice de Sensibilidade (S)

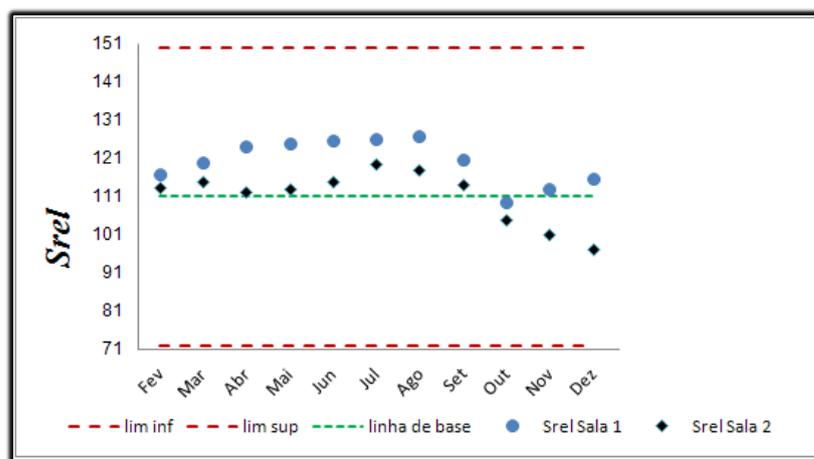
Na tabela 14 são apresentados os parâmetros técnicos utilizados para a determinação do valor do índice de sensibilidade relativa do sistema ( $S_{rel}$ ), calculado de acordo com o item 3.2.3 e equação (14). O valor de  $S_{rel}=111$  foi estabelecido como referência para o acompanhamento da estabilidade do sistema.

A figura 30 mostra resultados dos valores médios mensais de sensibilidade (S), avaliados diariamente nas Salas 1 e 2. Os valores foram obtidos após a exposição diária do simulador *I Shot M Plus*, da Fuji, de acordo com o programa de controle de qualidade recomendado pelo fabricante.

O valor de S foi validado, no período anterior e posterior ao ajuste no CAE, mostrando ser uma grandeza confiável para avaliação das técnicas de exposição na rotina clínica. Pode assim ser usado como parâmetro de referência da adequação dos fatores técnicos de exposição em função do posicionamento da fotocélula nos exames.

**Tabela 14-** Parâmetros utilizados no cálculo da sensibilidade relativa (Srel).

Tensão (kV)	25	S <sub>rel</sub>
Alvo/Filtro	Mo/Mo	
mAs	18	
Espessura de PMMA (mm)	40	111,7 ±4,30
K <sub>i</sub> médio (mGy)	1,8±0,1	
Sensibilidade	12	



**Figura 30-** Acompanhamento dos valores de Srel durante o período de coleta de dados.

#### 4.1.3 Monitores de Laudo

A seguir, são apresentados os resultados dos testes de controle de qualidade realizados nos monitores EIZO GS 510, como descrito no item 3.2.11, os quais foram utilizados pelos médicos radiologistas para a avaliação das imagens clínicas.

### *Uniformidade*

Foram realizadas duas avaliações, com o uso da figura 27. A primeira avaliação foi realizada no mês de maio de 2010, onde os desvios de uniformidade foram: 7,2% para o monitor esquerdo e 3,2% para o monitor direito e a segunda, no mês de outubro de 2010, onde os desvios de uniformidade foram: 5,2% para o monitor esquerdo e 6,3% para o monitor direito. Durante este período foram realizadas as avaliações das imagens clínicas pelos médicos.

Os resultados mostram conformidade com o limite de  $\pm 10\%$ , de modo que o padrão de qualidade da mamografia não foi comprometido por falta de uniformidade nos monitores de laudo.

### *Luminância*

A tabela 15 apresenta os valores de luminância obtidos nas duas avaliações realizadas nos monitores durante o período de avaliação das imagens clínicas.

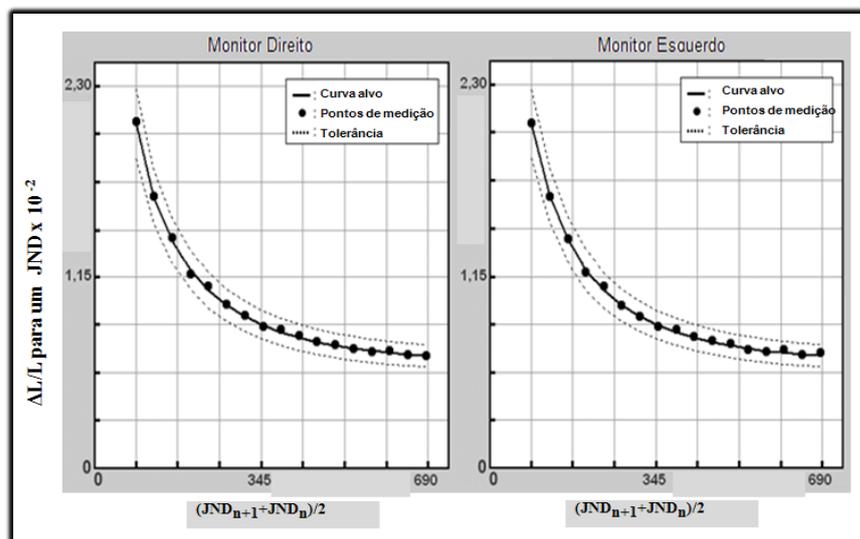
Os resultados mostram que as variações de luminância em cada monitor (Figura 25), bem como entre os monitores estão em conformidade com os valores de tolerância estabelecidos no 3.2.12.

**Tabela 15-** Luminância dos monitores de laudo.

<b>Luminância (Monitor D)</b>		
<b>Data</b>	<b>18/05/2010</b>	<b>20/10/2010</b>
<b>L'máx/L'mín</b>	567,93 > 250	557,17 > 250
<b>L'máx (cd/m<sup>2</sup>)</b>	495,72 > 170	492,46 > 170
<b>L'mín (cd/m<sup>2</sup>)</b>	0,87	0,88
<b>Delta L'mín (%)</b>	(-) 0,86 < 10	(-) 1,51 < 10
<b>Luminância (Monitor E)</b>		
<b>Data</b>	<b>18/05/2010</b>	<b>20/10/2010</b>
<b>L'máx/L'mín</b>	560,98 > 250	546,91 > 250
<b>L'máx (cd/m<sup>2</sup>)</b>	496,35 > 170	497,22 > 170
<b>L'mín (cd/m<sup>2</sup>)</b>	0,88	0,91
<b>Delta L'mín (%)</b>	(-) 0,73 < 10	(-) 0,56 < 10

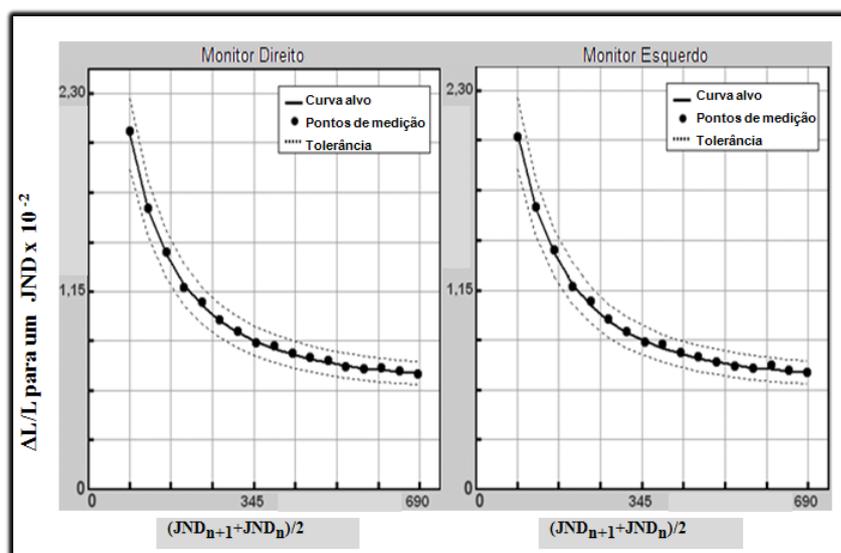
*Função de Apresentação da Escala de Cinza Padrão (GSDF)*

Na primeira avaliação dos monitores, realizada no dia 18/05/2010, foram obtidos os seguintes resultados para a GSDF, apresentados na figura 31.



**Figura 31-** Resultado do teste GSDF e realizado em 18/05/2010, fornecido pelo software EIZO RadiCS no teste de constância.

Na segunda avaliação dos monitores, realizada no dia 20/10/2010, foram obtidos os seguintes resultados para a GSDF, mostrados na figura 32.



**Figura 32-** Resultado do teste GSDF realizado em 20/10/2010, fornecido pelo software EIZO RadiCS no teste de constância.

Os resultados de ambas as avaliações realizadas mostram que tanto os valores de  $L_{\max}$  como a diferença de luminância entre os monitores não ultrapassam 10%. A resposta do padrão de contraste obtida está dentro do intervalo de  $\pm 10\%$  com relação ao padrão DICOM GSDF em todos os monitores e períodos avaliados, garantindo estabilidade no padrão da imagem exibida.

Em ambas as salas, o padrão de resposta no teste de 18/05/2010 apresenta em muitos pontos, o mesmo padrão de resposta do teste do dia 20/10/2010, demonstrando a estabilidade do sistema.

### *Padrão de Múltiplos Propósitos*

Para o padrão de múltiplos propósitos, TG18-QC (figura 24), tanto no teste de aceitação quanto de constância, foram observados artefatos na imagem e a aparência da imagem está uniforme, portanto, a qualidade geral da imagem está adequada. Os elementos de “*Cross Talk*” estão contínuos e não existe sombra ao redor deles. As bordas e linhas do padrão estão retas e igualmente espaçadas, portanto, a imagem está adequada quanto à distorção geométrica. A escala de cinza das barras verticais para verificação da profundidade de *bit* está linear em ambos os lados, portanto, a imagem está adequada com relação a profundidade de *bits*.

As inserções com 5% e com 95% do valor mínimo de *pixel* estão visíveis, portanto, a imagem está adequada em relação a objetos de baixo contraste. É possível fazer a distinção das 16 inserções para avaliação da resposta da luminância, elas exibem linearidade entre os tons de cinza. Nos quatro cantos de cada inserção, com ou sem iluminação ambiente, são visualizados quadrados menores de baixo contraste, portanto, a imagem está adequada com relação ao contraste.

Nas regiões de mínimo, médio e máximo valor de *pixel*, foi possível visualizar integralmente a palavra “*Quality Control*” e houve correspondência com a letra que foi visualizada no teste de aceitação. As barras de transição entre preto e branco aparecem contínuas, não exibem sombras e estão do mesmo tamanho, portanto, são exibidas adequadamente. Foi possível distinguir as linhas na frequência e na metade da frequência *Nyquist* uma das outras, estando a imagem adequada em relação à resolução. Portanto, para o teste com o padrão TG18-QC, todos os resultados obtidos estão em conformidade.

*Transferência de contraste associada com a resposta de luminância do monitor e dependência angular de visualização.*

Da análise da figura 26, os alvos meia-lua ao centro, assim como as 4 inserções de baixo contraste nos cantos, foram claramente demonstrados em todas as 16 regiões. A análise do padrão TG18 CT mostrou conformidade com os resultados esperados. A correlação dos resultados do teste GSDF e uniformidade são confirmadas pela avaliação do padrão TG18 CT.

#### *Ruído*

Na análise da figura 28, foram identificados todos os alvos, com a mesma quantidade de inserções nos 4 quadrantes.

## 4.2 DETERMINAÇÃO DAS CURVAS DE LIMAR DE CONTRASTE E CNR ALVO

A tabela 16 apresenta as espessuras de PMMA e de tecido mamário equivalentes e os parâmetros de exposição e os valores de CNR e DGM medidos nos experimentos realizados nas Salas 1 e 2 a partir dos itens 3.2.4 e item 3.2.5.

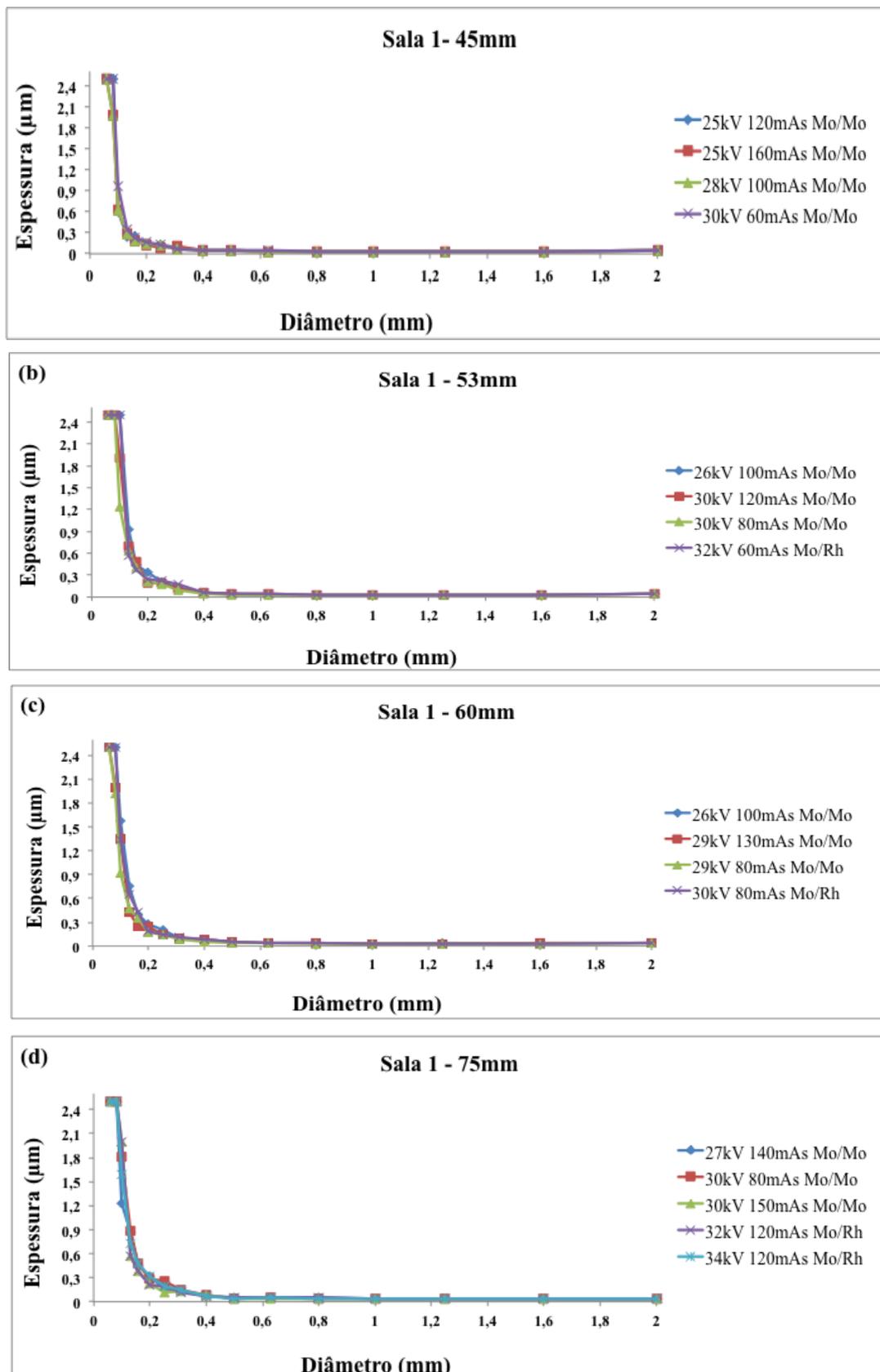
Os parâmetros de exposição utilizados para a identificação dos valores de CNR e dos limiares de contraste foram obtidos a partir da coleta de dados dos exames de pacientes no PACs. Foram selecionados parâmetros com uma faixa ampla de variação de DGM por espessura. As diferenças entre os valores de DGM entre as salas para as mesmas técnicas de exposição, deve-se à diferença de rendimento nas diferentes escalas de tensão ou combinação alvo/filtro.

Para cada conjunto de parâmetros de exposição mostrados na tabela 16, 8 imagens do CDMAM foram adquiridas (item 3.2.5). As 8 imagens foram processadas pelo *software* CDCOM, e como resultado do processamento, o CDCOM forneceu uma curva de contraste detalhe (CDC) média para cada uma das técnicas de exposição.

A figura 33 apresenta as curvas CDC resultantes da leitura pelo CDCOM das 8 imagens obtidas para cada um dos parâmetros de exposição apresentados na tabela 16 para a Sala 1, para as espessuras de mama avaliadas.

**Tabela 16-** Parâmetros de exposição utilizados para determinação dos limiares de contraste e da CNR para a Sala 1 e Sala 2.

Espessura PMMA/ Equivalente Tecido mamário (mm)	Parâmetros de Exposição (kV, mAs, alvo/filtro)	Sala 1		Sala 2		DGM Aceitável EUREF (mGy)
		CNR	DGM (mGy)	CNR	DGM (mGy)	
40/45	25 120 Mo/Mo	11,5	1,9±0,3	11,2	2,0±0,4	<2,0
40/45	25 160 Mo/Mo	12,6	2,5±1,3	12,4	2,7±0,6	<2,0
40/45	28 100 Mo/Mo	12,3	2,5±0,5	12,0	2,9±0,5	<2,0
40/45	30 60 Mo/Mo	13,6	2,6±0,5	10,4	2,2±0,4	<2,0
45/53	26 100 Mo/Mo	9,5	1,7±0,3	9,1	2,0±0,4	<2,5
45/53	30 120 Mo/Mo	11,5	3,4±0,6	10,7	3,7±0,7	<2,5
45/53	30 80 Mo/Rh	10,3	1,9±0,3	9,1	2,2±0,4	<2,5
45/53	32 60 Mo/Rh	10,0	2,5±0,3	8,7	2,8±0,3	<2,5
50/60	26 100 Mo/Mo	8,5	1,7±0,3	8,1	1,9±0,3	<3,0
50/60	29 130 Mo/Mo	10,4	4,5±0,6	10,0	4,7±0,7	<3,0
50/60	29 80 Mo/Mo	9,0	2,8±0,5	8,5	2,9±0,5	<3,0
50/60	30 80 Mo/Rh	9,5	2,2±0,4	8,6	2,3±0,4	<3,0
60/75	27 140 Mo/Mo	7,5	2,7±0,5	7,1	2,0±0,4	<4,5
60/75	30 80 Mo/Mo	7,0	2,7±0,7	6,5	2,6±0,6	<4,5
60/75	30 150 Mo/Mo	8,7	5,1±0,8	8,1	4,9±0,9	<4,5
60/75	32 120 Mo/Rh	9,0	2,9±0,5	7,5	2,7±0,5	<4,5
60/75	34 120 Mo/Rh	9,2	4,2±0,8	8,3	4,0±0,7	<4,5



**Figura 33-** Curvas CDC obtidas como resultado da exposição do CDMAM 3.4 na Sala 1, para as espessuras de mama avaliadas: (a) 45 mm, (b) 53 mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm.

A taxa de detecção utilizada nas leituras foi de 62,5%, pois esta representa metade da curva psicométrica. Com os resultados das espessuras lidas para o diâmetro do disco de 0,10 mm na Sala 1, foi possível calcular o limiar de contraste para cada uma das técnicas de exposição. Foram utilizados os dados do espectro para condições de exposições mamográficas padrões fornecidos pela tabela 3. As interpolações foram realizadas de acordo com o método proposto por VELDKAMP *et al.*, (2003).

A figura 34 apresenta as curvas CDC resultantes da leitura pelo CDCOM das 8 imagens obtidas para cada um dos parâmetros de exposição apresentados na tabela 16 para a Sala 2, para as espessuras de mama avaliadas.

Da mesma forma como na Sala 1, a taxa de detecção utilizada nas leituras foi de 62,5%. Com os resultados das espessuras lidas para o diâmetro do disco de 0,10 mm na Sala 2, foi possível calcular limiar de contraste para cada uma das técnicas de exposição. Foram utilizados os dados do espectro para condições de exposições mamográficas padrões fornecidos pela tabela 3. As interpolações foram realizadas de acordo com o método proposto por VELDKAMP *et al.*, (2003).

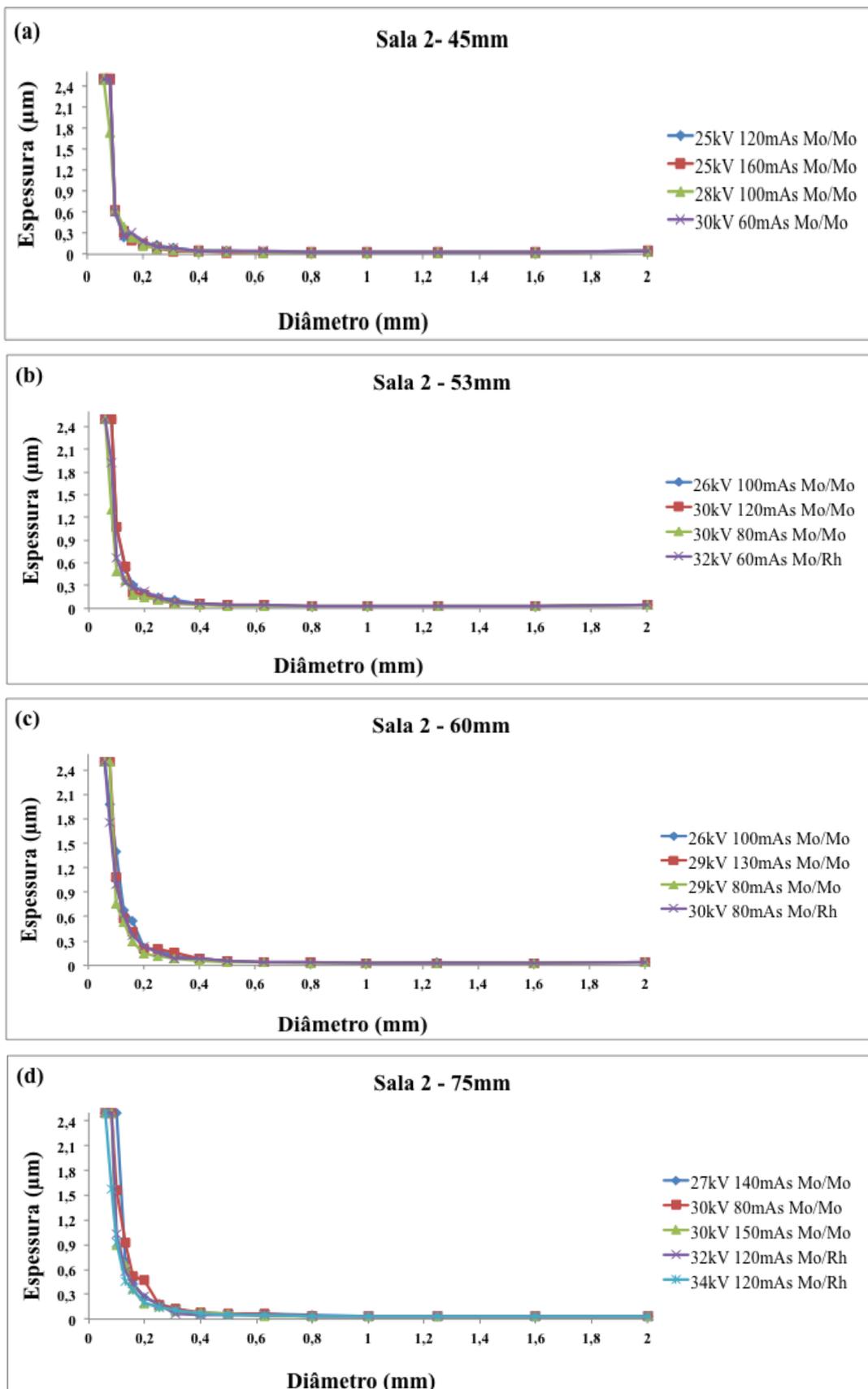
Como os protocolos de análise dos limiares de contraste no *European Guidelines* (2006) fornecem os resultados baseados na leitura humana, os resultados do CDCOM foram convertidos em limiares de contraste previsto ( $LC_p$ ) e foram utilizando a equação 25. Para o detalhe de diâmetro 0,10 mm, o valor de  $r$  utilizado para o ajuste foi de 1,50.

As figuras 35 e 36 mostram os gráficos do limiar de contraste previsto ( $LC_p$ ) em função do CNR para o detalhe objeto de diâmetro de 0,1mm para cada uma das salas, obtidos com a equação 23.

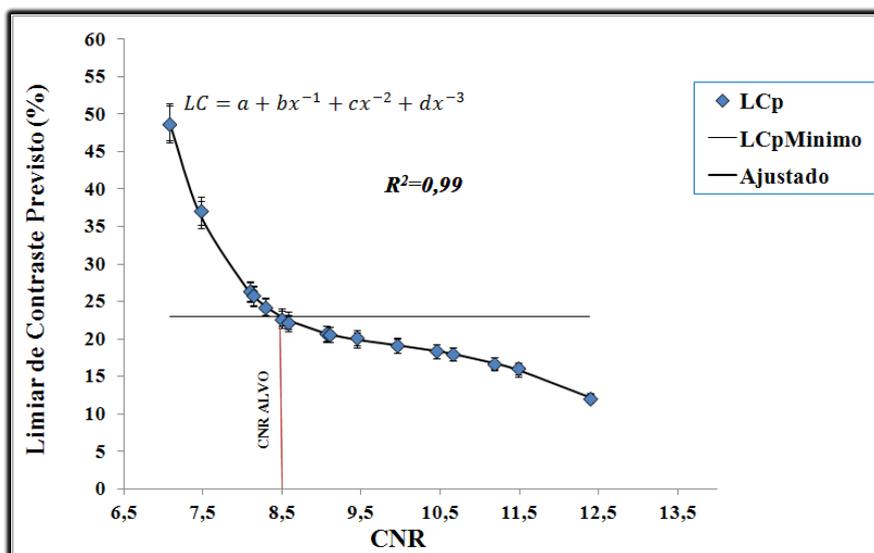
O valor da CNR alvo foi definido como o valor de CNR para uma técnica radiográfica, que permite alcançar o contraste limite mínimo aceitável de 23% para o detalhe de diâmetro 0,1 mm no simulador CDMAM, de acordo com o item 3.2.5, tabela 4.

A CNR alvo para cada uma das salas foi determinada graficamente, através da identificação do valor da CNR, que intercepta a curva no ponto cujo valor de contraste é 23% ( $LC_{pMínimo}$ ). O valor de 8,5 para a CNR alvo para ambas as salas foi o mesmo obtido por YOUNG *et al* (2006a e 2006b), utilizando o sistema Fuji.

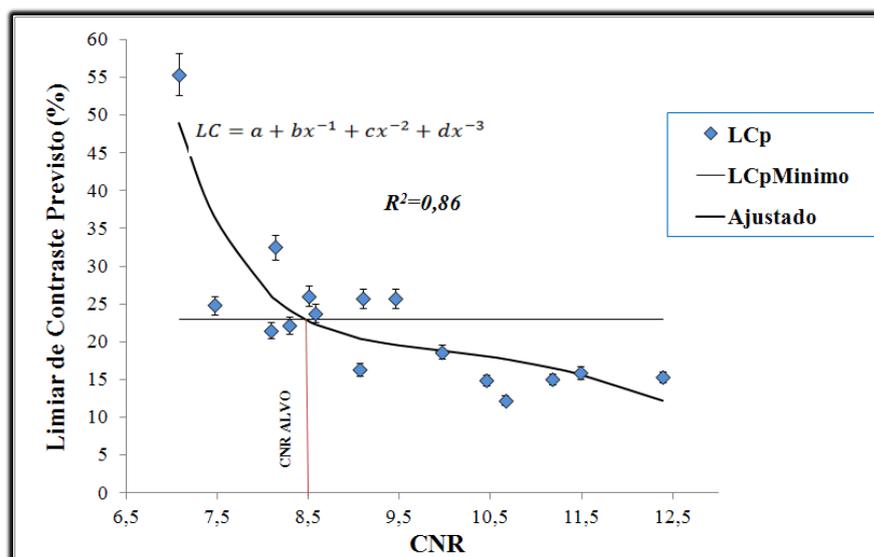
Esse valor de CNR foi utilizado para identificação das técnicas radiográficas otimizadas em ambas as salas para fins de ajuste do CAE para fornecer as respostas em torno do valor da CNR para todas as espessuras de mama.



**Figura 34-** Curvas CDC obtidas como resultado da exposição do CDMAM 3.4 na Sala 2, para as espessuras de mama avaliadas: (a) 45 mm, (b) 53 mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm.



**Figura 35**– Curva de limiar de contraste previsto ( $LCp$ ) em função do CNR para o detalhe de 0,10 mm de diâmetro na Sala 1.



**Figura 36**– Curva de limiar de contraste previsto ( $LCp$ ) em função do CNR para o detalhe de 0,10 mm de diâmetro na Sala 2.

Uma maior dispersão de valores é observada na Sala 2. Entretanto, o valor de  $R^2=8,6$  é exatamente o mesmo valor encontrado em YOUNG *et al* (2006b) para a correlação do diâmetro de 0,10 mm. Um valor de correlação baixo é esperado no caso, por exemplo, de diâmetros menores como o de 0,10 mm, chamado por alguns autores de diâmetro crítico.

O resultado da Sala 1 é que é poderia ser considerado atípico para este diâmetro. Os valores das leituras e das interpolações dos contrastes limiaries foram conferidas de modo a

identificar algum ponto falho no processo. Entretanto nenhuma falha foi identificada que pudesse justificar uma correlação tão alta para este diâmetro do disco.

#### 4.3 SELEÇÃO DAS TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS OTIMIZADAS

As tabelas 17 e 18 mostram as técnicas radiográficas otimizadas (item 3.2.7) e DGM necessárias para alcançar a CNR alvo em cada uma das salas e para cada espessura de mama apresentada neste estudo. As técnicas radiográficas otimizadas foram selecionadas tendo em conta as limitações da unidade de raios X Lorad Affinity, de forma a evitar imagens ruidosas e, por conseguinte, a rejeição da imagem.

Na tabela 17 são apresentadas as técnicas radiográficas que foram selecionadas para a Sala 1, buscando obter a CNR alvo como indicado na figura 35. As colunas à direita apresentam a DGM de cada técnica e seu respectivo limite aceitável de acordo com a espessura de mama (tabela 10). Estas técnicas radiográficas foram utilizadas para ajustar o CAE, para que a unidade de mamografia da Sala 1 fornecesse a resposta de CNR alvo de 8,5 nas exposições.

**Tabela 17-** Técnicas radiográficas otimizadas e DGM necessárias para atingir uma CNR alvo de 8,5 para os exames na Sala 1

<b>Espessura (mm)</b>	<b>Técnicas Radiográficas kV alvo/filtro</b>	<b>mAs</b>	<b>CNR</b>	<b>DGM (mGy)</b>	<b>DGM Aceitável (mGy)</b>
45	25 kV Mo/Mo	100	8,5	1,9±0,3	< 2,0
53	30 kV Mo/Rh	80	8,5	2,2±0,4	< 2,5
60	31 kV Mo/Rh	120	8,6	2,8±0,5	< 3,0
75	32 kV Mo/Rh	120	8,5	3,9±0,7	< 4,5

Para a espessura de 45 mm, em razão do padrão de resposta de CNR no Grupo 1 (figura 38), foi mantida a técnica de ajuste original do CAE. Foram selecionadas as técnicas com os maiores valores de tensão que eram compatíveis com o valor de CNR alvo e DGM. A técnica de 30 kV Mo/Rh foi selecionada para a mama de 53 mm, entretanto, para este padrão de espessura de mama, o CAE do Lorad Affinity deve ser operado de forma semiautomática, com seleção manual do filtro de Rh. Para as espessuras de 60 e 75 mm, para que o CAE

permita a seleção do filtro de Rh, o modo de operação AUTO FILTER deve ser manualmente selecionado. Caso contrário o CAE operaria com base no filtro de Mo.

São apresentadas a seguir, na tabela 18, as técnicas radiográficas que foram selecionadas para serem utilizadas no processo de ajuste do CAE, para fornecer um CNR alvo de 8,5, na Sala 2.

**Tabela 18-** Técnicas radiográficas otimizadas e DGM necessárias para atingir uma CNR alvo de 8,5 para os exames na Sala 2.

<b>Espessura (mm)</b>	<b>Técnicas Radiográficas kV alvo/filtro</b>	<b>mAs</b>	<b>CNR</b>	<b>DGM (mGy)</b>	<b>DGM Aceitável (mGy)</b>
45	25 kV Mo/Mo	100	8,5	1,9±0,3	< 2,0
53	28 kV Mo/Rh	75	8,5	2,1±0,4	< 2,5
60	30 kV Mo/Rh	65	8,5	2,7±0,5	< 3,0
75	31 kV Mo/Rh	180	8,5	4,2±0,8	< 4,5

Da mesma forma como na Sala 1, na Sala 2 foram selecionadas as técnicas com os maiores valores de tensão que eram compatíveis com o valor de CNR alvo e DGM. Já para a mama de 53 mm, o valor da tensão foi menor do que a da Sala 1, entretanto ainda utilizando o filtro de Rh. E o mesmo padrão de seleção manual do filtro de Rh deveria ser aplicado. E para as espessuras de 60 e 75 mm, para que o CAE permita a seleção do filtro de Rh, o modo de operação AUTO FILTER deve ser manualmente selecionado.

O *European Guidelines* (2006) apresenta os espectros típicos para espessuras de PMMA para STF. Os resultados considerados como técnicas radiográficas ótimas deste estudo estão de acordo com o *European Guidelines* (2006) para espessura da mama de 60 e 75 mm para a Sala 1 e para as espessuras da mama de 53, 60 e 75 mm para a Sala 2.

Os parâmetros radiográficos de 25 kV Mo/Mo para espessura da mama de 45 mm selecionados para as Salas 1 e 2 foram considerados como ideais para as mamas de 21 e 32 mm de espessura no *European Guidelines* (2006) e também em YOUNG *et al* (2006a). YOUNG *et al.*, (2006b) consideraram ótima a técnica de 31 kV Rh/Rh para a espessura da mama de 60 e 75 mm. YOUNG *et al.*, (2006a) consideraram a técnica de 34 kV Rh/ Rh ideal para as espessuras maiores ou iguais a 45 mm.

Um número limitado de estudos de otimização do feixe foram realizados anteriormente para os sistemas de mamografia digital. Em WILLIAMS *et al.* (2008), a combinação W/Rh

apresentou melhor padrão de qualidade e desempenho de DGM do que a combinação Mo/Mo para mamas de espessuras 40 mm, 60 mm e 80 mm e diversas glandularidades dos sistemas de mamografia digital DR. Eles identificaram um desempenho superior da combinação Mo/Rh para mamas de 30 mm, 50 mm e 70 mm de PMMA quando comparada a combinação Mo/Mo em relação a DGM.

As unidades de mamografia utilizadas neste estudo têm apenas o alvo de Mo, o que é um fator limitante para a geração de espectros de energia mais altos. O CAE também não permite a seleção do filtro Rh para tensões menores que 28 kV. Durante os testes, com as camadas de PMMA, verificou-se que, mesmo utilizando o Modo Auto Filter, o filtro de Rh só foi selecionado pelo CAE para espessuras iguais ou maiores que 60 mm e com energias superiores a 30 kV. Isso indica que estas limitações de desempenho do CAE prejudicam o processo de otimização.

#### 4.4 AVALIAÇÃO DOS VALORES DE CNR E LIMIARES DE CONTRASTE PARA AS TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS USADAS NAS IMAGENS CLÍNICAS

##### 4.4.1 Determinação dos perfis das pacientes

Em ambas as salas foram identificadas mulheres na faixa etária inferior a 40 anos, nas quais não há indicação da mamografia em mulheres assintomáticas e que estejam fora de algum grupo de risco. É provável que estas pacientes apresentassem algum sinal ou sintoma indicativo da necessidade de realizar a mamografia.

A idade das pacientes submetidas ao exame de mamografia cujos dados foram avaliados neste trabalho são apresentados na tabela 19.

A espessura média da mama comprimida de todas as pacientes submetidas ao exame de mamografia é apresentada na tabela 20.

Os valores da significância  $p$  foram calculados. Para os casos onde seu valor for  $\leq 0,05$ , os resultados apresentam diferenças estatisticamente significativas e são apresentados em negrito nas tabelas.

**Tabela 19-** Idade das pacientes submetidas à mamografia nas Salas 1 e 2, de acordo com os Grupos de estudo.

Sala	Idade (anos) Média ±DP (min-max)		Percentual de pacientes com idade inferior a 40 anos (%)
	Grupo 1	Grupo 2	
1	51,0 ± 11,9 N = 70 (31 - 79)	54,9 ± 10,4 N = 67 (33 - 82)	21,7
2	53,0 ± 12,6 N = 67 (26 - 78)	55,4 ± 10,2 N = 63 (31 - 81)	11,9

**Tabela 20-** Espessuras médias das mamas comprimidas nas incidências CCD e CCE para os Grupos de pacientes avaliados na Sala 1 e na Sala 2

Espessura (mm)	Espessura Média (mm)					
	Grupo 1 [N=70]	Sala 1 Grupo 2 [N=67]	<i>p</i>	Grupo 1 [N=67]	Sala 2 Grupo 2 [N=63]	<i>p</i>
45	46,8 ± 2,7 [N=13]	45,6 ± 3,0 [N=9]	0,355	43,6 ± 1,8 [N=8]	46,4 ± 1,4 [N=8]	<b>0,004</b>
53	54,8 ± 2,7 [N=21]	55,4 ± 2,2 [N=17]	0,470	52,5 ± 2,1 [N=15]	53,6 ± 2,8 [N=21]	<b>0,018</b>
60	66,1 ± 3,1 [N=21]	65,0 ± 2,7 [N=30]	0,175	61,8 ± 1,9 [N=31]	65,0 ± 2,6 [N=27]	<b>0,000</b>
75	72,0 ± 2,2 [N=15]	72,3 ± 1,7 [N=11]	0,741	71,8 ± 2,1 [N=13]	72,5 ± 2,7 [N=7]	0,176
45/53	51,7 ± 4,8 [34]	52,0 ± 5,3 [26]	0,833	49,3 ± 4,7 [N=23]	51,6 ± 4,1 [N=29]	0,072
60/75	68,6 ± 4,0 [36]	66,9 ± 4,1 [41]	0,083	64,7 ± 2,5 [N=45]	66,6 ± 4,0 [N=34]	0,074
Todas	61,1 ± 9,3 [N=70]	61,1 ± 8,6 [N=67]	1,000	59,5 ± 8,8 [N=67]	59,7 ± 8,5 [N=63]	0,907

A classificação do grupo de espessuras a que cada mama pertencia foi realizada com base nos valores médios das incidências CCD e CCE. De acordo com o item 3.2.7, as espessuras foram agrupadas com o objetivo de minimizar o impacto das variações de dados que

interferissem nos resultados entre as amostras dos Grupos 1 e 2, bem como das espessuras das mamas selecionadas para o estudo.

Na Sala 1 não houve diferença significativa em nenhuma das espessuras, e na Sala 2, para a espessura de 45 mm e 60 mm a diferença foi significativa. Para ajustar estas diferenças, os resultados dos demais parâmetros avaliados são apresentados agrupados para espessuras de 45 e 53 mm, e de 60 e 75 mm.

Os valores de CNR,  $LC_p$ , DGM e a qualidade da imagem, nas incidências CCD e CCE, foram avaliados individualmente. Entretanto, os valores de N para cada parâmetro são diferentes, pois alguns fatores técnicos de exposição são repetidos dentro de um mesmo grupo de espessuras avaliadas.

#### 4.4.2 Identificação dos valores de CNR e dos limiares de contraste

##### *Sala 1*

Na tabela 21 são apresentados os resultados para os valores de CNR e  $LC_p$  na Sala 1 para as imagens clínicas avaliadas no Grupo 1 e no Grupo 2 para as incidências CCD e CCE.

**Tabela 21-** CNR e limiares de contraste para ambos os Grupos para cada espessura de mama avaliada na Sala 1, nas incidências CCD e CCE

Espessura (mm)	CNR		<i>p</i>	Limiar de Contraste		<i>p</i>
	Média± DP			Média± DP		
	Grupo1 [N=89]	Grupo 2 [N=77]		Grupo 1 [N=89]	Grupo 2 [N=77]	
45/53	8,4± 1,1 [38]	12,0±1,1 [25]	<b>0,00</b>	34,2±15,3 [38]	28,4±16,3 [25]	<b>0,16</b>
60/75	7,2±1,2 [51]	8,9±1,8 [52]	<b>0,00</b>	44,4± 14,1 [51]	37,9±14,0 [52]	<b>0,02</b>
Todas	7,7±1,3 [89]	10,0± 2,2 [77]	0,28	40,0± 15,4 [89]	34,8±15,4 [77]	<b>0,03</b>

Os resultados de *p* na tabela 21 mostram que houve uma diferença estatisticamente significativa no valor da CNR quando as mamas de 45/53 mm e 60/75 mm foram avaliadas.

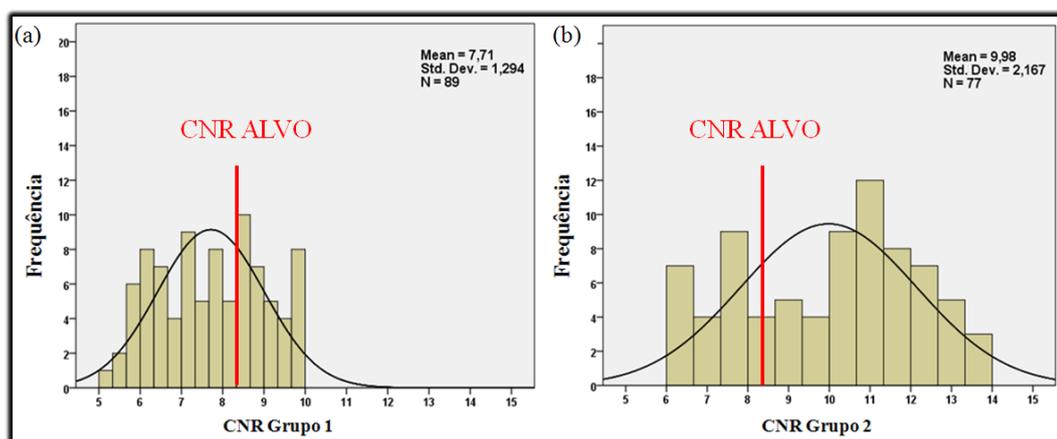
Para os Grupos de 45/53 mm, o valor médio de CNR no Grupo 1 é praticamente a CNR alvo, com a calibração original do CAE.

No Grupo 2, apesar de manter a calibração original, os resultados mostram um aumento da CNR em 42,8%, provavelmente em função de técnicas semi automáticas ou manuais. O valor da CNR média é inferior ao valor da CNR alvo para o Grupo 1, o que poderia prejudicar a visualização de objetos menores. O valor médio da CNR para o Grupo 2 aumentou 23,6% para o Grupo de 60/75 mm de espessura em relação ao Grupo 1, aproximando-se do valor da CNR alvo. No Grupo 2 o valor da CNR média de  $10,0 \pm 2,2$  está bastante próximo da meta da CNR alvo de 8,5.

Entretanto não houve diferença significativa para os valores médios da CNR para todas as mamas estudadas. Segundo a literatura o valor de  $p$  é afetado pelo tamanho da amostra, o que poderia justificar o resultado apresentado.

Na avaliação dos limiares de contraste, para o grupo de mamas de 45/53 mm a diferença não foi considerada significativa. No grupo de mamas de 60/75 mm a diferença no valor dos limiares de contraste foi considerada significativa, bem como do valor médio para todas as espessuras avaliadas. Entretanto a meta de um valor de contraste de 23% não foi atingida.

São apresentados na figura 37, os histogramas com os valores de CNR para a Sala 1 nas avaliações do Grupo 1 e do Grupo 2.



**Figura 37-** Histogramas do resultado dos CNRs para a Sala 1 (a) no Grupo 1 e (b) no Grupo 2.

A análise da figura 37 mostra que na Sala 1, o desempenho do CAE não foi adequado em nenhum dos Grupos avaliados. Na figura 37(a), verifica-se que, apesar da distribuição simétrica e de menor amplitude, os valores de CNR eram menores, concentrando a maior distribuição em valores abaixo do valor de CNR alvo de 8,5, podendo ocorrer

comprometimento da qualidade da imagem para estruturas menores, próximas de 0,1mm de diâmetro e do limiar de contraste de 23%. Na figura 37(b), a distribuição de frequências e a assimetria também refletem um desempenho não padronizado. Entretanto, a maior concentração de valores ocorre para CNRs mais próximos e maiores que o CNR alvo, minimizando as possibilidades de comprometimento da qualidade da imagem para estruturas menores.

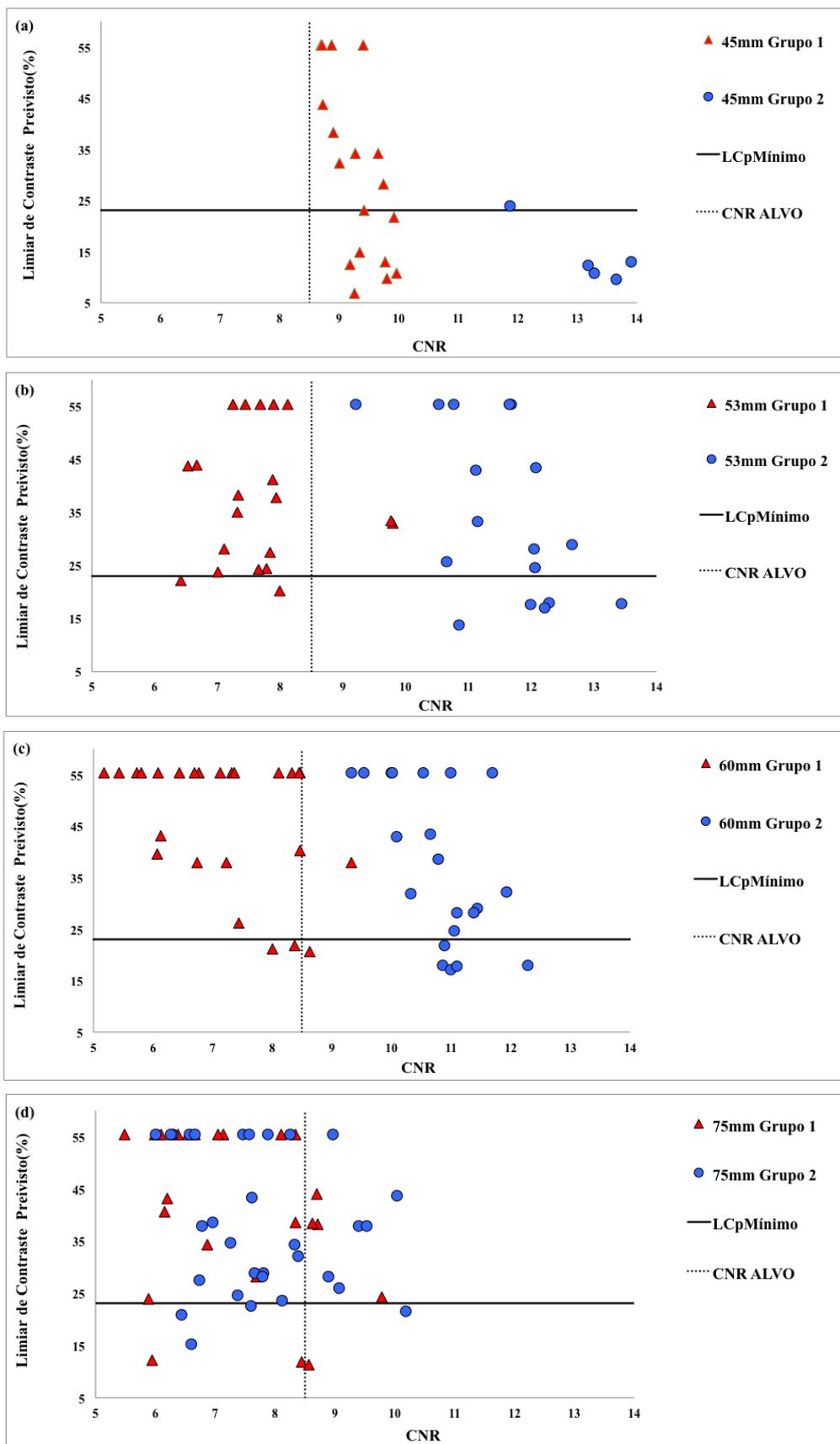
Na figura 38 são apresentados os resultados entre a relação entre o  $LC_p$  para um observador normal e a CNR para o detalhe de diâmetro 0,1 mm, obtidos através da exposição do simulador CDMAM e placas de PMMA. Os dados foram obtidos através da reprodução dos parâmetros de exposição dos exames clínicos coletados no PACs para cada espessura de mama do Grupo 1 e do Grupo 2, realizados na Sala 1.

De acordo com os resultados apresentados na figura 38, o percentual de detalhes cujos valores de  $LC_p$  que estavam abaixo ou no limiar de 23,0%, e com valores iguais ou maiores que a CNR alvo para o diâmetro de 0,1mm: no Grupo 1. Na figura 38(a), observa-se que para as mamas de 45 mm de espessura, o sistema, em termos de CNR, tinha um desempenho que poderia ser chamado de ideal, e por isso foram mantidos os padrões de calibração do CAE. Entretanto, em termos de  $LC_p$ , o número de objetos detectados nos limites esperados foi de 40%. Já no Grupo 2, o número de objetos detectados com limiar de contraste adequado aumentou para 80,0%. Em ambos os Grupos 100% das técnicas radiográficas forneceram valores de CNR acima do valor de CNR alvo.

Para as mamas de 53 mm, figura 38(b), no Grupo 1, apenas 10% dos exames foram realizados com técnicas radiográficas cujos CNR eram iguais ou maiores que o CNR alvo 8,5 para este sistema, e no Grupo 2 este percentual foi de 100%. No grupo 1, foram detectados 16,7% dos detalhes nos limiares de contraste esperados, sendo que no Grupo 2 a detecção foi de 31,3%.

A figura 38(c) mostra o aumento da detectabilidade das pequenas estruturas de 98,0% para o Grupo 2 em relação ao Grupo 1 para as mamas de espessura de 60 mm. Para esta espessura, 4,0% no Grupo 1, e 100% dos exames no Grupo 2 foram realizados com técnicas radiográficas com CNR iguais ou acima da CNR alvo.

Nas mamas de 75 mm de espessura, mostradas na figura 38(d), o aumento da detectabilidade do diâmetro de 0,1 mm no Grupo 2 foi de 12% em relação ao Grupo 1. Nesta espessura, no Grupo 1, 19,2% dos exames foram realizados com técnicas radiográficas cujos



**Figura 38-** Limiares de contraste para o diâmetro de 0.10 mm para a Sala 1, para as espessuras de mama de (a) 45 mm, (b) 53 mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm de espessura.

valores de CNR eram maiores que a CNR alvo de 8,5 e no Grupo 2 este percentual alcançou 25,8%.

Na Sala 1, a partir da análise da tabela 21 é possível concluir que a quantidade de exames que estão com o limiar de contraste abaixo do valor mínimo recomendado (23%) para o diâmetro crítico de 0,10 mm, para mamas de 45, 53 e 60 mm quase dobrou no Grupo 2, e foi de 40% maior para as mamas de 75 mm. Nas mamas mais espessas o aumento da detectabilidade de detalhes nos limites esperados de padrões de  $LC_p$ , são menores.

Na tabela 22, é apresentada uma análise percentual dos parâmetros de exposição que estavam abaixo ou no limiar de contraste mínimo definido na tabela 4 os diâmetros de 0,50, 0,25 e 0,10 mm na Sala 1.

**Tabela 22**– Distribuição percentual de exames clínicos na Sala 1 cujo limiar de contraste está igual ou abaixo do mínimo recomendado para um observador típico.

PMMA/ Espessura (mm)	Diâmetro (mm)					
	0,50	0,25	0,10	0,50	0,25	0,10
	Grupo 1			Grupo 2		
40/45	88,9	72,2	40,0	100,0	100,0	80,0
45/53	65,0	55,0	16,7	76,5	70,6	31,3
50/60	40,0	44,0	12,0	57,1	66,7	23,8
60/75	42,3	42,3	11,5	74,2	38,7	16,1

### Sala 2

A tabela 23 apresenta os resultados para os valores de CNR e  $LC_p$  na Sala 2 para as imagens clínicas avaliadas no Grupo 1 e no Grupo 2 para as incidências CCD e CCE.

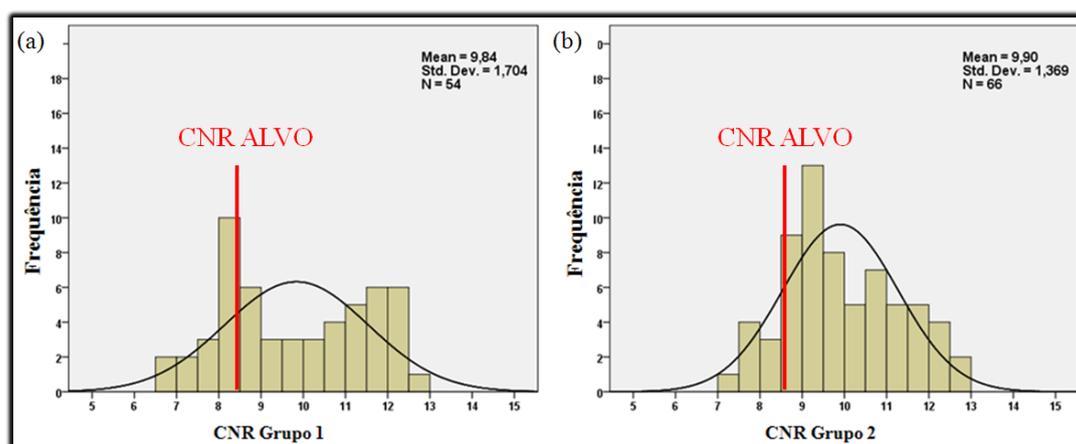
Os resultados da tabela 23 mostram que houve uma diferença estatisticamente significativa no desempenho da CNR e limiares de detectabilidade de contraste entre os Grupos ( $p \leq 0,05$ ). Entretanto não houve diferença significativa nos valores médios da CNR para o grupo de todas as mamas. Este fato se deve ao tamanho da amostra ser maior. O valor médio da CNR para o Grupo 2 diminuiu em 22,2% para o Grupo de 45/53 mm e 16,1% para o Grupo de 60/75 mm de espessura em relação ao Grupo 1, isto é, aproximando-se do valor da CNR alvo. O objetivo não é reduzir a CNR, mas obter uma resposta próxima da CNR alvo, e consequentemente, com menor DGM, e padrões adequados para a visibilidade de contraste.

**Tabela 23-** CNR e limiares de contraste para ambos os Grupos para cada espessura de mama avaliada na Sala 2 nas incidências CCD e CCE.

Espessura (mm)	CNR Média± DP		<i>p</i>	Limiar de Contraste Média± DP		<i>p</i>
	Grupo1 [N=54]	Grupo 2 [N=66]		Grupo 1 [N=54]	Grupo 2 [N=66]	
45/53	11,0± 1,1 [23]	9,0± 1,6 [31]	<b>0,00</b>	36,0±15,7 [23]	21,6± 7,5 [26]	<b>0,00</b>
60/75	10,8±1,1 [26]	9,3± 1,2 [40]	<b>0,00</b>	39,1± 13,6 [31]	26,6± 11,2 [40]	<b>0,00</b>
Todas	9,8±1,7 [54]	9,9± 1,4 [66]	0,82	37,7±14,5 [54]	24,7± 10,1 [66]	<b>0,00</b>

Quanto aos valores de LC<sub>p</sub>, os dados médios no Grupo 2 mostram uma boa aproximação do valor esperado, demonstrando que o processo de otimização foi mais eficaz na Sala 2 do que na Sala 1, em termos de limiar de contraste. O valor médio do LC<sub>p</sub> para todas as espessuras avaliadas foi reduzido em 52,8% após o processo de otimização, isto é, mais próximos do limiar de contraste de 23% para o diâmetro de 0,1 mm.

A figura 39 mostra os histogramas para os valores de CNR para a Sala 2 nas avaliações do Grupo 1 e do Grupo 2.



**Figura 39-** Histogramas do resultado da avaliação do CNR para a Sala 2: (a) Grupo 1 (b) Grupo 2.

Analisando os resultados do valor médio de CNR na tabela 22 e na figura 38, identifica-se que, em ambos os grupos, a diferença entre os valores médios da CNR não é significativa. No entanto, a figura 39(a) apresenta maior amplitude, distribuição assimétrica, e uma frequência menor. A figura 39(b) mostra uma menor amplitude quando comparado com a

figura 39(a) e apresenta frequências mais elevadas na região próxima ao CNR alvo, como esperado, após o processo de otimização.

A figura 40 apresenta a distribuição limiar de contraste previsto ( $LC_p$  Mínimo) e da CNR para o detalhe de diâmetro 0,1 mm, obtidos através da exposição do CDMAM e das placas de PMMA na Sala 2.

No Grupo 1 o percentual de detalhes cujos  $LC_p$  estava abaixo dos 23%, e na figura 40 (a), para as mamas de 45 mm de espessura era de 33,3% e no Grupo 2 este número subiu para 83,3%, representando um aumento na detectabilidade de 150,0%.

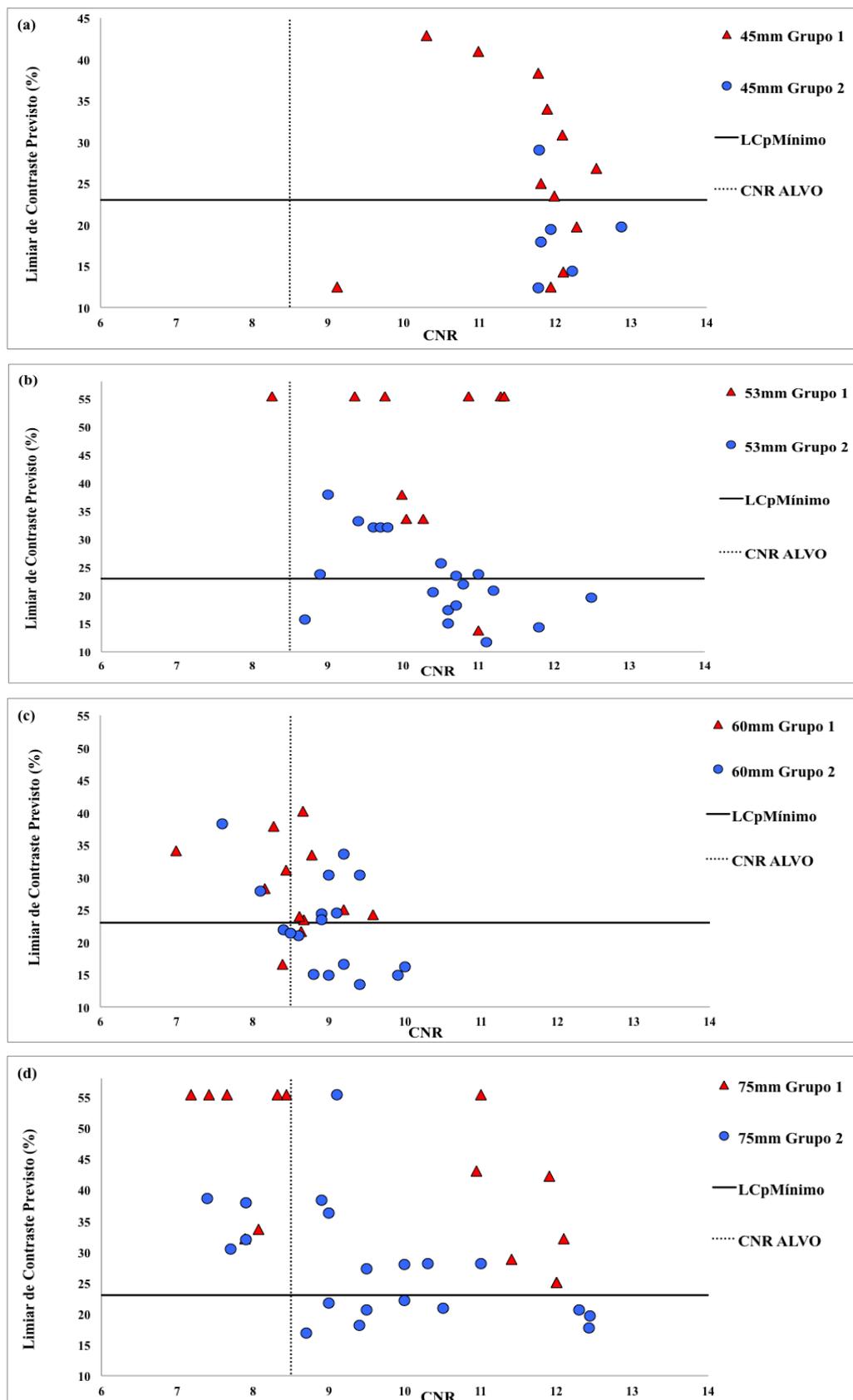
Em ambos os Grupos as técnicas radiográficas forneceram 100% dos valores de CNR maiores do que a CNR alvo.

Na figura 40(b), no Grupo 1 foram detectados 10% dos objetos nos limites esperados de contraste, e 60% no Grupo 2. Para esta espessura, 63,6% dos valores de CNR eram iguais ou superiores aos valores de CNR alvo no Grupo 1 e 100 % no Grupo 2.

Na figura 40(c) foram identificados 17,6% dos objetos no Grupo 1 e 47,4% de objetos no Grupo 2 com valores de contraste igual ou abaixo do 23%, o que representa um aumento de 169,0% na detectabilidade de pequenas estruturas para as mamas de 60 mm. Para esta espessura 70,6% dos valores de CNR do Grupo 2 foram maiores do que a CNR alvo, e no Grupo 1 este valor foi de 58,3%. O melhor resultado ocorreu para a espessura da mama de 75 mm, mostrado na figura 40(d), sem detecção de detalhes no abaixo do limiar de 23% no Grupo 1, e no Grupo 2, 42,9 % dos objetos foram detectados. No Grupo 1, 45,0% dos exames foram realizados com técnicas radiográficas cujas CNR eram iguais ou estavam acima da CNR alvo, e no Grupo 2 80,0%.

A tabela 24 apresenta uma análise percentual dos parâmetros de exposição que estão estavam abaixo ou no limiar de contraste mínimo definido na tabela 4 para os diâmetros de 0,50, 0,25 e 0,10 mm.

Este estudo confirma os resultados de YOUNG *et al* (2006a), mostrando que a CAE de unidades de mamografia que eram usadas para STF, projetadas para fornecer doses constantes, não fornecem as melhores respostas em mamografia digital, tal como a CR. Como consequência, o conceito de CNR alvo não pode ser alcançado completamente. No entanto, em todas as espessuras de mama, após os ajustes no CAE, houve um aumento na detectabilidade de contraste para pequenos objetos.



**Figura 40-** Limiar de contraste para o diâmetro de 0.10mm para a Sala 2 para as espessuras de mama de (a) 45mm, (b) 53mm, (c)60mm e (d) 75 mm de espessura.

**Tabela 24-** Porcentagem de exames clínicos cujo limiar de contraste é igual ou está abaixo do mínimo para um observador típico para a Sala 2.

Espessura (mm)	Diâmetro (mm)					
	0,50	0,25	0,10	0,50	0,25	0,10
	Grupo 1			Grupo 2		
45	90,0	72,2	33,3	95,0	83,3	83,3
53	90,0	55,6	10,0	95,0	95,0	60,0
60	55,6	61,1	17,6	89,5	84,2	47,4
75	28,6	50,0	0,00	85,7	57,1	42,9

#### 4.5 AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA (DGM) NAS IMAGENS CLÍNICAS

##### *Sala 1*

A tabela 25 apresenta os valores médios para DGM nas imagens clínicas (item 3.2.11), para mamas de 45 a 75 mm de espessura, avaliados com os parâmetros de exposição coletados do PACS no Grupo 1 e no Grupo 2 para as pacientes que realizaram seus exames na Sala 1.

**Tabela 25-** Valores médios para DGM nas imagens clínicas para ambos os Grupos avaliados na Sala 1.

Espessura mama de referência (mm)	DGM Aceitável (mGy)	DGM Média± DP		<i>p</i>
		Grupo 1 [N=89]	Grupo 2[77]	
		45	< 2,0	
53	< 2,5	2,4±0,9[20]	2,5±0,8[17]	0,25
60	< 3,0	2,2±0,8[25]	2,7±1,1[21]	0,24
75	< 4,5	3,5±1,2[26]	3,1±1,1[31]	0,25
Todas		2,6±1,2[89]	2,8±0,9[77]	0,15

Os resultados da tabela 25 mostram que não houve variação significativa na DGM entre os grupos. O valor médio da DGM para as mamas de 45 mm ultrapassou o valor aceitável em ambos os grupos. De acordo com a figura 38(a), houve um aumento médio de 40 % nos

valores médios de CNR para esta espessura, o que não se refletiu diretamente nos valores da DGM, que aumentou 4,7% em relação ao Grupo 1.

Houve um aumento de 22,7% na DGM para as mamas de espessura de 60 mm, e um aumento de 4,5 vezes no número de exames cujas CNR estavam acima do valor de CNR alvo para esta espessura (figura 38(c)). Para mamas de 75 mm, houve uma redução de 12,9%, na DGM média e um aumento de 60 % na quantidade de exames com CNR acima da CNR alvo (figura 38(d)). A DGM para todas as espessuras de mama foi 7,7% maior no Grupo 2.

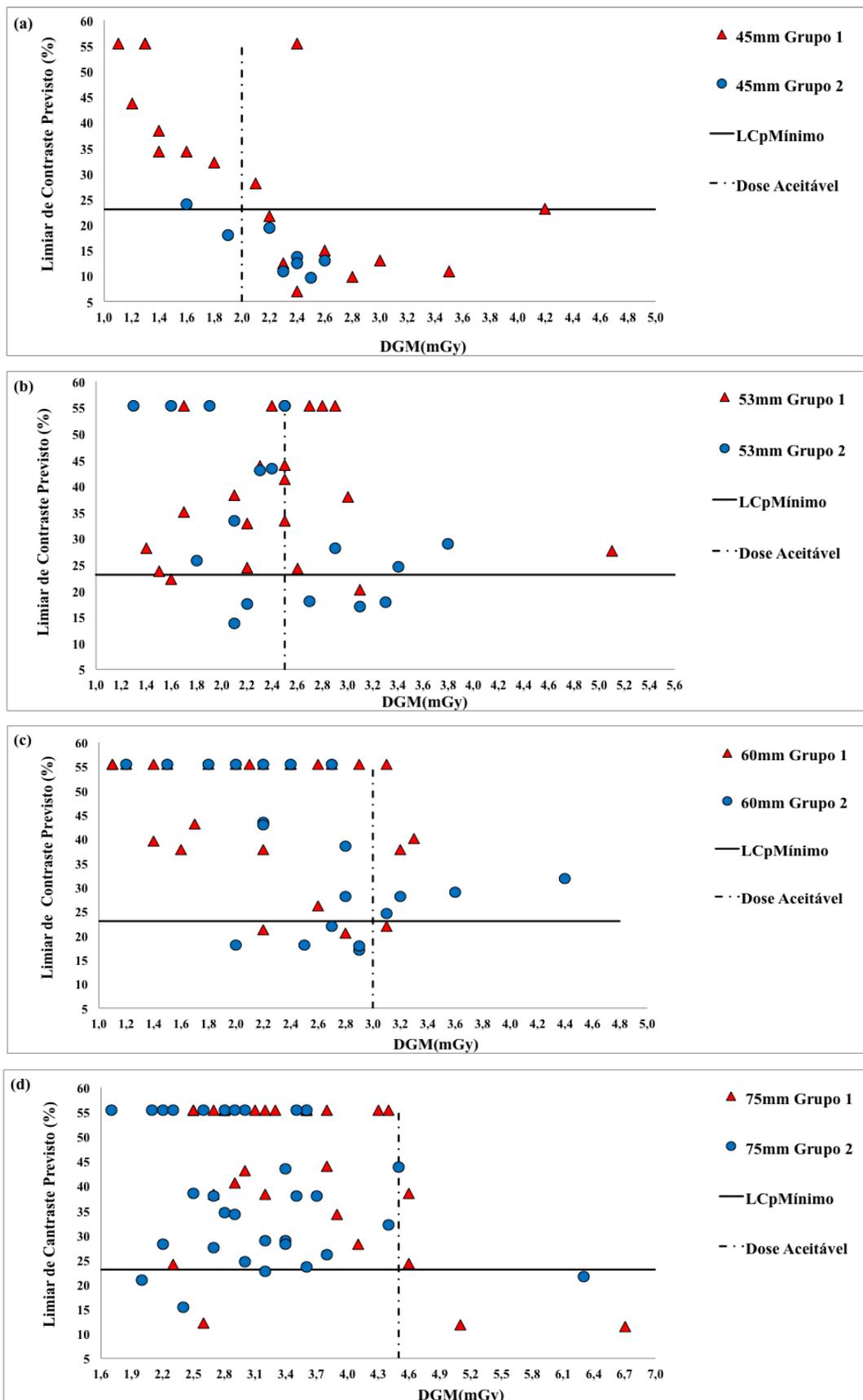
A figura 41 mostra os resultados de dose e contraste para os detalhes de diâmetro igual a 0,10 mm e as respectivas DGM para cada espessura de mama, na Sala 1.

A tabela 26 é um resumo dos resultados mostrados na figura 40 para as avaliações da DGM para a Sala 1. Na tabela 26 é possível identificar que as mamas de maior espessura apresentam maiores índices de exames cujos valores de DGM estão abaixo dos valores aceitáveis. Neste caso, as mamas de menor espessura receberam as maiores doses.

**Tabela 26-** Percentuais de DGM das imagens clínicas na Sala 1 abaixo do limite aceitável.

Espessura (mm)	DGM <sub>media</sub> (mGy)	DGM <sub>media</sub> (mGy)	DGM <sub>aceitável</sub> (mGy)	Número de Exames Abaixo da DGM <sub>aceitável</sub> (%)	
	Grupo 1	Grupo 2		Grupo 1	Grupo 2
45	2,1±0,9	2,2±0,4	< 2,0	44,4	25,0
53	2,4±0,9	2,5±0,8	< 2,5	65,0	64,7
60	2,2±0,8	2,7±1,1	< 3,0	84,0	81,0
75	3,5±1,2	3,1±1,1	< 4,5	88,5	93,5

De acordo com os dados da tabela 26, na figura 41(a), no Grupo 2, houve não apenas um aumento na dose média, como também aumentou em 77,6% o número de exames cujas doses estavam acima do limite aceitável para as mamas com espessuras de 45 mm. Nas figuras 41(b) e 41(c), identifica-se que o percentual manteve-se relativamente estável entre os grupos para mamas com espessura de 53 e 60 mm. Houve uma redução de 5,6% no número de exames acima dos limites de dose para a espessura de mama de 75 mm, como mostrado na figura 41(d).



**Figura 41-** Limiares de contraste e DGM nos exames clínicos, apresentadas para o diâmetro de 0.10mm para a Sala 1 para as espessuras de mama de (a) 45 mm, (b) 53 mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm de espessura.

Nos exames do Grupo 1, 6,7% das exposições foram realizadas utilizando a combinação anodo/filtro de Mo/Rh , e este percentual foi de 28,0% para as mamas do Grupo 2. Para manter a dose constante no detector, o CAE, com o uso de energias maiores, é necessário reduzir o mAs. Isso produz um aumento do ruído devido a redução da quantidade de fótons que alcançam o detector, principalmente para o padrão de mama onde este fator tem maior relevância.

### *Sala 2*

Os resultados de dose e contraste para diâmetro de 0,10 mm as DGM para cada espessura de mama, na Sala 2 são apresentados na figura 42.

A tabela 27 mostra o resultado da análise das figuras 41(a), 41(b), 41(c) e 41(d) em termos de DGM nos Grupos 1 e 2. São apresentados valores médios para DGM nas imagens clínicas, para mamas de espessura de 45 a 75 mm cujos parâmetros de exposição mamográfica foram coletados do PACS, no Grupo 1 e no Grupo 2, para as pacientes que realizaram seus exames na Sala 2.

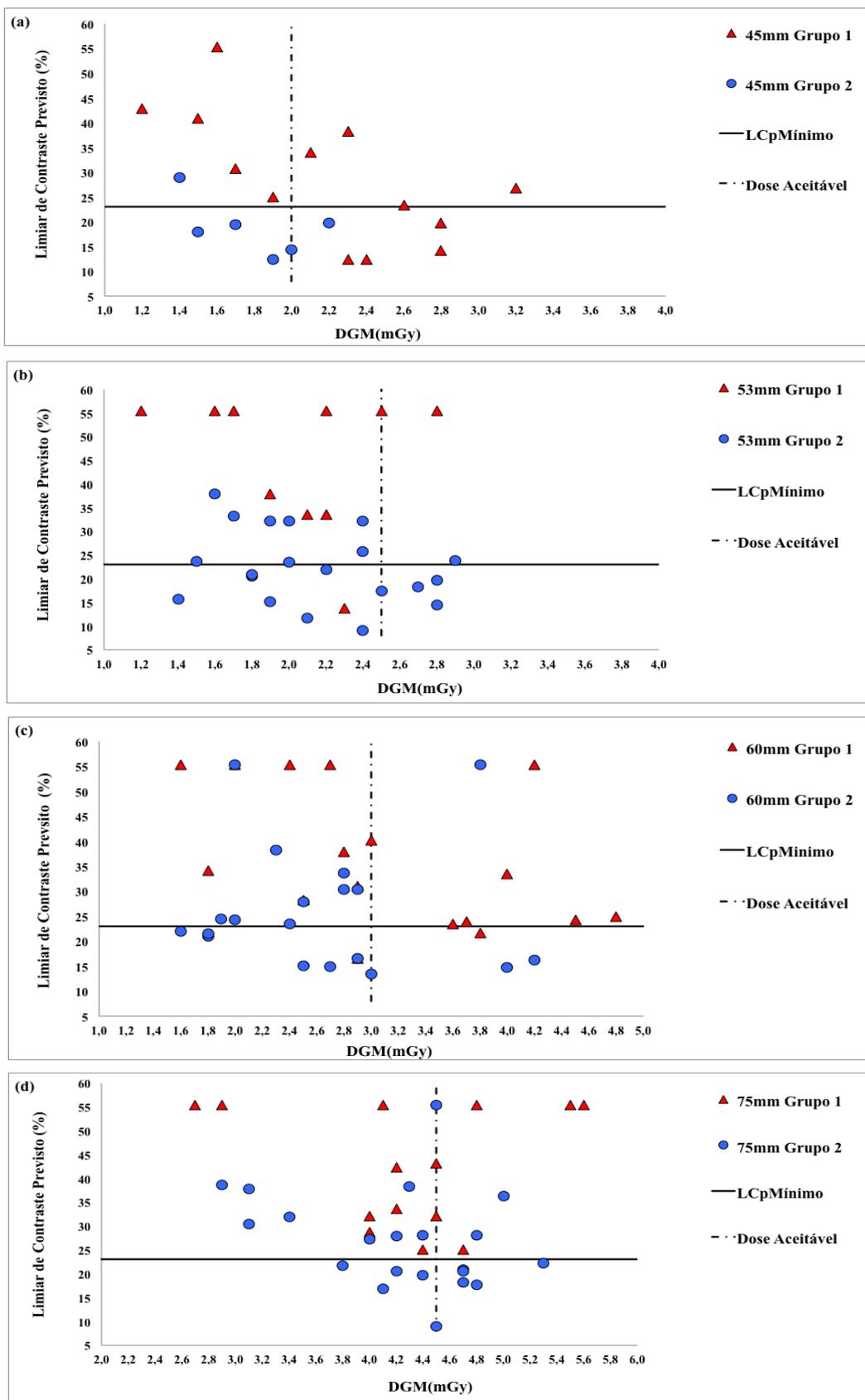
Os resultados apresentados na tabela 27 mostram que os valores médios para DGM entre os grupos não foram estatisticamente diferentes na Sala 2. Para espessuras de mama de 53 mm, a média  $\pm$  DP são iguais entre os grupos.

No entanto, para as demais espessuras, foi detectada uma redução dos valores médios da DGM para o Grupo 2 em relação ao Grupo 1 de 22,2% para mamas de espessura de 45 mm. A redução da DGM foi de 19,2% para mamas de 60 mm e para mamas de espessura 75 mm, a redução da DGM no Grupo 2 foi de 7,5%.

De acordo com os dados da figura 39, houve um aumento das técnicas de exposição que forneceram valores de CNR iguais ou maiores que a CNR alvo em todas as espessuras.

O valor médio da DGM para todas as espessuras de mama foi 7,1% menor no Grupo 2.

Para os exames avaliados na sala 2, no Grupo 1, a combinação Mo/Mo foi usada em 100% das exposições para a mama com espessura entre 45 e 60 mm e a combinação Mo/Rh em 28,6% para mamas de 75 mm. No Grupo 2, após o ajuste do CAE pelo grupo de manutenção, a equipe foi orientada para seguir suas instruções. Após os ajustes, a combinação Mo/Mo ainda era usada em 100% dos exames de mamas de 53 mm e 60 mm de espessura. Para as mamas 75mm de espessura, a combinação Mo/Rh foi utilizada em 35,3% das exposições.



**Figura 42-** Limiares de contraste e DGM nos exames clínicos, apresentadas para o diâmetro de 0.10 mm para a Sala 2 para as espessuras de mama de (a) 45 mm, (b) 53mm, (c) 60 mm e (d) 75 mm de espessura.

**Tabela 27-** Valores médios para DGM nas imagens clínicas para ambos os Grupos avaliados na Sala 2.

Espessura (mm)	DGM Aceitável (mGy)	DGM Média± DP		p
		Grupo 1 [N=54]	Grupo 2[66]	
45	< 2,0	2,2±0,7[13]	1,8±0,4 [6]	0,14
53	< 2,5	2,1±0,6[10]	2,1±0,6[20]	0,62
60	< 3,0	3,1±1,1[17]	2,6±0,9[19]	0,08
75	< 4,5	4,3±0,9[14]	4,0±0,7[21]	0,28
Todas		3,0±1,4[54]	2,8±1,2[66]	0,44

A tabela 28 apresenta um resumo dos resultados apresentados na figura 41 para as avaliações da DGM para a Sala 2.

**Tabela 28-** Percentuais de DGM das imagens clínicas na Sala 2 abaixo do limite aceitável.

Espessura (mm)	DGM média(mGy)	DGM média(mGy)	DGM aceitável (mGy)	Número de Exames Abaixo da DGM aceitável (%)	
	Grupo 1	Grupo 2		Grupo 1	Grupo 2
45	2,2±0,7	1,8±0,4	< 2,0	38,5	83,3
53	2,1±0,6	2,1±0,6	< 2,5	70,0	80,0
60	3,1±1,1	2,6±0,9	< 3,0	58,8	78,8
75	4,3±0,9	4,0±0,7	< 4,5	71,4	69,9

Os resultados mostram que para as mamas de 45 mm, a redução na DGM média foi de 22,2% e um aumento de 2,2 vezes no número de exames cujas técnicas de exposição forneceram valores abaixo do limite aceitável. Para as mamas de 53 mm não houve variação na DGM média entre os grupos, mas houve uma redução de 14,3% no número de exames que excediam os limites de dose definidos no *European Guidelines* (2006). Uma redução na DGM média de 19,2% foi identificada entre os Grupos para as mamas de 60 mm, sendo que no Grupo 2 houve um aumento de 34,0% no número de exames cujas técnicas forneceram valores abaixo do limite aceitável. Nas mamas de 75 mm, a redução na DGM foi de 7,5 %, sendo que o número de exames no Grupo 2 que foram realizados com técnicas cujas DGM estavam abaixo dos limites foi 2% menor que no Grupo 1.

Os resultados globais mostram que muitos exames ainda são realizados com técnicas de exposição cuja DGM é maior do que o limite estabelecido pelos documentos de referência. Este fato deve ser um fator de atenção nos programas de CQ, bem como deve ser um elemento motivador para o processo de otimização em mamografia digital.

No trabalho de COUTINHO (2009), foi avaliada a DGM para uma amostra de 392 pacientes com mamas de 5,5 cm de espessura. O valor médio da DGM foi de  $1,4 \pm 0,5$  mGy para STF,  $1,7 \pm 0,5$  mGy CR e  $0,9 \pm 0,2$  mGy para DR. Estes resultados mostram que os sistemas CR precisam ser otimizados, de modo a obter os limites de desempenho da DGM como os estabelecidos para STF.

A tabela 29 apresenta os valores comparativos dos valores de DGM encontrados neste trabalho com outros estudos que também utilizaram o sistema Fuji.

No trabalho de BLOOMQUIST, YAFFE, (2006) foram realizadas 25 medições nos diversos locais que utilizaram o sistema. As medições compreendem as espessuras de 20, 40, 60 e 80 mm de PMMA. Considera-se que uma ampla gama de exposições e doses foi encontrada com o sistema Fuji porque foram usadas diversas unidades de mamografia convencional no estudo. As características das IPs variaram de local para local, bem como o uso de diferentes técnicas de exposição em cada sistema utilizado.

YOUNG *et al.*, (2006a) concluíram que a otimização utilizando qualidade de feixe com energia mais alta necessita uma dose maior no detector para compensar o contraste mais baixo. Assim, para uma mama com 75 mm de espessura a combinação 34 kV, Rh/Rh necessitou dose no detector 90% maior do que 28 kV, Mo/Mo para atingir o mesmo CNR por causa uma redução de 25% no contraste. No entanto, a DGM foi reduzida em 32% escolhendo o espectro de maior energia e obtendo o mesmo CNR. Concluíram que os projetos atuais dos controles automáticos de exposição (AEC) que visam uma dose fixa no detector não são os ideais e uma maior utilização de espectros de energia mais alta deveria ser acompanhada por doses mais elevadas no detector em todas as espessuras de mama média para grande. Isso pode resultar em doses ligeiramente mais elevadas, porém com melhor qualidade de imagem para essas mamas.

**Tabela 29-** Valores comparativos de DGM entre estudos que utilizaram o sistema Fuji.

	Dose Glandular Média - DGM (mGy)						
	Sistema CR Fuji						
Espessura PMMA (mm)	20	30	40	45	50	60	70
Espessura equivalente de mama (mm)	21	32	45	53	60	75	90
Este trabalho <sup>1</sup>							
Sala 1 <sup>a</sup>			2,1±0,9	2,4±0,9	2,2±0,8	3,5±1,2	
Sala 1 <sup>b</sup>			2,2±0,4	2,5±0,8	2,7±1,1	3,1±1,1	
Sala 2 <sup>c</sup>			2,2±0,7	2,1±0,6	3,1±1,1	4,3±0,9	
Sala 2 <sup>d</sup>			1,8±0,4	2,1±0,6	2,6±0,9	4,0±0,7	
BLOOMQUIST, YAFFE, 2006 <sup>2</sup>			1,87 (0,69- 2,79)				
NHSBSP, 2006 <sup>3</sup>				2,11	2,11		
YOUNG et al, 2006a <sup>4</sup>							
25 kV Mo/Mo	0,24	0,47	0,92	1,29	1,78		
28 kV Mo/Mo	0,24	0,46	0,91	1,33	1,88	3,85	7,25
30 kV Mo/Rh	0,26	0,49	0,96	1,27	1,66	3,35	6,16
34 kV Rh/Rh	0,31	0,52	0,89	1,17	1,51	2,64	4,41
NHSBSP, 2008 <sup>5</sup>					1,67		
NHSBSP, 2009 <sup>6</sup>					1,78		
DANTAS, 2010 <sup>7</sup>					2,06±0,4 (1,56-2 ,75)		

1- Sala 1<sup>a</sup>-Valores calculados a partir de  $K_i$  para 70 pacientes avaliados nas incidências CCD e CCE

Sala 1<sup>b</sup>-Valores calculados a partir de  $K_i$  para 67 pacientes avaliados nas incidências CCD e CCE

Sala 2<sup>c</sup>-Valores calculados a partir de  $K_i$  para 67 pacientes avaliados nas incidências CCD e CCE

Sala2<sup>d</sup>-Valores calculados a partir de  $K_i$  para 63 pacientes avaliados nas incidências CCD e CCE

2-Valores calculados a partir de  $K_i$  para mamas de 40 mm de PMMA em 25 inspeções no programa DMIST

3- Valores calculados a partir de  $K_i$  para mamas de espessuras entre 50 e 60 mm na combinação Mo/Rh para avaliação do menor limite de baixo contraste, o objeto de 0,25 mm utilizando os objetos de teste TOR (MAX) e TOR (MAM)

4-Valores calculados a partir de  $K_i$  para placas de PMMA para as espessuras contidas na tabela e diferentes fatores de exposição para atingir o CNR de 8,5 utilizando Sistema Fuji Profect e unidade de mamografia GE DMR+

5- valores calculados a partir de  $K_i$  para 50 mm de PMMA para alcançar o limiar de contraste mínimo para o detalhe de 0,10 mm de diâmetro no simulador CDMAM.

6- Valores calculados a partir de  $K_i$  para placas de 50 mm de PMMA de modo a atingir os limites de visibilidade de contraste de 23% para o diâmetro de 0,10 mm, utilizando a combinação W/Rh utilizando o simulador CDMAM.

7- Valores calculados a partir de  $K_i$  para 50 mm de PMMA em 14 serviços de Belo Horizonte.

No documento 605 do NHS Breast Screening Programme (NHSBSP, 2006), utilizando os objetos de teste TOR (MAX) e TOR (MAM), foi necessária uma DGM de 2,11 mGy para avaliação do menor limite de baixo contraste, o objeto de 0,25 mm, na combinação Mo/Rh para mamas de espessuras entre 50 e 60 mm.

Os resultados do documento 803 do NHS Breast Screening Programme (NHSBSP, 2008) foram obtidos para a espessura de 50 mm de PMMA, onde uma DGM de 1,67 mGy seria necessária de modo a alcançar o limiar mínimo de contraste de 23% para o detalhe de 0,10 mm de diâmetro no simulador CDMAM. Para alcançar o limite desejável de contraste seria necessária uma dose de 4,26 mGy.

Resultados apresentados pelo documento 710 do NHS Breast Screening Programme (2009), mostram que o sistema Fuji precisou receber uma dose de 1,78 mGy para atingir os limites mínimos de visibilidade de 23% para o diâmetro de 0,10 mm, para o simulador CDMAM, utilizando a combinação W/Rh para mamas de espessura 60 mm.

DANTAS (2010) avaliou 14 serviços da cidade de Belo Horizonte (75% dos equipamentos) que utilizam sistemas CR de diversos fabricantes. Para a espessura padrão de 50 mm, a DGM no sistema CR foi 87% maior que no estudo feito em mamografia convencional no estado de Minas Gerais, em 2006. Este fato pode ser uma evidência de que os serviços estão adotando o sistema CR, porém, mantendo o mesmo mamógrafo, agora com o tubo mais envelhecido, sem fazer a calibração correta do CAE com o sistema de CR. Entretanto, 69% de todos os serviços que foram avaliados obtiveram DGMs dentro dos valores limites recomendados pelo *European Guidelines* (2006), sendo que se forem considerados os níveis desejáveis de dose, o índice de conformidade é reduzido para 42%.

Neste trabalho, assim como em DANTAS (2010), os valores da DGM são maiores do que nos demais trabalhos para a mama de 60 mm de espessura. Porém, são resultados da reprodução de parâmetros de exposição de pacientes e não da resposta do CAE para simuladores homogêneos, como nos demais trabalhos. A influência dos padrões de glandularidade, distribuição dos tecidos na mama e padrões de densidade, estão contemplados nesta resposta do CAE.

#### 4.6. AVALIAÇÃO DOS CRITÉRIOS DE QUALIDADE NAS IMAGENS CLÍNICAS

Na tabela 30 são apresentados, para a Sala 1, os 12 critérios de qualidade de imagem (item 3.2.10) avaliados por três médicos radiologistas especializados em mamografia. Os valores em negrito representam as variações estatisticamente significativas.

**Tabela 30-** Resultados da avaliação de 12 critérios de qualidade de imagem, realizados por três radiologistas experientes em mamografia para a Sala 1.

Parâmetros	Média±DP (45/53 mm)		p	Média±DP (60/75 mm)		p	
	Grupo	1(24)		2(18)	1(44 )		2(51)
1. Visualização da linha da pele		0,97±0,14	1,00±0,00	0,39	0,99±0,05	0,86±0,35	0,16
2. Visualização das estruturas vasculares através do parênquima denso		1,00±0,00	0,94±0,24	0,25	0,98±0,10	0,98±0,14	0,86
3. Nítida visualização das estruturas vasculares e fibrosas e do músculo peitoral		0,97±0,14	1,00±0,00	0,39	0,99±0,05	1,00±0,00	0,28
4. Nítida reprodução das estruturas da pele ao longo do músculo peitoral		1,00±0,00	1,00±0,00	1,00	0,96±0,16	1,00±0,00	0,10
5. Visualização dos ligamentos de Cooper e estruturas vasculares nas áreas claras		1,00±0,00	1,00±0,00	1,00	0,99±0,05	1,00±0,00	0,28
6. Visualização dos ligamentos de Cooper e estruturas vasculares nas áreas escuras		0,96±0,11	0,98±0,08	0,46	0,98±0,07	0,95±0,18	0,28
7. Áreas claras sem ruído perturbante (pseudomicrocalcificações devido a ruído)		0,93±0,17	0,70±0,44	<b>0,03</b>	0,98±0,07	0,43±0,48	<b>0,00</b>
8. Áreas escuras sem ruído perturbante (pseudomicrocalcificações devido a ruído)		1,00±0,00	0,89±0,28	0,58	1,00±0,00	0,76±0,39	<b>0,00</b>
9. Contraste suficiente nas áreas claras		0,95±0,13	0,94±0,17	0,89	0,92±0,19	0,94±0,19	0,66
10. Contraste suficiente nas áreas escuras		0,94±0,16	0,96±0,16	0,71	0,93±0,18	0,94±0,19	0,81
11. O tecido glandular é claro		0,92±0,20	1,00±0,00	0,09	0,93±0,19	1,00±0,00	0,10
12. O fundo é escuro		0,94±0,16	1,00±0,00	0,15	0,93±0,19	1,00±0,00	0,10

No grupo de mamas de 45/53 mm para os critérios 9 e 10 pode-se identificar que os padrões de qualidade da imagem, independentemente do valor de  $p$  indicar ou não diferença estatisticamente significativa, não foram atendidos em 100% das imagens dos Grupo 1 e 2.

Para o Grupo de mamas de 60/75 mm este resultado se repete de forma similar nos critérios 1, 6, 8, 7, 9 e 10.

Avaliando os valores da média  $\pm$  DP e valor de  $p$  para o critério 7, para as espessuras de 45/53 mm, mesmo no Grupo 1 o padrão de qualidade da imagem estava comprometido, entretanto piorou no Grupo 2. No caso das mamas de espessuras 60/75 mm, a perda de qualidade da imagem foi mais significativa no Grupo 2, com aumento de ruído nas regiões de tecido glandular.

Para o critério 8, a qualidade de imagem foi reduzida para as mamas de espessuras 60/75 mm no Grupo 2. A presença de ruído em regiões escuras, ou seja, de gordura, mostra que para algumas mamas, o desempenho do CAE foi bastante inadequado, fornecendo doses bastante baixas. Entretanto, cabe ressaltar que estas imagens foram coletadas do PACs, ou seja, foram imagens aprovadas para diagnóstico.

Os 12 critérios de qualidade apresentados na tabela 30 foram atendidos na Sala 1 em 91,7% para mamas de espessuras de 45/53 mm e em 83,3% para as mamas de espessuras de 60/75 mm. Não houve relatos sobre artefatos.

A seguir, na tabela 31 são mostrados os resultados da avaliação nas imagens dos pacientes que realizaram os exames na Sala 2.

Analisando os resultados da avaliação dos critérios de qualidade de imagem, para as espessuras de mamas de 45/53 mm, no critério 7, o valor de  $p$  de 0,04, mostra que a diferença entre o Grupo 1 e o Grupo 2 é considerado significativo. Este resultado poderia ser explicado pela combinação inadequada de parâmetros de exposição fornecida pelo CAE. O tecido glandular não foi bem definido, provavelmente pelo posicionamento inadequado da fotocélula, gerando imagens ruidosas no tecido glandular. No entanto, os radiologistas relataram que as zonas afetadas eram pequenas e não teriam efeito no diagnóstico, dado que havia outras incidências para comparação.

Independentemente da conformidade ou não dos valores de  $p$  nos critérios 1, 3, 6 e 7 no Grupo de mamas de 60/75 mm, os radiologistas julgaram que estruturas específicas como o tecido glandular, microcalcificações e músculo não foram adequadamente visualizados em ambos os Grupos. Estes resultados podem não estar relacionados apenas com os valores de DGM, mas também com o padrão inadequado de penetrabilidade do feixe, como uma consequência de desempenho inadequado do CAE.

**Tabela 31-** Resultados da avaliação de 12 critérios de qualidade de imagem, realizados por três radiologistas experientes em mamografia para a Sala 2.

Parâmetros	Média±DP (45/53 mm)		p	Média±DP (60/75 mm)		p	
	Grupo	1(24)		2(24)	1(43)		2(39)
1. Visualização da linha da pele		1,00±0,00	0,96±0,20	0,32	0,81±0,37	0,88±0,32	0,39
2. Visualização das estruturas vasculares através do parênquima denso		1,00±0,00	1,00±0,00	1,00	1,00±0,00	0,99±0,05	0,30
3. Nítida visualização das estruturas vasculares e fibrosas e do músculo peitoral		0,96±0,20	1,00±0,00	0,32	0,95±0,21	0,89±0,30	0,26
4. Nítida reprodução das estruturas da pele ao longo do músculo peitoral		1,00±0,00	1,00±0,00	1,00	1,00±0,00	0,89±0,30	<b>0,02</b>
5. Visualização dos ligamentos de Cooper e estruturas vasculares nas áreas claras		1,00±0,00	1,00±0,00	1,00	1,00±0,00	1,00±0,00	1,00
6. Visualização dos ligamentos de Cooper e estruturas vasculares nas áreas escuras		1,00±0,00	0,94±0,16	0,10	0,98±0,86	0,92±0,27	0,22
7. Áreas claras sem ruído perturbante (pseudomicrocalcificações devido a ruído)		0,88±0,2	0,64±0,45	<b>0,04</b>	0,92±0,26	0,79±0,41	0,09
8. Áreas escuras sem ruído perturbante (pseudomicrocalcificações devido a ruído)		1,00±0,00	0,93±0,21	0,13	1,00±0,00	0,97±0,16	0,30
9. Contraste suficiente nas áreas claras		1,00±0,00	1,00±0,00	1,00	1,00±0,00	0,97±0,15	0,14
10. Contraste suficiente nas áreas escuras		1,00±0,00	0,97±0,14	0,32	1,00±0,00	0,94±0,22	0,07
11. O tecido glandular é claro		1,00±0,00	1,00±0,00	1,00	1,00±0,00	1,00±0,00	1,00
12. O fundo é escuro		1,00±0,00	1,00±0,00	1,00	1,00±0,00	1,00±0,00	1,00

Analisando as colunas para as mamas com espessuras de 60/75 mm, a variação foi considerada significativa no critério 4 ( $p=0,02$ ). Este resultado poderia ser explicado pelo uso de baixos valores de tensão pelo CAE para mamas mais espessas e/ou mais densas. O maior

valor de energia utilizada pelo CAE para as mamas de 75 mm espessura foi 32 kV dentre todas as técnicas de exposição coletadas.

Outro fator relevante a ser considerado é o posicionamento incorreto da fotocélula sob o tecido glandular em alguns exames, independentemente de identificarmos um aumento dos valores de CNR no Grupo 2.

Essa avaliação foi feita em imagem clínica, onde o ruído estrutural do tecido mamário pode ser um fator determinante e significativo na visibilidade das lesões e pode ter impacto sobre a identificação dos parâmetros radiográficos ótimos, como discutido por WILLIAMS *et al.*, (2008).

No entanto, os resultados da tabela 22 mostram um aumento da taxa de detecção de contraste de limiar para todas as espessuras no Grupo 2. Isso significa que o processo de otimização promoveu a redução da dose, e manteve a qualidade da imagem. Os 12 critérios de qualidade apresentados na tabela 29 foram atendidos na Sala 2 em 91,67% para todas as espessuras de mamas, e não houve relatos sobre artefatos.

SAMEI *et al* (2007) determinaram experimentalmente a relação entre a dose de radiação e a precisão do observador na detecção e discriminação de lesões simuladas para mamografia digital. Concluíram que a redução da dose em mamografia digital tem um efeito mensurável, mas modesto no diagnóstico. A pequena magnitude do efeito, em resposta à redução drástica da dose, indica possibilidade para uma modesta redução da dose na mamografia digital, entretanto, pode aumentar o tempo de leitura para o diagnóstico. HUDA *et al* (2004) concluíram que os fatores da técnica de exposição têm pouco efeito no desempenho para a detecção de lesões maiores do que 0,8 mm, mas que a visibilidade das lesões pequenas é afetada pelo ruído quântico. Os resultados estão de acordo com CARROL (2007), que descreve que o uso do CAE é especialmente crítico para sistemas digitais, devido a necessidade de se assegurar que o tecido de interesse recubra as células da fotocélula do CAE. A descentralização do tecido glandular em relação à fotocélula pode resultar em finalização prematura da exposição, resultando em imagens com ruído. Se o ruído é problema, o valor da tensão (kV) deve ser aumentada até que uma quantidade suficiente de sinal tenha atingido as células do detector do CAE. Esta ação não apenas garante um bom nível de penetrabilidade, mas também poupa a paciente de receber uma dose de radiação de uma forma oposta daquelas técnicas que usam altos valores de mAs.

## CAPÍTULO 5

### CONCLUSÃO

A partir dos resultados deste trabalho, demonstra-se que a hipótese do método de otimização baseado na obtenção de uma CNR alvo para exames de mamografia digital CR é viável e traz benefícios diretos na rotina clínica, como otimização da qualidade da imagem e da dose glandular média (DGM).

O valor da CNR alvo em ambas as salas foi identificada como 8,5 para o sistema de mamografia digital Fuji Profect One associado aos mamógrafos Hologic Lorad Affinity.

A partir da reprodução das técnicas de exposição de dados de pacientes que estavam armazenadas no PACs, as técnicas de exposição otimizadas que fornecem os valores de CNR com valores de DGM aceitáveis foram utilizadas como referência para ajustes no Controle Automático de Exposição (CAE).

Após os ajustes, em ambas as salas, houve aumento no número de exames cujos parâmetros de exposição forneceram respostas maiores que o valor da CNR alvo de 8,5, após o processo de otimização (Grupo 2), o que minimiza as possibilidades de comprometimento da qualidade da imagem para estruturas menores, como as microcalcificações

O valor médio do Limiar de Contraste Previsto (LCp) para todas as espessuras avaliadas foi reduzido após o processo de otimização, isto é, mais próximos do limiar de contraste de 23% para o detalhe de 0,1 mm diâmetro. O valor médio da DGM para ambas as salas manteve-se próxima aos limites aceitáveis estabelecidos para todas as espessuras de mama pelo *European Guidelines* (2006).

Este fato deve-se à definição dos parâmetros otimizados de ajuste do Controle Automático de Exposição (CAE) para o Grupo 2, com o intuito de evitar doses muito baixas, com ruído aumentado e conseqüentemente necessidade de repetição do exame. Os 12 critérios de qualidade apresentados foram atendidos na Sala 1 em 91,7% para as mamas de

espessuras de 45/53 mm e em 83,3% para as para as mamas de espessuras de 60/75 mm. Na Sala 2 este índice foi de 91,7% para todas as espessuras de mama. Não houve relatos sobre artefatos em nenhuma das duas salas.

O método de otimização aplicado contribuiu para a detecção precoce do câncer de mama nas pacientes que realizaram seus exames nos equipamentos após os ajustes do CAE, cumprindo-se o também o critério ALARA.

As principais contribuições deste trabalho são: 1) a proposta de uma nova metodologia para determinação do valor do CNR alvo; 2) a determinação das técnicas de exposição ideais de exposição para os valores de CNR alvos para mamas com espessura variando de 45 a 75 mm; e 3) a calibração do CAE de mamógrafos utilizados para exames de mamografia digital CR operando com base nos valores de CNR alvo, fornecendo respostas otimizadas de dose e de qualidade da imagem e 4) validação do método a partir da análise de imagens clínicas.

## 5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Além da metodologia de otimização das técnicas a partir dos valores da CNR alvo, sugere-se: 1) o desenvolvimento de sistemas de CAEs que operem com base nos valores de CNR alvo para cada tipo de detector utilizado, pois a CNR é uma grandeza adequada para a monitoração dos padrões de qualidade da imagem; 2) que a metodologia proposta seja incorporada nas rotinas dos testes de aceitação dos equipamentos de mamografia e 3) avaliar a DGM para todas as combinações entre sistemas CR, independente do fabricante da unidade de mamografia.

## REFERÊNCIAS

ACR, American College of Radiology. **Breast Imaging Reporting and Data System Atlas BI-RADS Atlas**. Reston, Va: American College of Radiology; 2003.

AAPM, American Association of Physicists in Medicine. **Assessment of display performance - Task Group 18 for medical imaging systems AAPM**. College Park, MD, n. 03, apr. 2005.

AAPM, American Association of Physicist in Medicine. **Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems**. College Park, MD, n. 10, 2006.

BALDELLI, P.; PHELAN, N.; EGAN, G. A novel method for contrast-to-noise ratio (CNR) evaluation of digital mammography detectors. **Eur. Radiol.**, v.19, n.9, p. 2275 – 2285, 2009.

BAUAB, S. P. Mamografia digital: um caminho sem volta. **Radiol. Bras.**, v. 38, n. 3, p. 3-4, 2005.

BIJKERK, K. R.; THIJSEN, M. A. O.; ARNOLDSEN, Th. J. M. **Modification of the CDMAM contrast-detail phantom for image quality of Full Field Digital Mammography systems**. IWDM report. Radboud University Nijmegen, the Netherlands, 2000.

BLOOMQUIST, A. K.; YAFFE, M.J. Quality control for digital mammography in the ACR IN DMIST trial: Part I. **Med. Phys.**, v.33, n.3, p.719-736, 2006.

BOSMANS, H., CARTON. A.K., ROGGE, F., ZANCA, F., JACOBS, J., ONGEVAL, C. Van, NIJS, K., STEEN, A. Van, MARCHAL, G. **Image quality measurements and metrics in full field digital mammography: an overview**.Rad. Prot. Dos. Vol. 117, No. 1–3, pp. 120–130, 2005

BURGHT, R.; THIJSEN, M. T.; BIJKERK, R. Artinis Medical Systems BV St. Walburg. **Manual Contrast-Detail Phantom CDMAM 3.4 CDMAM Analyser software V1.2**, The Netherlands, 2010.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J.A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**, Lippincott Williams & Wilkins, 2e, 2002.

CALDAS, F. A. A.; ISA, H. L. V. R.; TRIPPLA, A. C.; Controle de qualidade e artefatos em mamografia. **Radiol. Bras.**, v.38, n.4, p. 295-300, 2005.

CARROL, Q.B. **Practical Radiographic Imaging**. 8. ed. Springfield: Charles C Thomas Pub Ltd, 2007.

CHEN, R C; LONGO, R ; RIGONS, L; ZANCONATI, F.; PELLEGRIN, A.; ARFELLI, F.; DREOSI, D.; MENK, R.H.; VALAZZA, E.; XIA, T.; CASTELLI, E. Measurement of the linear attenuation coefficients of breast tissues by synchrotron radiation computed tomography. **Med. Phys.**, v.55, p.4993-5005, 2010.

CHEVALIER, M.; MORÁN, P.; TEN, J. I.; SOTO, J. M. F.; CEPEDA, T.; VAÑO, E.; Patient dose in digital mammography. **Med. Phys.**, v. 31, n. 9, p. 2471-2479, 2004.

CORREA, R. S.; PEIXOTO, J. E.; SILVER, L. D.; DIAS, C. M.; NOGUEIRA, M. S.; HWANG, S. F.; FERREIRA, R. S. Impacto de um programa de avaliação da qualidade da imagem nos serviços de mamografia do Distrito Federal. **Radiol. Bras.**, v. 41, n. 2, p. 109-114, 2008.

COUTINHO, C. M. C. **Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico**. 116 f. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) - Programa de Pós-Graduação (COPPE) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.

DANCE, D.R., SKINNER, C. L., YOUNG, K. C., BECKETT, J. R., KOTRE, C. J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Phys. Med. Biol.**, v. 45, p. 3225 - 3240, 2000a.

DANCE, D. R.; THILANDER, A. K.; SANDBORG, M.; SKINNER, C. L.; CASTELLANO, I.A.; CARLSSON, G. A. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. **Br. J. Radiol.**, v.73, n.874, p.1056-1067, 2000b.

DANTAS, M V A, **Dose glandular e controle de qualidade da imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada**. 119f. Dissertação Programa de Pós Graduação em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais – CNEN-CDTN- Belo Horizonte, 2010.

DOYLE, P.; MARTIN, C. J. Calibrating automatic exposure control devices for digital radiography. **Phys. Med. Biol.**, n. 51, p. 5475-5485, 2006.

**EIZO NANA CORPORATION- Sensor Solutions- UX1 Auto Calibration Photometer-** Manual of use, jun 2007.

EUREF, European Guidelines for Breast Cancer Screening 4th edition, European Commission: EVAN ENGEN, R.; BOSMANS, H.; YOUNG, K.; THIJSEN, M. 2010 The European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening: part B - Digital mammography. **Clinical Evaluation Protocol Version 1.22**. European Guidelines for Breast Cancer Screening 4th edition, European Commission, 2006.

EUREF, European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services – EUREF. **Clinical Evaluation Protocol**. Version 1.22, Aug 2010.

EUREF, European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services – EUREF. **Type Testing Protocol**. Version 1.12, Nov. 2011.

FANTI, D.; BASSO, R. MTF resolution of images obtained without an acquisition system, **International Conference on the Shroud of Turin “PERSPECTIVES OF A MULTIFACETED ENIGMA”**: Columbus, - Ohio, Aug.2008

FREITAS, A. G.; KEMP, C.; LOUVEIRA, M. H.; FUJIWARA, S. M.; CAMPOS, L. F. Mamografia Digital: Perspectiva atual e aplicações futuras. **Radiol Bras.**, São Paulo, v.39, n.4, p. 287-296. 2006.

HAUS, A.G.; YAFEE, M. Screen-film and digital mammography: image quality and radiation dose considerations. **Radiol. Clin. North. Am.**, v.38, n.4, p.871–898, 2000.

HUDA, W.,SAJEWICZ, A.,OGDEN, K.M. Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital mammography imaging system. **Med Phys**.v.30, p.442-448, 2003.

HUDA, W.; OGDEN, K. M.; SCALZETTI, E. M.; DUDLEY, E. F.; DANCE, D. R. How do radiographic techniques affect mass lesion detection performance in digital mammography? Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, Proceedings of SPIE. **Med. Imag.**, v.5372, p.1605-7422, feb. 2004.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Radiological protection of patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy: proceedings of an international conference, held in Malaga, Spain**. Vienna, n.1113, p. 26–30. 2001.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Optimization of the Radiological Protection of Patients: Image Quality and Dose in Mammography**. Vienna, n.83, may 2005.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice**. Vienna, n. 457, sep. 2007.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Exposure indicators and patient dose estimation in CR and DR**, Radiation Protection in Digital Radiology *doc L0.2* Disponível em

<[https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1\\_TrainingMaterial/DigitalRadiology.htm](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1_TrainingMaterial/DigitalRadiology.htm)>. Acesso em: dez. 2010.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Quality Assurance Programme For Digital Mammography: Iaea Human Health Series**. Vienna, n.17, 2011.

INCA, Instituto Nacional do Câncer MS, Ministério da Saúde: **Mamografia: da prática ao controle**. Rio de Janeiro, 2007.

INCA, Instituto Nacional do Câncer. **Informe SISMAMA 2010**. Disponível em <<http://www1.inca.gov.br/inca/Arquivos/Sismama.pdf>>. Acesso em: 12 abr. 2011.

INCA, Instituto Nacional do Câncer. **Controle do câncer de mama - documento de Consenso 2004**.

Disponível em <<http://www1.inca.gov.br/publicacoes/ConsensoIntegra.pdf>>. Acesso em: 10 nov. 2012.

INCA, Instituto Nacional do Câncer. **Estimativa 2012 - incidência de câncer no Brasil**. Disponível em

<<http://www.inca.gov.br/estimativa/2012/estimativa20122111.pdf>>. Acesso em: nov. 2012.

INCA Instituto Nacional de Câncer, MS, Ministério da Saúde: **Atualização para Técnicos em Mamografia** Rio de Janeiro: INCA, 2012.

ICRP (INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION), 1996, Radiological Protection and Safety in Medicine, **ICRP Publication 73**, Pergamon Press, Oxford and New York.

**Instruction Manual Fluke Biomedical**, model 07621m, 2008.

IRD/CNEN. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear/Ministério da Ciência e Tecnologia. **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante**. Brasil dez. de 2002 e revisado em out. 2011.

KALAF, E. S. **Padrões Mamográficos e Densidade Mamária**. Disponível em: <[http://www.radiologiaclinicadecampinas.com.br/info\\_11.htm](http://www.radiologiaclinicadecampinas.com.br/info_11.htm)>. Acesso em 18 de maio de 2009.

KARSSEMEIJER, N; THIJSEN, M.A.O. **Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis**. Amsterdam: Elsevier, p. 155-160, 1996.

KONSTANTINIDIS, A. C. **Evaluation of X ray detectors for medical imaging applications**. 2011. 239 f. Thesis (Phd) - Department of Medical Physics and Bioengineering - University College London, London, 2011.

MacKENZIE, A. Validation of correction methods for the non-linear response of digital radiography systems. **Brit. Journ. of Radio.**, 81, 341–345, 2008.

MAHADEVAPPA, Mahesh. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Digital Mammography: an overview. **Radiog.**, v.24, n.6 , p. 1747-1760, nov. 2004.

MARSHALL, N. W.; MONNIN, P.; BOSMANS, H.; BOCHD, .F O.; VERDUN F. R. Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems. **Phys. Med. Biol.** 56 p.4201-4220, jun 2011.

MS, Ministério da Saúde – MS. **Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Portaria n.453, 1998.

MS, Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. **Radiodiagnóstico médico: desempenho de equipamentos e segurança**. Brasília: ANVISA, 2005.

MS, Ministério da Saúde – MS. **SISMAMA - Sistema de Informação do Câncer de Mama**, Portaria n° 779/SAS, dez, 2008.

MS, Ministério da Saúde. **Programa Nacional de Qualidade em Mamografia**. Portaria n.531, 2012.

MONNIN, P.; MARSHALL, N. W.; BOSMANS, H.; BOCHD, F. O.; VERDUN F. R. Image quality assessment in digital mammography: NPWE as a validated alternative for contrast detail analysis. **Phys. Med. Biol.** v.56 (14), p.4221-4238, jul 21, 2011.

MORAN, P.; CHEVALIER, M, **Técnicas de Radiodiagnóstico: Mamografía.** Master en física biomédica. Física Médica, Dpto. de Radiología, Universidad Complutense de Madrid, 2008.

MURPHY, A. M. Mammography Screening for Breast Cancer. A View from 2 Worlds **JAM**, v. 303, n.2, p.166-167, 2010.

NEWMAN J. Quality control and artifacts in mammography. *Radiol Technol*; v. 70, p.61 -76, 1998.

NEMA PS 3.14-2000. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Display Standard Function. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2000. <http://www.nema.org/>. Draft viewable at [http://medical.nema.org/dicom/2000/draft/00\\_14DR.PDF](http://medical.nema.org/dicom/2000/draft/00_14DR.PDF), Available for purchase in whole or in parts from Global Sales, Global Engineering Documents, 15 Inverness Way East Englewood, COLORADO, 80112 USA; <http://global.ihs.com/>.

NHSBSP, National Health Service Breast Screening Programme. **Evaluation of the Fuji profect computerized radiography system.** Sheffield, Equipment Report 0605, Set. 2006.

NHSBSP National Health Service Breast Screening Programme. **Technical evaluation of the Siemens Novation Full field digital mammography.** Sheffield, Equipment Report 0710, Dec. 2007.

NHSBSP, National Health Service Breast Screening Programme. **Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems.** Sheffield, equipment Report 0604, Abr. 2009.

NCRP. **Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment.** NCRP Report n. 99. NCRP Publications, Bethesda, 1988.

NEES, A. V. Digital mammography: are there advantages in screening for breast cancer?. **Acad. Radiol.**, v. 15, n.4, p. 401-407, 2008.

ONGEVAL, C. V.; STEEN, A. V.; GENIETS, C.; DEKEYZER, F.; BOSMANS, H., MARCHAL, G. Clinical image quality criteria for full field digital mammography: a first practical application. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 129, n. 1-3, p. 265 – 270, 2008.

PISANO, E. D.; COLE, E. B.; HEMMINGER, B. M.; YAFFE, M. J.; AYLWARD, S. R.; MAIDMENT, A. D. A.; JOHNSTON, R. E.; WILLIAMS, M. B.; NIKLASON, L. T.; CONANT, E. F.; FAJARDO, L. L.; KOPANS, D. B.; BROWN, M. E.; PIZER, S. M. Image Processing Algorithms for Digital Mammography: A Pictorial Essay. **Radio Graphics**, v. 20, n.5, p.1479–1491, 2000

PISANO, E. D.; GATSONIS, C.; HENDRICK, E.; YAFFE, M.; BAUM J. K.; ACHARYYA, S.; CONANT, E. F.; FAJARDO, L. L.; BASSETT, L.; ORSI, Carl D'; JONG, R.; REBNER, M.. Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening for the Digital Mammographic Imaging Screening Trial (DMIST) Investigators Group, **N. Eng. J. Med.**, 2005.

ROSENSTEIN, M. Diagnostic Reference Levels for Medical Exposure of Patients: ICRP Guidance and Related ICRU Quantities. **Healthy Physics**, v. 95, n.5, p.528-534, 2008.

SALA, M.; SALAS, D.; BELVIS, F.; SÁNCHEZ M., FERRER, J.; OBANEZ, J.; ROMÁN, R.; FERRER, F.; VEGA A.; LASO, M. S.; CASTELLS, X. Reduction in False-Positive Results after Introduction of Digital Mammography: Analysis from Four Population-based Breast Cancer Screening Programs in Spain, **Radiol.** v. 258 (2), p. 388-395, 2011.

SAMEI, E. Performance evaluation of computed radiography systems. **Med. Phys.**, v.28, n.3, p. 361–371, 2001.

SAMEI, E., FLYNN, M. J. An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems. **Med. Phys.**, v. 29, p. 447–459, 2002.

SAMEI, E.; SAUNDERS, R S; BAKER, J. A.; DELONG, D. M. Digital Mammography: Effects of Reduced Radiation Dose on Diagnostic Performance. **Radiol.**, v. 243, n.2, p. 396-404, 2007.

SAMOHYL, R. W. **Controle estatístico de qualidade**. Rio de Janeiro: Campus, 2009.

SEIBERT, J.A.; BOONE, J. M.; COOPER, V. “Quantitative analysis of a dedicated computed radiography system for mammography.” **Proceed. SPIE**, p. 4682:447–456, 2002.

SEIBERT, J.A., Computed Technology Radiography, University of California, Davis, 2004.

SIEGEL, E.; KRUPINSKI E.; SAMEI E.; FLYNN M.; ANDRIOLE K.; ERICKSON B.; THOMAS J.; BADANO A.; SEIBERT A.; PISANO E.: Digital mammography image quality: image display. **Journ. of the Americ. Col. of Radiol. JACR**; v.3, n.8, p.615-627, 2006

SPRAWLS, P. **Physical principles of medical imaging: mammography physics and technology for effective clinical imaging.** Disponível em: <<http://www.sprawls.org/resources/MAMMO/module.htm>>. Acesso em: 07 mai. 2010

SPRAWLS, P. **Physical principles of medical imaging: mammography physics and technology for effective clinical imaging.** Disponível em: (<http://www.sprawls.org/resources/IMGCHAR/module/#20>). >. Acesso em: 07 mai. 2010.

TAKEO, H.; SHIMURA, K.; IMAMURAK, T. Detection System of Clustered Microcalcifications on CR Mammogram. **Ieice Trans. Inf. & Syst.**, v. E88–D, n.11, 2005.

THIJSEN, M.A.O., THIJSEN, H.O.M, MERX, J.L.,van WOENSEL, M.P.L.M. A definition of image quality: the image quality figure. **BIR Report 20**: Optimization and patient exposure in diagnostic radiology, 1989.

**SBSP. The Scottish Breast Screening Programme in Glasgow.** Disponível em: <<http://www.westscotradiology.org.uk/Victoria.html>>. Acesso em ago. 2012.

VANO, E. ICRP recommendations on managing patient dose in digital radiology. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 114, n. 1-3, p.126-130, 2005.

VELDKAMP, W. J. H.; THIJSEN, M. A. O.; KARSSEMEIJE, N. The value of scatter removal by a grid in full field digital mammography. **Med. Phys.**, v. 30 n. 7, p. 1712–1718, jun. 2003.

VERBRUGGE, B. **Validation of analysis methods for automated cdmam reading.** 2007. 56 f. Thesis (Graduate Advanced Studies of Medical Radiation Physics) - Katholieke Universiteit Leuven, Leuven, 2007.

VERMA, B.; MCLEOD, P.; KLEVANSKI, A. Classification of benign and malignant patterns in digital mammograms for the diagnosis of breast cancer. **Exp. Syst. with App.**, U.K.: Elsevier, v. 37, tissue 4, p. 3344-3351, 2010.

VISSER, R.; KARSSMAIJER, N. **Manual CDCOM versão 1.5.2: software for automated readout of CDMAM 3.4 images.** Disponível em: <[www.euref.org](http://www.euref.org)>. Acesso em Dez. 2012.

VUOLO, J. H. Fundamentos da Teoria do Erros. 2ª Ed, Editora Edgard Blücher, Ltda, 2005.

WEYNE, G.R.S., Determinação do tamanho da amostra em pesquisas experimentais na área de saúde. **Arq. Med. ABC**, v.29 n. 2, p.87-90, 2004.

WILLIAMS, M. B.; RAGHUNATHAN, P.; MORE, M. J.; SEIBERT, J. A; KWAN, A.; LO, J. Y; SAMEI, E.; RANGER, N. T.; FAJARDO, L. L.; MCGRUDER, A.; MCGRUDER, S. M.; MAIDMENT, A. D. A; YAFFE, M. J.; BLOOMQUIST, A.; MAWDSLEY, G. E. Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. **Med. Phys.**, v. 6, n. 35, p. 2414-2423, 2008.

YAFFE, M. J.; MAINPRIZE, J.G. Detectors for digital mammography. **Technol Cancer Res Treat**, v.3, n.4, p.309–324, 2004.

YAFFE, M.J.; BLOOMQUIST, A. K., Quality control for digital mammography: Part II recommendations from the ACRIN DMIST trial. **Med. Phys.**, v.33, n.3, p.737-752, 2006.

YAFFE, M. J.; MAINPRIZE, J.G. Risk of Radiation-induced Breast Cancer from Mammographic Screening. **Radiol.**, v 258, p. 98-105, 2011.

YOUNG, K C; ODUKO, J M; BOSMANS, H; NIJS, K; MARTINEZ, L. Optimal beam quality selection in digital mammography. **Brit. Journ. of Radio.** v.79, n.948, p. 981 - 990, 2006a.

YOUNG, K. C.; COOK, J. J.H.; ODUKO, J. M.; BOSMANS, H. Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems. In Proceedings of SPIE. **Med. Imag.**, San Diego, v.6142, p.1-13, mar. 2006b.

YOUNG, K. C.; COOK, J. J. H.; ODUKO, J. M.; BOSMANS, H. Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems in Proceedings of SPIE. **Med. Imag**, v. 6142, p. 1-13, 2006c.

YOUNG, K. C.; ODUKO, J. M.; GUNDOGDU, O. ; ALSAGER, A. Comparing the performance of Digital Mammography Systems. **Lect. Not. in Comp. Sci.** v. 5116, p. 732-739, 2008.

ZANCA, F.; ONGEVAL, C. V.; JACOBS, J.; MARCHAL, G.; BOSMANS, H. A quantitative method for evaluating the detectability of lesions in digital mammography University Hospitals Leuven. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 129, 2008.

## **ANEXO A**

Declaração da direção clínica da clínica Diagnóstico Avançado por Imagem (DAPI), local onde o projeto foi desenvolvido, dispensando a autorização da Comissão de Ética para a realização do trabalho.



## DIAGNÓSTICO AVANÇADO POR IMAGEM

Liga das Senhoras Católicas de Curitiba

Dr. Ênio Rogacheski  
DIRETOR TÉCNICO MÉDICO  
CRM - PR 5190



Dr. Acir Rachid Filho  
Dra. Ana Maria Gonzaga Corso  
Dra. Ana Paula Bittencourt M. Lisboa  
Dr. André Francisco Gomes  
Dra. Andréa Maria Borges  
Dr. Arildo Corrêa Teixeira  
Dr. Arnolfo de Carvalho Neto  
Dr. Carlos Eduardo Del Valle  
Dra. Christiane Sayuri Kawasaki  
Dr. Cristian Malo Hillesheim  
Dr. Cristian Saievicz de Moraes  
Dra. Cintia Lopes Raymundo  
Dr. Danny Warszawiak  
Dr. Dante Luiz Scuissato  
Dra. Débora Brighente Bertholdo  
Dr. Eduardo Mendel Balbi Filho  
Dr. Ênio Rogacheski  
Dr. Enrique Antonio Vidal  
Dr. Erick Przybysz Pinto  
Dr. Fabiano Ferrari Lucaski  
Dra. Fernanda Mota Felipe  
Dr. Flávio Loureiro  
Dr. Francisco de Paula Feijó  
Dra. Gabriela de Melo Rocha  
Dra. Glauce Adeline B. R. Bubicz  
Dr. Graciliano José França  
Dr. Guilherme Augusto Bertoldi  
Dra. Karen Yurimi Kume  
Dra. Linei Augusta Dellê Urban  
Dr. Lucas Formighieri  
Dr. Lucas Gennaro  
Dr. Luiz Otávio de Mattos Coelho  
Dra. Magda de Castro V. Tavares  
Dr. Marcello Zapparoli  
Dr. Marcus Adriano Trippia  
Dr. Mauricio Zapparoli  
Dra. Patrícia Danielle S. Zanatta  
Dr. Paulo Herinque Stahlke  
Dr. Paulo Sérgio Dalla Bona Stahlke  
Dr. Rafael Artigas Fauz  
Dr. Renato Fauz  
Dr. Rodrigo O. C. de Aguiar  
Dra. Rosângela Trova Hidalgo  
Dr. Sandro Zaleski Salloum  
Dr. Sérgio Eiji Ono  
Dr. Sérgio Mazer  
Dr. Silvio Atsushi Ogata  
Dra. Simone Zandoná Rodrigues  
Dra. Tatiana Araújo Fernandes  
Dra. Tuizy de Freitas Guimarães  
Dr. Vinicius Chissini Paganella  
Dra. Viviane Carvalho Franceschi

● RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

● TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

● ULTRASSONOGRAFIA

● MAMOGRAFIA

● DENSITOMETRIA ÓSSEA

● RAIOS X

Unidade Mercês  
Rua Brigadeiro Franco, 122 | Mercês  
Curitiba PR | Cep 80.430-210

Unidade Shopping Palladium  
Av. Pres. Kennedy, 4121 | G 2 | Portão  
Curitiba PR | Cep 80.610-010

Central de Atendimento  
41 3250 3000

www.dapi.com.br

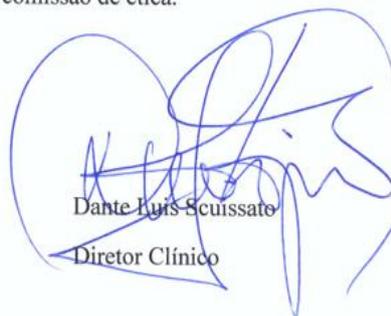
O projeto de doutorado intitulado **Qualidade da Imagem, limiar de contraste e dose glandular média em mamografia digital CR**, foi desenvolvido nesta instituição no período de janeiro de 2010 a outubro de 2010, pela física Rosângela Requi Jakubiak. O processo de otimização foi uma demanda da clínica, em função da introdução de nova tecnologia em mamografia.

A pesquisa foi realizada com imagens de pacientes que se submeteram aos exames de mamografia nesta instituição. A rotina do exame de mamografia não foi alterada, e nenhum procedimento adicional foi realizado com as pacientes.

Os mamógrafos foram submetidos à metodologia de calibração proposta pelo European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis (2006) com o objetivo de otimizar a qualidade da imagem em mamografia digital computadorizada (CR). Os dados coletados para este trabalho são referentes aos exames realizados no período pré e pós calibração do Controle Automático de Exposição (CAE).

As imagens foram reavaliadas pelos médicos da clínica a partir do método proposto por Ongeval (OGENVAL *et al*, 2008, p.265-270) no sistema PAC's (Picture Archiving Communication System).

Considerando estes requisitos, o projeto foi aprovado para ser desenvolvido na clínica, dispensando a aprovação da comissão de ética.

  
Dante Luis Scuissato  
Diretor Clínico