



**DOSE GLANDULAR E CONTROLE DE QUALIDADE  
DA IMAGEM EM SERVIÇOS DE MAMOGRAFIA COM  
SISTEMA DE RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

**Marcelino Vicente de Almeida Dantas**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, como requisito parcial à obtenção do Grau de Mestre.

2010

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Comissão Nacional de Energia Nuclear  
CENTRO DE DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA NUCLEAR  
**Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e  
Materiais**

**DOSE GLANDULAR E CONTROLE DE QUALIDADE DA IMAGEM EM  
SERVIÇOS DE MAMOGRAFIA COM SISTEMA DE RADIOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA**

Marcelino Vicente de Almeida Dantas

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciência e  
Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, como requisito parcial à  
obtenção do Grau de Mestre

Área de concentração: Ciência e Tecnologia das Radiações.

Orientador: Dra. Maria do Socorro Nogueira

Belo Horizonte  
2010

**DEDICO**

Dedico este trabalho aos meus pais e a minha irmã

## AGRADECIMENTOS

A minha família pela estrutura e apoio e por estar comigo, mesmo distante, em pensamentos.

A tia Lúcia por ser a minha “segunda” mãe.

A minha namorada Thatiane pela companhia e pelo apoio.

Aos meus amigos de Aracaju: Janisson, Ítalo, Ricardo, Peu, Ben-Hur, Suellen, Othon, Thiago Deda, Daniele Fantim, Dalton e Fabinho.

A prof. Dra. Maria do Socorro Nogueira pela orientação técnica, pelo ótimo tratamento e pelo apoio do começo ao fim. Tive muita sorte. Melhor orientadora eu não encontraria.

Ao prof. Dr. João Emílio Peixoto pela fundamental colaboração para a realização deste trabalho.

Ao prof. Dr. Teógenes Augusto da Silva pelo apoio e sugestões e por compartilhar seus conhecimentos.

Ao pessoal da Vigilância Sanitária de Minas Gerais: Geórgia, Maurício e Joceli pelo empenho em tornar possível a realização desse trabalho.

A Margarita Chevalier Del Rio da Sociedad Española de Física Medica por ter cedido, gentilmente, o Protocolo de Control de Calidad en Mamografia Digital.

Ao pessoal da Fuji, em especial Kellen e Paulo e ao pessoal da Kodak, em especial Walter e Jorge.

A minha parceira Priscila pela ótima convivência e companheirismo.

Ao meu parceiro Fred pelos ensinamentos e pelo apoio.

Aos amigos Paulo Márcio, Paulo Rosado, Adriana, Camilla, Cássio, Vítor e Márcio pelas ajudas técnicas e amigas, em especial, ao Peterson pela disposição em ajudar na formatação final deste trabalho.

A Thessa pelo carinho e pelo apoio.

Ao Cláudio Domingues do IRD pela troca de conhecimentos e discussões técnicas.

Aos colegas e amigos da turma do mestrado.

Ao pessoal do laboratório: Annibal, Carlinhos, Bittar, Flavinho e Elton Gomes.

Ao Adriano pela disposição em tirar as fotos dos equipamentos.

Ao pessoal do futebol pelos momentos de descontração, em especial Romário, Filipetto e Vinícius.

Ao pessoal da Secretaria da Pós Graduação: Roseli, Cerisa e Fulgêncio.

Ao CDTN por me acolher e fornecer meios de busca do conhecimento.

A CNEN pelo fornecimento da bolsa de mestrado.

Finalmente, agradeço a Deus a oportunidade de estar vivendo este momento especial.

“A mente que se abre para uma nova idéia jamais volta ao seu tamanho original”.  
*Albert Einstein*

## DOSE GLANDULAR E CONTROLE DE QUALIDADE DA IMAGEM EM SERVIÇOS DE MAMOGRAFIA COM SISTEMA DE RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Marcelino Vicente de Almeida Dantas

### RESUMO

O câncer de mama é o câncer mais comum entre as mulheres, e a detecção precoce é crucial para seu diagnóstico e tratamento. Atualmente, o método mais efetivo para a detecção precoce do câncer de mama é a mamografia, onde o sistema tela/filme é o padrão ouro. Entretanto, apesar do sistema tela/filme ter sido melhorado e otimizado ao longo dos anos, para imagens da mama, existem algumas limitações críticas, incluindo faixa de exposição, artefatos da imagem, problemas no processamento dos filmes, e inflexibilidade em processamento das imagens e gerenciamento dos filmes. Nos últimos anos, a mamografia digital tem sido introduzida nos programas de rastreamento do câncer, com o sistema tela/filme sendo gradualmente substituído.

A radiografia computadorizada (*computed radiography* - CR), comumente conhecida também como *photostimulable phosphor (PSP)* ou *storage phosphor*, emprega placas de imagem reutilizáveis e computadores e programas associados para adquirir e mostrar as radiografias de projeção digital.

Neste trabalho foi testado um modelo de protocolo para a realização do controle de qualidade de imagem e de avaliação de doses glandular em 19 instituições com sistemas de radiografia computadorizada em mamografia. O protocolo foi validado através de testes feitos no Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia (LARAM) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN).

A avaliação visual da qualidade da imagem do *phantom* CDMAM mostrou que 53% dos serviços conseguiram produzir imagens de ótima qualidade. Já a avaliação automatizada da qualidade da imagem, através do *software* de análise *cdcom.exe*, mostrou que 57% das imagens eram de boa qualidade. O teste da linearidade do detector mostrou que a resposta do sistema CR é bastante linear, onde 95% dos serviços

avaliados foram considerados como estando conforme. Em relação ao ruído da imagem foi constatado que apenas 20% dos serviços estão de acordo com os parâmetros estabelecidos para este teste.

As doses glandulares média (DGM), a qual estavam sujeitas as pacientes ao realizar um exame, estiveram abaixo dos níveis de ação recomendados pelo Protocolo Europeu de Garantia de Qualidade para o Rastreamento Mamográfico, em 70% dos serviços avaliados. Entretanto, se forem considerados os níveis desejáveis, a situação torna-se preocupante, tendo em vista que mais da metade dos serviços avaliados acusaram doses acima desses níveis. Além disso, para a espessura padrão de 50 mm de PMMA, a DGM mostrou-se 87% maior no sistema CR do que no sistema convencional.

Palavras chaves: Radiodiagnóstico; Mamografia; Radiografia Computadorizada; Controle de Qualidade; Dose Glandular.

# GLANDULAR DOSE AND IMAGE QUALITY CONTROL IN MAMMOGRAPHY FACILITIES WITH COMPUTED RADIOGRAPHY SYSTEMS

Marcelino Vicente de Almeida Dantas

## ABSTRACT

Breast cancer is the most common cancer among women, and early detection is critical to its diagnosis and treatment. To date, the most effective method for early detection of breast cancer has been x-ray mammography for which the screen/film (SF) technique has been the gold standard. However, even though SF combinations have been improved and optimized over the years for breast imaging, there are some critical limitations, including a narrow exposure range, image artifacts, film processing problems, and inflexibility in image processing and film management. In recent years, digital mammography has been introduced in cancer screening programmes with the screen/film techniques gradually being phased out.

Computed radiography (CR), also commonly known as photostimulable phosphor (PSP) imaging or storage phosphor, employs reusable imaging plates and associated hardware and software to acquire and to display digital projection radiographs.

In this work, a protocol model was tested for performing image quality control and average glandular dose (AGD) evaluation in 19 institutions with computed radiography systems for mammography. The protocol was validated through tests at the Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia (LARAM) from the Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN).

The image quality visual evaluation of CDMAM phantom showed that 53% of the facilities were able to produce images of excellent quality. Furthermore, the automated evaluation of image quality, using the analyze software *cdcom.exe*, showed that 57% of the images were considered to be of good quality. The detector linearity test showed that the CR response is very linear, where 95% of facilities evaluated were considered to be compliant. For the image noise was found that only 20% of facilities are in agreement with the parameters established for this test.

The average glandular doses, which patients may be getting to perform an examination, were below the action levels recommended by the European Protocol for Quality Assurance in Mammography Screening in 70% of the facilities. However, if acceptable levels were considered, the situation becomes complicated because more than half of the facilities have obtained doses above these levels. Moreover, for 50 mm PMMA thickness standard, the AGD was 87 % higher than in screen/film systems.

Keywords: Radiology; Mammography; Computed Radiography; Quality Control; Glandular Dose.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Exame mamográfico .....	27
Figura 2: Aparelho de Mamografia .....	28
Figura 3: Espectro de um feixe de raios X não filtrados de um alvo de molibdênio para diferentes faixas de energia [35].....	29
Figura 4: Espectro de feixes de raios X com alvo de ródio para diferentes faixas de energia [35].....	30
Figura 5: Fluxo de geração de imagens de mamografia do tipo CR [52].....	31
Figura 6: Aquisição da imagem no sistema CR .....	32
Figura 7: Sistema coletor da PSL [52].....	33
Figura 8: Modelo do complexo de luminescência foto-estimulada (PSLC) .....	37
Figura 9: Curva de atenuação para diferentes absorvedores de raios X.....	38
Figura 10: Processo de estímulo e emissão do fósforo fotoestimulável.....	39
Figura 11: Processo de leitura da placa de fósforo .....	40
Figura 12: Intervalo dinâmico do IP e do filme em função da exposição.....	41
Figura 13: Comportamento entre os valores de pixel e os tons de cinza. ....	42
Figura 14: <i>Software Image J</i> .....	52
Figura 15: VMP e DP calculado pelo <i>Image J</i> .....	53
Figura 16: <i>Phantom CDMAM</i> .....	53
Figura 17: Placas de alumínio .....	54
Figura 18: Objeto de teste padrão da resolução espacial.....	55
Figura 19: Placas de acrílico (PMMA).....	55
Figura 20: Detector de estado sólido e eletrômetro .....	56
Figura 21: Valores medidos pelo detector após uma única exposição .....	57
Figura 22: Placas de Fósforo .....	57
Figura 23: Monitor específico para laudos em mamografia de 5 Mega Pixels.....	58
Figura 24: Posicionamento do bloco de PMMA para o teste da linearidade .....	60
Figura 25: Posicionamento do detector para o teste da linearidade .....	61
Figura 26: Gráfico da relação do logaritmo do kerma pelo VMP.....	62
Figura 27: Gráfico da relação do kerma pelo pixel linearizado .....	62
Figura 28: Gráfico da relação do kerma pelo desvio padrão linearizado .....	63
Figura 29: Posicionamento do objeto de teste da resolução espacial .....	65

Figura 30: Avaliação da uniformidade do detector .....	65
Figura 31: Posição da placa de alumínio na medida da CNR .....	66
Figura 32: Posicionamento do <i>phantom</i> CDMAM .....	69
Figura 33: Relatório resultado do software cdcom.exe (CDMAM).....	70
Figura 34: Posicionamento do detector para as medidas das DGMs .....	72
Figura 35: Resultado da avaliação da linearidade do detector .....	84
Figura 36: Resultado da avaliação do ruído da imagem.....	86
Figura 37: Dispersão dos índices de potência encontrados na avaliação do ruído da imagem .....	87
Figura 38: Resultado da avaliação da uniformidade do detector.....	88
Figura 39: Resultado da avaliação da resolução espacial.....	90
Figura 40: Resultado da avaliação da SNR .....	91
Figura 41: Resultado da avaliação da CNR.....	93
Figura 42: Resultado da avaliação visual do <i>phantom</i> CDMAM.....	98
Figura 43: Resultado da avaliação automatizada do <i>phantom</i> CDMAM.....	99
Figura 44: Resultado da DGM para 20 mm de PMMA .....	101
Figura 45: Resultado da DGM para 30 mm de PMMA .....	101
Figura 46: Resultado da DGM para 40 mm de PMMA .....	102
Figura 47: Resultado da DGM para 50 mm de PMMA .....	103
Figura 48: Resultado da DGM para 60 mm de PMMA .....	105
Figura 49: Resultado da DGM para 70 mm .....	106
Figura 50: Comparação dos valores médios das DGMs medidas com os valores limites recomendados para cada espessura de PMMA.....	106
Figura 51: Resultado da avaliação da DGM.....	107

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Relação de fabricantes e tecnologias em mamografia digital [9].....	19
Tabela 2. Dose Glandular Média de diferentes sistemas de mamografia [17].....	21
Tabela 3: Estimativa de incidência de câncer no Brasil [1]. .....	25
Tabela 4: Características dos CRs atualmente comercializados. (No índice de exposição se utiliza a nomenclatura dos fabricantes para denominar este parâmetro) .....	35
Tabela 5: Valores limites e quilovoltagens referentes a cada espessura de PMMA .....	68
Tabela 6: Espessuras mínimas dos discos de ouros que deve ser visualizadas para cada diâmetro. ....	71
Tabela 7: Produto dos coeficientes g e c em função da CSR .....	73
Tabela 8: Valores do fator s para as diferentes combinações alvo/filtro.....	73
Tabela 9: Valores máximos da DGM para diferentes espessuras de PMMA .....	74
Tabela 10: Características dos mamógrafos dos serviços avaliados .....	82
Tabela 11: Características dos sistemas CR avaliados .....	83
Tabela 12: Resultados dos coeficientes de correlação ( $R^2$ ) de cada serviço avaliado....	84
Tabela 13: Resultados dos índices de potência encontrados nos serviços .....	85
Tabela 14: Valores médio de pixel e variações máximas de uniformidade do detector	87
Tabela 15: Resolução espacial das imagens avaliadas .....	89
Tabela 16: Valores de pixel e desvios padrão medidos na SNR .....	91
Tabela 17: Variação percentual da SNR.....	92
Tabela 18: Valores de CNR relativa referente a cada espessura de PMMA.....	93
Tabela 19: Valores encontrados na avaliação visual da qualidade da imagem com metade da técnica dada pelo CAE .....	95
Tabela 20: Valores encontrados com a técnica dada pelo CAE.....	96
Tabela 21: Valores encontrados com o dobro da técnica dada pelo AEC.....	97
Tabela 22: Discriminação das incertezas para a DGM.....	100
Tabela 23: Comparação das DGMs de vários estudos [45].....	104

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

<b>ADC</b>	Conversor Analógico-Digital
<b>AEC</b>	Controle Automático de Exposição
<b>ANS</b>	Agência Nacional de Saúde Suplementar
<b>ANVISA</b>	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
<b>CBR</b>	Colégio Brasileiro de Radiologia
<b>CNR</b>	Razão Contraste-Ruído
<b>CQ</b>	Controle de Qualidade
<b>CR</b>	Radiografia Computadorizada
<b>CSR</b>	Camada Semi-Redutora
<b>D</b>	Dose Absorvida
<b>DGM</b>	Dose Glandular Média
<b>DICOM</b>	Imagem e Comunicação Digital em Medicina
<b>DO</b>	Densidade Ótica
<b>DP</b>	Desvio Padrão
<b>DR</b>	Radiografia Digital Direta
<b>ESAK</b>	Kerma no Ar na Superfície de Entrada
<b>FDA</b>	Food and Drug Administration
<b>FFDM</b>	Mamografia Digital de Campo Total
<b>Gy</b>	Gray
<b>IAEA</b>	Agência Internacional de Energia Atômica
<b>INCA</b>	Instituto Nacional do Câncer
<b>IP</b>	Placa de fósforo / Image Plate
<b>K</b>	Kerma
<b>K<sub>i</sub></b>	Kerma no ar Incidente
<b>LARAM</b>	Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia
<b>lp/mm</b>	Pares de linha por milímetro
<b>LUT</b>	Transformações <i>look-up-table</i>
<b>NHSBSP</b>	Programa de Rastreamento do Câncer de Mama NHS
<b>OMS</b>	Organização Mundial da Saúde
<b>Pixel</b>	Picture Element

<b>PMMA</b>	<i>Polimetilmetacrilato</i> (acrílico)
<b>PMT</b>	Tubo Fotomultiplicadora
<b>PSL</b>	Luminescência Foto-Estimulada
<b>PSLC</b>	Complexo de Luminescência Foto-Estimulada
<b>PSP</b>	Fósforo Foto-Estimulável
<b>Raw Data</b>	Imagem sem processamento
<b>ROI</b>	Região de Interesse
<b>SNR</b>	Razão Sinal-Ruído
<b>VMP</b>	Valor Médio de Pixel
<b>X</b>	Exposição

## SUMÁRIO

RESUMO .....	VII
ABSTRACT .....	IX
LISTA DE FIGURAS .....	XI
LISTA DE TABELAS .....	XIII
LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES .....	XIV
1. INTRODUÇÃO.....	18
2. OBJETIVOS.....	23
2.1. OBJETIVO GERAL.....	23
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	23
3. REFERENCIAL TEÓRICO.....	24
3.1. Câncer de mama .....	24
3.2. Mamografia .....	26
3.3. Mamógrafo .....	27
3.4. Radiografia computadorizada (CR – computed radiography).....	30
3.4.1. Aquisição de imagem no sistema CR.....	32
3.4.2. Características do detector PSP .....	34
3.4.3. Processo de dopagem e absorção.....	36
3.4.4. Estimulação e emissão.....	38
3.4.5. Unidade leitora – digitalização .....	40
3.4.6. Imagem digital .....	42
3.5. Vantagens e desvantagens: CR x Radiografia Convencional.....	43
3.5.1. Detector .....	43
3.5.2. Obtenção, processamento, quantificação e arquivamento das imagens .....	44
3.5.3. Custo.....	46
3.6. Dosimetria .....	46
3.6.1. Grandezas dosimétricas .....	47
3.6.1.1. Exposição .....	47
3.6.1.2. Kerma .....	47
3.6.1.3. Dose absorvida .....	48
3.6.2. Grandezas dosimétricas especiais para o radiodiagnóstico .....	48
3.6.2.1. Kerma no ar incidente (Ki).....	48
3.6.2.2. Kerma no ar na superfície de entrada (Ke).....	48
3.6.2.2. Dose glandular média .....	48
3.7. Estimativa de incertezas .....	49
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	52
4.1. A amostra.....	52
4.2. Materiais .....	52

4.2.1. Image J.....	52
4.2.2. Phantom CDMAM .....	53
4.2.3. Placas de alumínio .....	54
4.2.4. Objeto avaliador da resolução espacial .....	55
4.2.5. Placas de acrílico .....	55
4.2.6. Dosímetro diagnóstico .....	56
4.2.7. Placas de fósforo em uso nos serviços.....	57
4.2.8. Monitor .....	58
4.3. Métodos para a realização dos testes.....	58
4.3.1. Resposta do detector da placa de imagem .....	59
4.3.1.1. Linearidade de resposta do detector da placa de imagem .....	60
4.3.1.2. Ruído da imagem.....	63
4.3.2. Resolução espacial.....	63
4.3.3. Uniformidade do detector da placa de imagem.....	65
4.3.4. Razão contraste-ruído (CNR) .....	66
4.3.5. Razão sinal ruído (SNR).....	68
4.3.6. Qualidade de imagem do <i>phantom</i> CDMAM.....	69
4.3.7. Dose glandular média .....	71
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	75
5.1. Validação do protocolo.....	75
5.2. Características dos serviços avaliados.....	81
5.3. Resultados dos testes .....	83
5.3.1. Linearidade do detector .....	83
5.3.2. Ruído da imagem.....	85
5.3.3. Uniformidade do detector.....	87
5.3.4. Resolução espacial.....	88
5.3.5. Razão sinal-ruído (SNR) .....	90
5.3.6. Razão contraste-ruído (CNR) .....	92
5.3.7. Qualidade da imagem do <i>phantom</i> CDMAM: avaliação visual.....	94
5.3.8. Qualidade da imagem do <i>phantom</i> CDMAM: avaliação automatizada.....	98
5.3.9. Dose glandular média (DGM) .....	99
6. CONCLUSÕES .....	108
7. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....	110
APÊNDICE A .....	115

## 1. INTRODUÇÃO

No campo da saúde pública, o câncer de mama feminino emerge como uma doença de importância cada vez maior em todas as partes do mundo. Isto ocorre, principalmente, devido a sua frequência elevada e à dimensão do problema. De acordo com a estimativa de incidência de neoplasias no Brasil para 2010, divulgada pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA), dentre as diversas neoplasias humanas, o câncer de mama será o segundo mais incidente com 49.240 casos e o principal responsável pelas mortes por câncer entre as mulheres. Ainda baseado nessa estimativa, só no estado de Minas Gerais serão 4250 novos casos [1].

A detecção precoce, ou seja, a descoberta dos tumores que ainda não apresentam sinais e sintomas, é essencial para aumentar as chances de cura e sucesso do tratamento [2]. A mamografia, um exame de diagnóstico por imagem que utiliza uma fonte de raios X para a obtenção de imagens do tecido mamário, é o método mais efetivo de diagnóstico do câncer de mama [3].

Quando comparada a outros métodos de radiodiagnóstico convencionais, a mamografia pode ser considerada um dos exames de realização mais difícil, pois nesse caso é exigida alta qualidade de imagem para possibilitar a visualização em todo o tecido mamário e de estruturas muito pequenas, já que suas densidades radiográficas sadias e patológicas são muito próximas, porém, com a garantia da dose glandular como sendo a mais baixa possível [4]. Além disso, mamografias com qualidade de imagem insatisfatória podem levar a diagnósticos errados (falso positivo ou falso negativo), gerando biópsias desnecessárias e aumento de custos, ou ainda casos de câncer não detectados ou retardamento na detecção, além de não se justificar a exposição da paciente em ambos os casos [5].

Estudos relacionados à análise do desempenho mamográfico convencional demonstram que um dos maiores problemas quanto à perda de qualidade de imagem, com conseqüente reconvocação de pacientes, ocorre por falhas no processamento das imagens, decorrentes de mal preparo, ou má qualidade, ou concentração errada, ou até mesmo do tempo de uso dos materiais químicos utilizados no processo de revelação [6,7].

Um dos avanços recentes da mamografia, com aprovação do órgão controlador norte-americano *Food and Drug Administration* (FDA) em janeiro de 2000, é a Mamografia Digital de Campo Total, FFDM (*full-field digital mammography*) [8]. A mamografia digital emprega detectores desenvolvidos com diferentes tecnologias e que em grande parte operam de forma análoga aos desenvolvidos para a radiografia geral convencional. A diferença fundamental é o tamanho de *pixel* utilizado em mamografia ser sempre menor que 100  $\mu\text{m}$  e em seus formatos que são similares aos da mamografia convencional com sistema tela-filme. Na tabela 1 é mostrada a relação de alguns fabricantes cujos sistemas estão comercializados em diversos países e que podem ser classificados em dois grandes grupos. Ao primeiro pertencem os sistemas denominados de radiografia computadorizada (CR – *Computed Radiography*) que têm a vantagem de poder ser utilizado com os mamógrafos convencionais. O segundo grupo de sistemas, radiografia direta (DR – *Direct Radiography*) reúne todos aqueles que possuem o detector e o mamógrafo integrado [9].

**Tabela 1: Relação de fabricantes e tecnologias em mamografia digital [9].**

<b>Fabricante</b>	<b>Tipo de Detector</b>
AGFA CR	Radiografia computadorizada (fósforos fotoestimuláveis)
Fuji CR	Radiografia computadorizada (fósforos fotoestimuláveis)
Kodak CR	Radiografia computadorizada (fósforos fotoestimuláveis)
Konica CR	Radiografia computadorizada (fósforos fotoestimuláveis)
General Electric (Senographe 2000D, DS e Essential)	Detector integrado do tipo <i>flat panel</i> de iodeto de céσιο
Siemens Mammomat Novation	Detector integrado do tipo flat panel de selenio amorfo
Hologic Selenia	Detector integrado do tipo flat panel de selenio amorfo
Sectra (Microdose)	Detector integrado do tipo "contagem de fótons"

A introdução da tecnologia digital em mamografia, tanto através do sistema de Radiografia Computadorizada (CR) como no sistema de Radiografia Direta (DR) têm aberto novas expectativas para estes procedimentos, baseados em seus potenciais benefícios [10, 11].

A radiografia computadorizada, que é a técnica utilizada na aquisição de imagem digital através de placas de fósforo (*Image Plate* – IP) como detector sensível à radiação, teve

início em 1970, mas só no fim de 1980 foi percebido aumento no uso desta técnica na medicina. O início do desenvolvimento do IP na Fuji Film Company Ltd., foi descrito como “processamento de imagem” em um projeto de pesquisa do Laboratório de Pesquisa Ashigara, Fuji Photo Film Co. Ltd, em 1971. Esse projeto foi proposto como um desenvolvimento na técnica de radiografia médica para o futuro e foi posto em prática em abril de 1975 [12]. No mesmo ano de 1975, a Kodak patenteou a primeira unidade de leitura do IP, dando origem a moderna radiografia computadorizada. A invenção de um sistema CR foi anunciada pela primeira vez no Congresso Internacional de Radiologia em 1981. O primeiro sistema que empregava a tecnologia de fósforo de armazenamento foi comercializada pela Fuji Film Company Ltd. [13].

A eliminação das limitações do filme e a utilização dos recursos de pós-processamento da imagem depois da sua aquisição (após a exposição radiológica) reduzirão consideravelmente o número de imagens insatisfatórias, ocasionando a redução de repetição de exames. Além disso, o tempo necessário e os custos envolvidos também poderão ser reduzidos [14,15].

Já existem vários serviços de mamografia instalados no Brasil utilizando o sistema CR, porém, os critérios de qualidade da imagem ainda não estão bem estabelecidos para esta tecnologia CR. A Portaria 453/98, da Secretaria de Vigilância Sanitária, do Ministério da Saúde, estabelece critérios de qualidade em mamografia somente para radiologia convencional, faltando estabelecer requisitos de desempenho tanto para o exame de mamografia utilizando o sistema CR como para a imagem digital direta [16].

Com relação às doses envolvidas em um exame de mamografia, o protocolo americano recomenda que a Dose Glandular Média (DGM), para uma mama de 4,2 cm de espessura comprimida, não exceda a 3,0 mGy com o objetivo de minimizar o risco para o tecido glandular. Para o protocolo europeu a recomendação é de 2,5 mGy para uma mama de 5,3 cm de espessura comprimida. No Brasil, a portaria 453/98 recomenda como nível de referência o valor de 10 mGy para a dose de entrada na pele determinada em uma mama comprimida de 4,5 cm de espessura.

Em maio de 2008, o Programa de Rastreamento do Câncer de Mama (NHSBSP) publicou um estudo comparativo da dose glandular média para diferentes tipos de sistemas de mamografia, tanto convencional quanto digital [17]. A tabela 2 mostra os resultados das DGM dos diferentes sistemas para alcançar o limite mínimo de visualização de detalhes de 0,1 e 0,25 mm de diâmetro de ouro.

**Tabela 2. Dose Glandular Média de diferentes sistemas de mamografia [17].**

<b>Sistema</b>	<b>DGM (mGy) para 0,1 mm</b>	<b>DGM (mGy) para 0,25 mm</b>
Fischer Senoscan	0,55	0,48
Sectra MDM	0,60	0,67
Siemens Novation <sup>a</sup>	0,63	0,52
Siemens Novation <sup>b</sup>	0,44	0,41
Hologic Selenia (Mo)	0,85	0,80
Hologic Selenia (W)	0,58	0,65
GE Essential	0,60	0,5
GE DS	1,01	0,87
Convencional (tela-filme)	1,17	1,07
Fuji Profect CR	1,67	1,45
Agfa CR 85-X	2,00	0,86
Kodak CR (EHR-M2)	2,29	1,45
Kodak CR (EHR-M)	3,46	1,49
Test CR	4,52	2,33

Segundo Coutinho *et al.* [45], as doses glandulares médias, DGMs, para pacientes que fazem o exame de mamografia digital (DR) são, em média, 33% mais baixas do que as que fazem em equipamentos convencionais (tela-filme). As DGMs para as pacientes que fazem o exame em equipamentos de radiografia computadorizada (CR) são, em média, 25% mais altas do que as que fazem em equipamentos convencionais (tela-filme).

A monitoração sistemática da qualidade da imagem e da dose de radiação é uma solução para assegurar continuamente a alta qualidade do exame de mamografia [18]. Seguindo protocolos rígidos e pré-estabelecidos para controle de qualidade (CQ) haverá garantia que a imagem produzida terá qualidade e resolução para o diagnóstico [16]. A mamografia convencional filme/écran com uso de produtos químicos no processo de revelação está sendo gradativamente substituída pela tecnologia digital com imagens a laser. Conseqüentemente é preciso meios eficientes para avaliação de parâmetros de qualidade para esta nova tecnologia. A Radiografia Computadorizada (CR), ainda não possui protocolos de avaliação que indique se o sistema está funcionando ou não de acordo com as normas de proteção radiológica e de qualidade da imagem. Há uma grande necessidade de que a qualidade da imagem e as doses envolvidas nessa técnica estejam dominadas já que, em 10 de janeiro de 2008, a Agência Nacional de Saúde Suplementar (ANS) publicou no Diário Oficial da União, a Resolução Normativa n°

167, que obriga a cobertura da mamografia digital, pelos planos de saúde, ocasionando um aumento significativo de serviços que já dispõem da tecnologia CR.

Atualmente, existe em torno de 90 radiologias digitais do tipo CR instaladas no Estado de Minas Gerais e cerca de 600 equipamentos instalados no território nacional, sendo esse número crescente de forma apreciável.

No final desta pesquisa pretende-se, com a validação de um protocolo de testes de controle de qualidade para a Radiografia Computadorizada, levantar a situação dos serviços que já dispõem dessa tecnologia para realização de exames de mamografia, na cidade de Belo Horizonte, além de estabelecer procedimentos para que os órgãos reguladores possam fazer inspeções freqüentes da qualidade da imagem e das doses de radiação em cada instituição.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. OBJETIVO GERAL**

Validar um protocolo de testes de controle de qualidade em mamografia digital com o sistema de radiografia computadorizada, baseado no protocolo europeu e no protocolo espanhol de controle de qualidade em mamografia digital, e fazer uma primeira avaliação da situação dos serviços de mamografia que já utilizam essa nova tecnologia, na cidade de Belo Horizonte/MG e estabelecer procedimentos de garantia de qualidade e controle de risco, sob o ponto de vista de proteção radiológica e de qualidade da imagem.

### **2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Avaliar a qualidade da imagem das mamografias produzidas em condições normais de uso;
- Avaliar a dose glandular média a qual as pacientes estão expostas ao realizarem um exame de mamografia utilizando o sistema CR, através de um simulador de mama;
- Comparar o sistema CR com o sistema analógico em relação à dose glandular.

### 3. REFERENCIAL TEÓRICO

#### 3.1. Câncer de mama

A palavra *cancer* vem do latim *cancer, cancri*, que significa “caranguejo”. No próprio latim passou a designar também os tumores da mama porque, segundo alguns autores, as veias que partem delas apresentam certas semelhanças com as patas do crustáceo. Para outros estudiosos, a metáfora decorre de essas úlceras roerem as carnes como um caranguejo. Com o tempo, o termo foi estendido para qualquer tipo de tumor maligno [19].

A doença câncer que, agrupa sob esta denominação um conjunto de patologias caracterizadas pela proliferação celular desordenada e pela capacidade de invadirem tecidos, tem sido alvo de numerosos estudos, que têm contribuído de modo significativo para o conhecimento da doença e para o estabelecimento de estratégia para seu tratamento [20]. Por trás de uma explicação sintética da definição, há um conceito que carrega muito temor a pacientes e familiares acometidos por essa doença. Segundo Maluf, [21] “a palavra câncer contém em si um grande estigma: é sinônimo de morte”.

O câncer de mama é provavelmente o tipo de câncer mais temido pelas mulheres, sobretudo pelo impacto psicológico que provoca, pois envolve negativamente a percepção da sexualidade e a própria imagem pessoal, mais do que se observa em qualquer outro tipo de câncer [22].

A incidência do câncer de mama até os 35 anos de idade é baixa, porém aumenta progressivamente acima dessa faixa etária. As causas reais do aparecimento do câncer de mama não são bem conhecidas, mas estudos são feitos para verificar a associação da doença com alguns fatores de risco como o estilo de vida (sedentarismo, tabagismo, hábitos alimentares, obesidade), uso de determinados medicamentos e hereditariedade, sendo que algumas dessas associações já estão aceitas pela comunidade científica. Outros fatores estão ligados ao aumento da incidência de câncer, de maneira geral, como os de natureza ambiental (poluição, exposição a agentes químicos cancerígenos) e o aumento da expectativa de vida da população, que acaba por aumentar a exposição aos demais fatores de risco [23].

O número de casos novos de câncer de mama esperados para o Brasil em 2010 é de 49.240, com um risco estimado de 49,27 casos a cada 100 mil mulheres. A tabela 3 mostra a diferença na quantidade de incidência do câncer de mama em relação a outras neoplasias malignas em mulheres.

**Tabela 3: Estimativa de incidência de câncer no Brasil [1].**

Neoplasia Maligna	Estimativas dos Casos Novos	
	Casos	Taxa Bruta (/100 mil)
Mama feminina	49.240	49,27
Colo do Útero	18.430	18,47
Cólon e Reto	14.800	14,80
Traquéia, Brônquio e Pulmão	9.830	9,82
Estômago	7.680	7,70
Leucemias	4.340	4,33
Cavidade Oral	3.790	3,76
Pele Melanoma	2.970	2,92
Esôfago	2.740	2,69
Outras Localizações	78.770	78,83
Pele não Melanoma	60.440	60,51
<b>Total</b>	<b>253.030</b>	<b>253,23</b>

No Brasil, o Ministério da Saúde recomenda como principais estratégias de rastreamento populacional um exame mamográfico, pelo menos a cada dois anos, para mulheres de 50 a 69 anos e o exame clínico anual das mamas, para mulheres de 40 a 49 anos. O exame clínico da mama deve ser realizado em todas as mulheres que procuram o serviço de saúde, independentemente da faixa etária, como parte do atendimento à saúde da mulher. Para mulheres de grupos populacionais considerados de risco elevado para câncer de mama (com história familiar de câncer de mama em parentes de primeiro grau) recomenda-se o exame clínico da mama e a mamografia, anualmente, a partir dos 35 anos.

Apesar de ser considerado um câncer de relativamente bom prognóstico, se diagnosticado e tratado oportunamente, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas no Brasil, muito provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estádios avançados. Na população mundial, a sobrevida média após cinco anos é de 61% [24].

### 3.2. Mamografia

A mamografia é a técnica radiográfica usada para se detectar doenças na mama, feitas com equipamentos de radiodiagnóstico projetados especificamente para essa finalidade. É uma técnica de imagem não invasiva extremamente útil e com vantagens incomparáveis para a detecção do câncer de mama, como a detecção de pequenas estruturas tais como as microcalcificações, da ordem de 0,25 mm de diâmetro, que freqüentemente estão associadas a tumores de mama [25].

A Organização Mundial da Saúde (OMS) recomenda três estratégias, complementares entre si, para a detecção precoce do câncer de mama: auto-exame da mama, exame clínico e a mamografia [20]. Segundo *Köbrunner* (1999), a mamografia é, isoladamente, o método mais importante no diagnóstico de alterações da mama [4]. A utilização da mamografia para detecção precoce reduz a mortalidade, conforme mostrado em vários estudos [26, 27, 28]. Segundo estimativas, com adesão de 100 % das mulheres inscritas em um programa de detecção, a redução da mortalidade por câncer de mama pode alcançar cerca de 40 %; com adesão de participação de 70 % essa redução pode ser de 28 % e com adesão de 60 %, a redução da mortalidade não será maior do que 20 % [29].

Desde o início da radiografia específica da mama até os dias de hoje, foram muitos os avanços tecnológicos que ocorreram envolvendo a mamografia. Inicialmente o câncer era diagnosticado em unidades de radiografia com tubos de raios X projetados originalmente para outros procedimentos de imagens médicas. Muitas dessas unidades tinham dispositivos de compressão provisórios que não podiam assegurar a compressão adequada. Hoje a mamografia é executada com equipamentos específicos para esta finalidade. Estas unidades são projetadas especialmente para radiografias mamográficas, e melhorou significativamente o seu desempenho e a eficácia do exame.

Quando comparada com as demais radiografias simples, a imagem radiográfica da mama é a que requer o mais alto padrão técnico na sua execução. Isto se deve à própria estrutura dos tecidos que compõe o órgão e a geometria bastante particular com que ele é radiografado. Além disso, como o exame radiográfico da mama é um dos métodos utilizados no diagnóstico precoce do câncer, é necessário que seja realizado dentro de um nível bastante reduzido de risco decorrente da radiação. Desta forma, a exposição de mulheres sadias para o exame radiográfico da mama requer que o risco seja o mínimo compatível com uma imagem de alto padrão de qualidade [30,31].

O exame mamográfico (Figura 1) é usado em duas situações: na confirmação diagnóstica em investigação de casos de mulheres com suspeita levantada, ou que apresentam indícios do aparecimento de neoplasia; e também em programas de rastreamento, nesse caso realizado em mulheres sem sintomas de câncer de mama, como parte da estratégia de detecção precoce. No primeiro caso o objetivo do exame é a solução de problemas ou suspeitas prévias, que podem aparecer com base em dados clínicos, anamnese da paciente, ou por exames de imagens já realizados. Já na segunda situação a mamografia objetiva a detecção de anomalias nos estágios iniciais do câncer de mama, onde o prognóstico é mais favorável [32].



**Figura 1: Exame mamográfico**

### **3.3. Mamógrafo**

O mamógrafo é o equipamento utilizado para a realização de exames de mamografia. Nos mamógrafos os tubos são projetados para fornecer um feixe de raios X de baixa energia, necessário para se produzir imagens otimizadas. O equipamento de mamografia é desenhado de modo a proporcionar um feixe de raios X tangente à parede torácica, o qual permite alcançar as estruturas mamárias próximas à parede e desta forma restringir o campo de radiação à área requerida. Alguns dos principais componentes de um mamógrafo estão indicados na Figura 2: o gerador elétrico; o tubo de raios X; o *bucky* – mesa onde é apoiada a mama e onde fica o receptor de imagem com a grade e o dispositivo de controle automático de exposição (AEC – *automatic exposure control*); a placa de compressão; e o painel de controle.



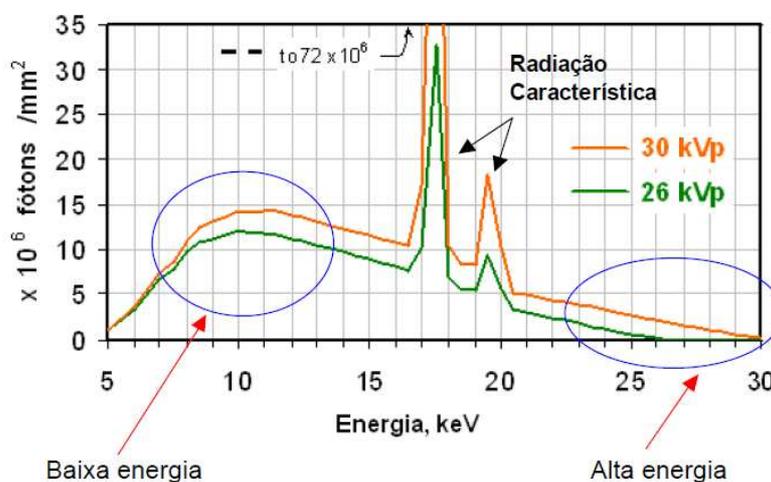
**Figura 2: Aparelho de Mamografia**

O anodo do tubo de raios X possui geralmente uma angulação de  $10^\circ$  a  $20^\circ$  [33] para aumentar a área efetiva do alvo e diminuir o tamanho do ponto focal. Esta angulação dá origem ao Efeito Anódico, onde os raios X produzidos na direção do anodo sofrem uma maior atenuação, o que resulta numa intensidade de raios X maior do lado do catodo. Esse efeito é importante para a obtenção de uma densidade óptica mais homogênea no filme, já que do lado do catodo encontra-se a parede torácica, ou seja, a região de maior espessura da mama.

O mamógrafo produz um espectro de radiação determinado pela alta tensão aplicada ao tubo de raios X e pela combinação alvo/filtro. Estudos com modelos computacionais indicam que a energia ótima para uso em mamografia seria um campo com energias entre 15 e 25 keV, dependendo da espessura e composição da mama. Baixas energias (menores que 15 keV) proporcionam uma dose significativa na mama, e altas energias (maiores que 35 keV) diminuem o contraste na imagem [34].

São usados geralmente anodos rotatórios, e o material mais comumente utilizado é o Molibdênio (Mo), embora sejam também encontrados alvos de Ródio (Rh) e de Tungstênio (W). A produção dos raios X característicos é o motivo da preferência pelo

Molibdênio e pelo Ródio. A radiação característica ocorre em 17,5 keV e 19,6 keV para o Molibdênio, e em 20,2 keV e 22,7 keV para o Ródio. Estes são os valores de energia considerados ideais para se produzir imagens de boa qualidade com dose razoavelmente baixa na mama. As energias do Ródio, maiores em relação à do Molibdênio, são muito úteis em estudos mamográficos de mamas mais espessas de maior densidade, já que o feixe formado por energias mais altas se torna mais penetrante [34]. A figura 3 apresenta o espectro de emissão de um tubo com alvo de molibdênio para tensões de 26 e 30 kVp [35].



**Figura 3:** Espectro de um feixe de raios X não filtrados de um alvo de molibdênio para diferentes faixas de energia [35].

Em geral, para reduzir a contribuição dos fótons com energias maiores que 20 keV utilizam-se filtros de molibdênio e o filtro de ródio para energias maiores que 23 keV. Na figura 4 pode-se observar os espectros de emissão de um tubo de raios X com alvo de ródio (30 kVp) obtidos utilizando um filtro de 0,03 mm Mo, 0,025 mm Rh e sem filtração.

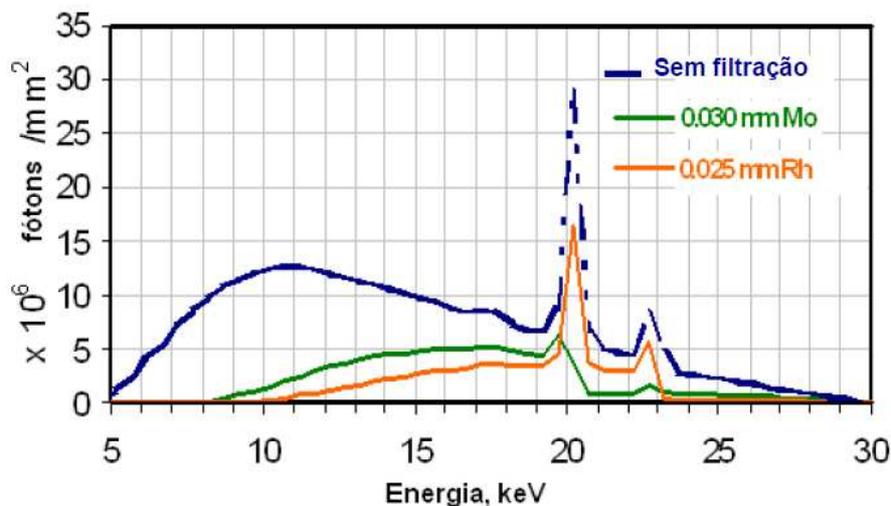


Figura 4: Espectro de feixes de raios X com alvo de ródio para diferentes faixas de energia [35]

As combinações alvo/filtro de Mo/Rh e Rh/Rh requerem exposições 30% e 50% respectivamente mais baixas para obter a mesma densidade óptica (DO) que seria obtida utilizando Mo/Mo [36]. Para mamas pequenas, utilizam-se Mo/Mo e baixas quilovoltagens para se obter imagens com contraste maior. Para mamas espessas, as combinações Mo/Rh e Rh/Rh são mais indicadas, pois proporcionam um contraste similar, porém com uma redução significativa da dose.

O tamanho e a geometria do ponto focal são importantes parâmetros na mamografia devido à necessidade de uma melhor resolução espacial em relação à radiografia convencional. O mamógrafo possui dois pontos focais: grosso (0,3 x 0,3 mm) e fino (0,1 x 0,1 mm). Os focos grossos trabalham com corrente da ordem de 100 mA, enquanto os focos finos trabalham com corrente da ordem de 25 mA devido as limitações do aquecimento do anodo. Os focos finos possibilitam melhor resolução espacial e são utilizados em técnicas de ampliação de uma região pequena (localizada) da mama.

### 3.4. Radiografia computadorizada (CR – computed radiography)

Desde a sua introdução há duas décadas, a Radiografia Computadorizada (CR), também conhecida como Fósforo foto-estimulável (*photostimulable phosphor - PSP*), se tornou uma das principais modalidades de aquisição de imagens. O sistema CR se assemelha ao analógico convencional pelo fato de o equipamento emissor de radiação ser o mesmo. A diferença está na substituição do cassete receptor de imagem de um sistema

de filme-écran para uma placa formada de materiais luminescentes. Outra diferença é que o CR baseia-se no fenômeno chamado luminescência foto-estimulada (PSL – *photostimulated luminescence*), no lugar de uma emissão pronta de luz dada na conversão de raios X que interagem com a tela intensificadora, como no caso da radiografia convencional.

O sistema de Radiografia Computadorizada possui três aplicações distintas: médica, odontológica e testes industriais não destrutivos. Apesar de existir várias aplicações, os sistemas CRs que atendem a cada uma delas diferenciam-se basicamente pela unidade digitalizadora e a placa de imagem [37].

No sistema CR, a cadeia é composta pela aquisição da imagem (mamógrafo), captura e processamento (Digitalizador), visualização (estação e trabalho), impressão (digital à laser) e visualização em filme (Figura 5).

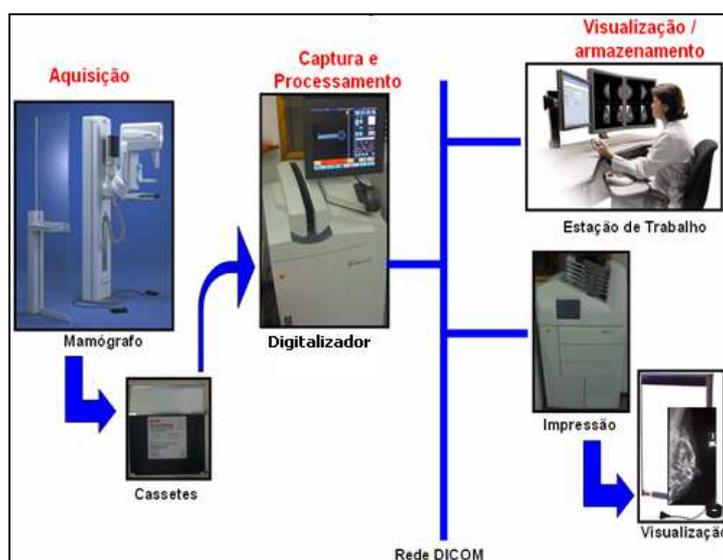
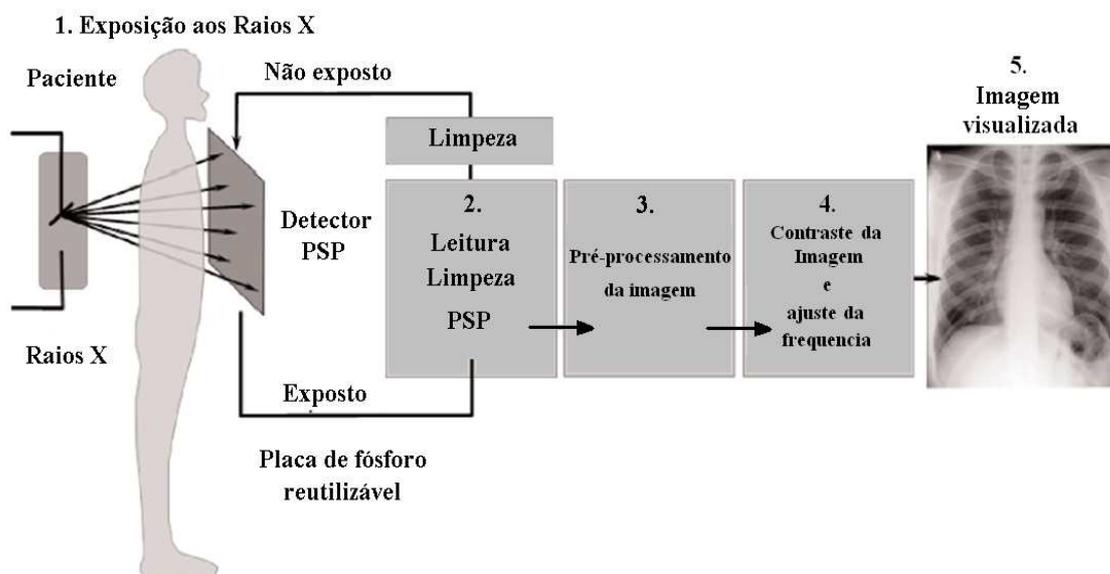


Figura 5: Fluxo de geração de imagens de mamografia do tipo CR [52]

### 3.4.1. Aquisição de imagem no sistema CR

O fósforo foto-estimulável (PSP) armazena a energia dos raios X absorvidos em “armadilhas” da estrutura cristalina. Esta energia pode ser liberada se for estimulada pela energia de uma luz adicional com um comprimento de onda adequado pelo processo de Luminescência Foto-Estimulada (PSL). A aquisição e exibição da imagem podem ser descritas em 5 passos, como ilustrado na Figura 6.

A placa de fósforo não exposta, comumente chamada de *image plate* (IP), é colocada em um cassete com forma e aparência similar ao cassete de filme-écran. A geometria dos raios X e as técnicas de imagem também são similares à aquisição filme-écran. Durante a exposição, os raios X são transmitidos através do paciente e são absorvidos pelo IP. A energia depositada no material fósforo foto-estimulável faz com que os elétrons sejam elevados do seu nível de equilíbrio (estado fundamental) de energia para uma armadilha estável conhecida como “F-centro”. Esta é a imagem latente “eletrônica” não observável, onde o número de elétrons armadilhados é proporcional ao número de fótons de raios X incidentes na IP.



**Figura 6: Aquisição da imagem no sistema CR**

A IP exposta no passo 1 da Figura 6 deve ser lida para produzir a imagem. No passo 2, o cassete é colocado no digitalizador onde a placa com o material fósforo é extraída e

escaneada com uma intensa luz laser de baixa energia ( $\sim 2$  eV) e altamente focalizada. Os elétrons armadilhados na matriz do fósforo foto-estimulável (PSP) são estimulados pela energia do laser, e uma fração significativa retorna ao nível de energia mais baixo do fósforo com uma liberação simultânea de uma luminescência foto-estimulada (PSL) de maior energia ( $\sim 3$  eV). A intensidade da PSL, proporcional ao número de elétrons liberados, é opticamente filtrada da luz laser e capturada por um sistema de guia de luz próximo ao IP (Figura 7). Um tubo fotomultiplicador (PMT) na saída do guia de luz converte e amplifica a PSL em uma correspondente voltagem de saída.

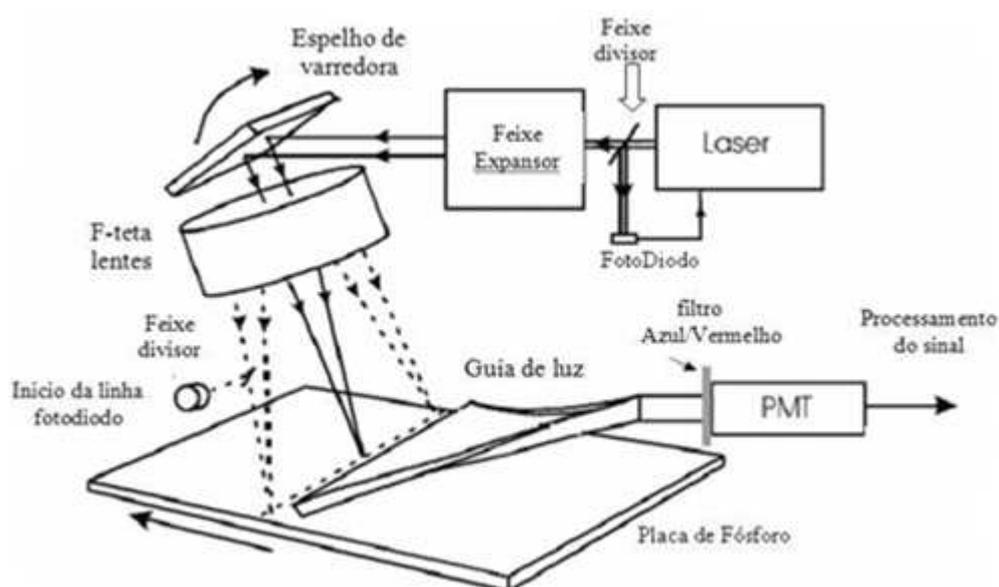


Figura 7: Sistema coletor da PSL [52]

Uma subsequente digitalização usando um conversor analógico-digital (ADC) produz um número digital correspondente a um local específico na matriz digital da imagem determinada pela sincronização da luz laser e a localização no IP. A informação da imagem latente residual é apagada através de uma luz intensa com comprimentos de onda que removem os elétrons que não foram desarmadilhados pela estimulação do laser, e a IP retorna ao cassete, “zerado”, e pronto para ser reutilizado.

No passo 3 acontece o pré-processamento da imagem para corrigir variações estáticas sensíveis do guia de luz e ruídos padrões estabelecidos, então a imagem do objeto está fielmente reproduzida e escalada como dados de imagem *raw* (“bruta”) normalizada.

Uma resposta de largo alcance dinâmico do detector fósforo (PSP) requer reconhecimento da imagem, escalonamento e realce de contraste para otimizar as características e a razão sinal-ruído (SNR) dos dados da imagem processada no passo 4. A exibição da imagem digital no passo 5 usa transformações *look-up-table* (LUT) para que os códigos da imagem digital rendam adequadamente aos valores correspondentes as variações da escala de tons de cinza e seja mostrada em um monitor e com valores de densidade ótica (DO) diferentes para exibição em filme.

### 3.4.2. Características do detector PSP

Os detectores PSP são baseados no princípio da luminescência foto-estimulada (PSL). Quando um fóton de raio X deposita energia em um material PSP, acontecem três processos físicos diferentes para a conversão de energia. A *fluorescência* é a liberação imediata da energia em forma de luz. Este processo é a base das telas intensificadoras da radiografia convencional. As IPs também emitem fluorescência em quantidade suficiente para expor os filmes radiográficos convencionais, contudo, este não é o método pretendido para a formação da imagem. Os materiais PSP armazenam uma fração significativa da energia depositada nos defeitos da sua estrutura cristalina. Esta energia armazenada constitui a imagem latente. 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 armadilhada imediatamente. A luz emitida contém o sinal para a geração da imagem digital.

Muitos compostos possuem propriedades de PSL, porém, poucos têm as características desejáveis para a radiografia, isto é, um pico estimulação-absorção no comprimento de onda produzido pelos lasers comum, um pico de emissão estimulada facilmente absorvida pelos PMTs comuns, e retenção da imagem latente sem uma significativa perda de sinal pela fosforescência. Os compostos que mais atendem a esses requisitos são os haletos de alcalino-terrosos. Comercialmente tem sido introduzidos compostos baseados em  $\text{RbCl}$ ,  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$ ,  $\text{BaF(BrI):Eu}^{2+}$ ,  $\text{BaFI:Eu}^{2+}$ , e  $\text{BaSrFBr:Eu}^{2+}$ .

A eficiência de um fósforo para a irradiação de raios X é convencionalmente definida pela razão da energia da luz emitida e a energia dos raios X absorvidos. Tipicamente os melhores fósforos têm uma eficiência de aproximadamente 10 – 20% [38].

A tabela 4 mostra de forma resumida algumas características dos sistemas de CR comercializados. Todos eles se apresentam em dois formatos: 18 x 24 cm<sup>2</sup> e 24 x 30 cm<sup>2</sup>. É importante ressaltar que atualmente tanto o Programa Britânico de Detecção Precoce do Câncer de Mama (NHSBSP) como a *Food and Drug Administration* (FDA) dos Estados Unidos aceitam unicamente a utilização do sistema de CR da Fuji Medical Systems Tokio (Japão) para os programas de detecção precoce do câncer de mama.

**Tabela 4:** Características dos CRs atualmente comercializados. (No índice de exposição se utiliza a nomenclatura dos fabricantes para denominar este parâmetro)

<b>Fabricante</b>	<b>Fósforo</b>	<b>Índice de Exposição (IE)</b>	<b>Tamanho do pixel (µm)</b>
AGFA CR	BaSrFBrI:Eu	IgM	50
Fuji CR*	BaFBrI:Eu	S (valor de sensibilidade)	50
Kodak CR	BaFBr:Eu	EI (índice de exposição)	50
Konica CR	BaFBr:Eu	REX (exposição relativa)	43,75
Philips PCR**	BaFBrI:Eu	S (valor de sensibilidade)	50

\*Sistema de dupla leitura. \*\*Baseado na tecnologia Fuji.

O parâmetro denominado “índice de exposição” (tabela 4) é um estimador da exposição média que incide em uma área ou região predefinida da placa. A relação concreta entre ambos os parâmetros não é imediata e varia de um fabricante para outro. Seu valor se indica sobre a imagem visualizada ou impressa e pode ser utilizado como um indicador do ganho do sistema. Este valor depende de muitos fatores, incluindo o tipo de estudo, tipo de processamento aplicado, a tensão e qualidade do feixe utilizado, o envelhecimento do tubo fotomultiplicador, variações no intervalo de tempo entre a aquisição da imagem e sua leitura, etc. O significado deste parâmetro é diferente da velocidade ou sensibilidade relativa dos filmes, mas pode ser usado como um indicador aproximado da sensibilidade [9].

### 3.4.3. Processo de dopagem e absorção

Uma quantidade de traços de impureza de  $\text{Eu}^{2+}$  é adicionada ao PSP para alterar sua estrutura e propriedades físicas. O traço de impureza, também chamado de ativador, substitui o elemento alcalino terroso no cristal, formando um centro luminescente. A ionização pela absorção dos raios X (ou radiação ultravioleta [UV]) forma um par buraco-elétron no cristal do PSP. Esse par eleva o  $\text{Eu}^{2+}$  para um estado excitado,  $\text{Eu}^{3+}$ , que por sua vez, ao retornar para seu estado fundamental,  $\text{Eu}^{2+}$ , produz uma luz visível. A energia armazenada (na forma de elétrons armadilhados) forma a imagem latente. Atualmente, há duas importantes teorias para o processo de absorção de energia do detector PSP e subsequente formação dos centros de luminescência, o modelo de recombinação bimolecular e o modelo do complexo de luminescência foto-estimulada (PSLC), que é mostrado na Figura 8. Os processos físicos que ocorrem no BaFBr:  $\text{Eu}^{2+}$  usando este último modelo aparecem para se aproximar das conclusões experimentais. Neste modelo, o PSLC é um complexo metaestável de alta energia (“F-centro”) nas proximidades de um centro de recombinação  $\text{Eu}^{3+} - \text{Eu}^{2+}$ . Os raios X absorvidos no PSP provocam a formação de ‘buracos’ e ‘elétrons’, que ativam um “PSLC inativo” por serem capturados por um “F-centro”, ou formam um PSLC ativo pela formação e/ou recombinação de “*exitons*” explicado pela “física dos F-centros”. Em qualquer descrição teórica, o número de PSLCs ativos criado (número de elétrons armadilhados em um local metaestável) são proporcionais aos raios X localmente absorvidos no fósforo.

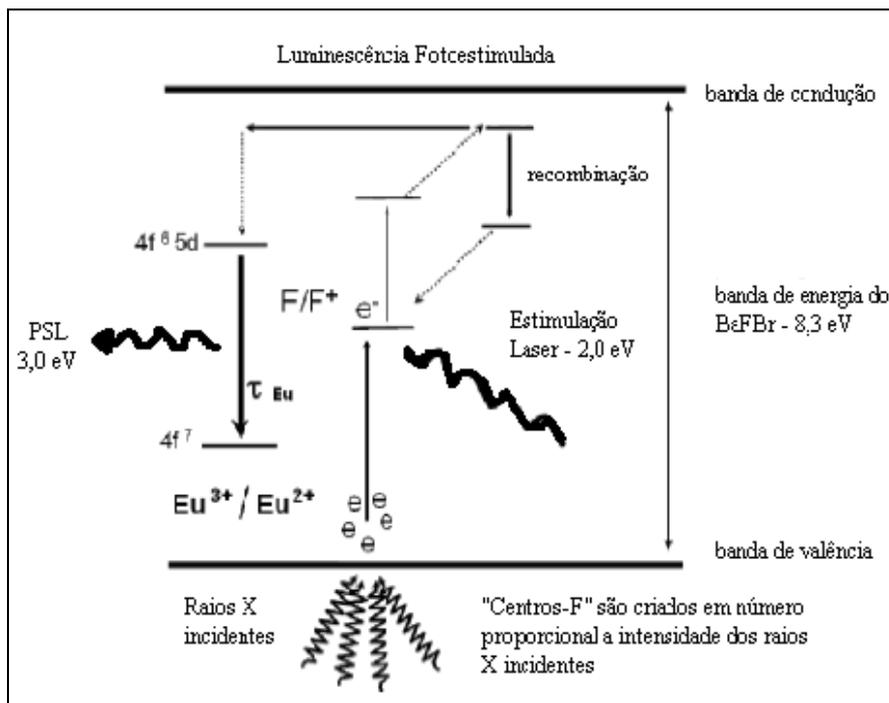


Figura 8: Modelo do complexo de luminescência foto-estimulada (PSLC)

A eficiência de absorção dos raios X pelo BaFBr:Eu é comparada ao Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb (telas intensificadoras de terras-raras) para espessuras típicas dos materiais em questão, como mostrado pelas curvas de atenuação ilustradas na Figura 9. Entre 35 e 50 keV, o fósforo BaFBr teve uma absorção mais alta, por unidade de massa de espessura, dos raios X devido a absorção da margem inferior da camada K do bário, entretanto, abaixo e acima deste alcance, o fósforo de terra-rara do gadolínio é superior. Um feixe típico de raio X incidente em um PSP convencional frequentemente requer uma exposição maior para assegurar uma imagem similar comparada a um detector de terra-rara de velocidade-400. Além disso, a alta probabilidade de absorção dos raios X abaixo de 50 keV, onde ocorre uma fração significativa de raios X espalhados de baixa energia, resulta em uma grande sensibilidade de espalhamento comparada aos absorvedores de terra-rara [38].

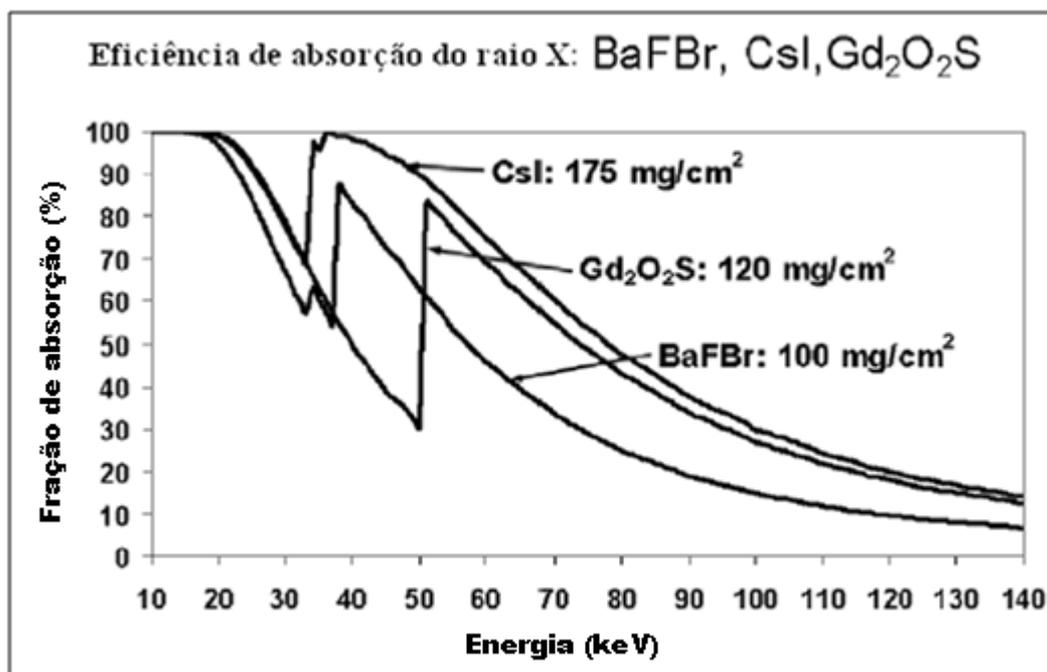


Figura 9: Curva de atenuação para diferentes absorvedores de raios X

#### 3.4.4. Estimulação e emissão

A imagem latente “eletrônica” impressa no fósforo BaFBr:Eu exposto corresponde aos PSLCs ativados (F-centros), cuja população local de elétrons é diretamente proporcional a fluência de raios X incidente para uma vasta gama de posições. A estimulação do  $\text{Eu}^{3+}$ /F-centro e liberação dos elétrons armazenados requer uma energia mínima de  $\sim 2\text{eV}$ , mais facilmente depositada por uma fonte de luz laser altamente focalizada e com um comprimento de onda específico. A figura 10 mostra o processo de estímulo e emissão de um fósforo fotoestimulável. A energia do laser incidente excita os elétrons num F-centro local do fósforo e os mais usados frequentemente são o HeNe (hélio-neônio,  $\lambda = 633\text{ nm}$ ) e o laser “diodo” ( $\lambda \approx 680\text{ nm}$ ). De acordo com von Seggern [39], há dois caminhos possíveis para as subseqüentes energias dentro da matriz do fósforo: (1) retornar para o F-centro local sem escapar, ou (2) “tunelam” em um complexo adjacente de  $\text{Eu}^{3+}$ , sendo esse segundo o mais provável, onde os elétrons passam para um estado de energia intermediário com a liberação de um “fônon” (energia mecânica). Em seguida, um fóton de luz de  $3\text{ eV}$  ( $\lambda \approx 410\text{ nm}$ ) é emitido imediatamente, a medida que os elétrons decaem do nível de energia do complexo de  $\text{Eu}^{3+}$  para o mais estável do  $\text{Eu}^{2+}$ . Diferentes formações dos fósforos têm energias de estimulação sintonizadas para

uma energia específica do laser. Para um maior rendimento da imagem, é melhor o uso de fósforos designados para o sistema particular de leitura do PSP.

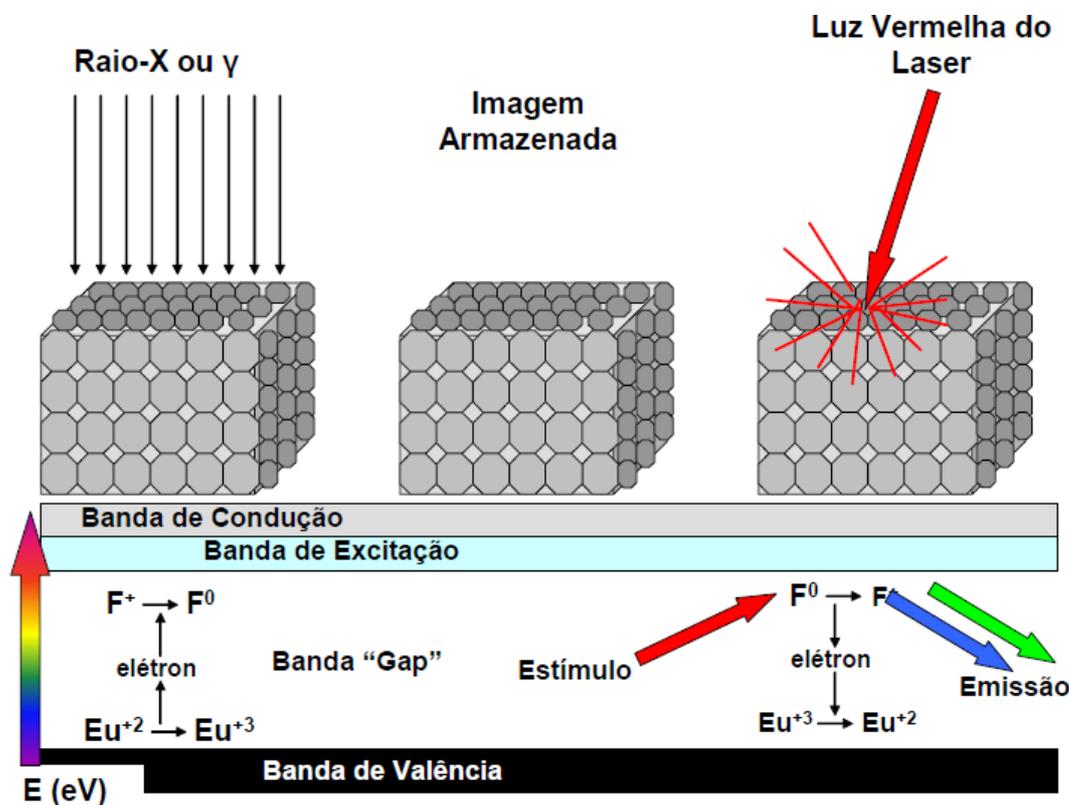


Figura 10: Processo de estímulo e emissão do fósforo fotoestimulável.

A eficiência de conversão é representada pela quantidade de energia, que é extraída do processo de estimulação do laser, como luminescência estimulada e a fração de luz que é capturada e convertida em sinal de saída útil. Isto depende de vários fatores, incluindo o tempo de incidência do feixe de laser, a profundidade de penetração do feixe de laser dentro do fósforo, a quantidade de fótons de PSL espalhados, o tamanho do ponto do feixe de laser, a eficiência de captura do guia de luz, a eficiência de conversão da luz para um sistema eletrônico (tipicamente um tubo fotomultiplicador – PMT), e a eficiência/accurácia da digitalização do sinal. As tecnologias de aquisição/leitura melhoram significativamente a eficiência de conversão, aumentando a integridade estatística global e reduzindo o ruído do sinal capturado.

### 3.4.5. Unidade leitora – digitalização

A unidade leitora é um aparelho que converte a informação analógica da placa de fósforos fotoestimuláveis em um sinal eletrônico, através de um conversor analógico – digital (ADC).

A figura 11 mostra o esquema de leitura de uma placa em um digitalizador. A placa é puxada verticalmente para dentro da unidade de leitura, onde um feixe de luz vermelha faz uma varredura da placa horizontalmente, lendo uma linha de cada vez [40], ponto a ponto no eixo das abscissas. Cada ponto da placa lido corresponde a uma localização ( $x$ ,  $y$ ) na imagem formada. A leitura de cada linha é realizada com o auxílio de um espelho multirefletor, que gira rotacionalmente, fazendo com que o laser incida sobre cada posição do eixo das abscissas. Ao fim de cada linha, a placa é transladada no sentido do eixo das ordenadas e o processo de leitura se repete linha após linha.

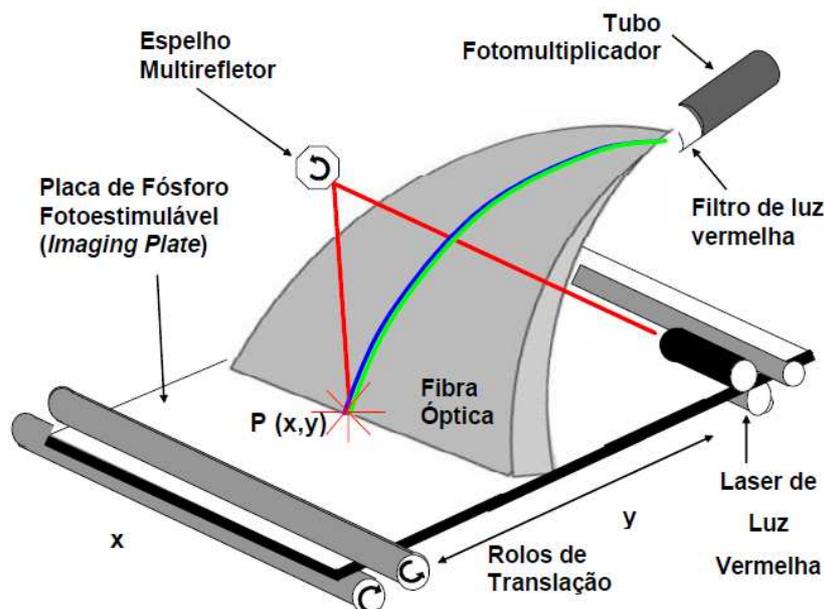


Figura 11: Processo de leitura da placa de fósforo

Quando a luz vermelha do laser incide sobre um ponto qualquer da placa, a energia presa proporcional a intensidade do feixe de raios X é liberada através da emissão de luz azul e verde. Essas luzes são conduzidas por um tubo de fibra óptica até um tubo fotomultiplicador. Um filtro que favorece somente a passagem de luz verde e azul é

colocado em frente ao tubo fotomultiplicador, para eliminar a detecção de luz vermelha espalhada do laser.

A função básica do tubo fotomultiplicador é coletar fótons na ordem de centenas e transformá-los em pulsos de corrente elétrica correspondentes, sem adicionar uma grande quantidade de ruídos aleatórios. A maioria dos tubos fotomultiplicadores realiza essa amplificação de maneira muito linear, gerando um pulso que permanece proporcional ao número de fótons originais [41,42].

O sinal eletrônico produzido pelo tubo fotomultiplicador é quantificado por um ADC e armazenado na memória de um computador. Assim, para cada posição  $(x, y)$  é determinado um valor da escala de cinza correspondente ao sinal e a imagem bidimensional  $I(x, y)$  pode ser apresentada em um monitor. Uma das principais vantagens do sistema CR é o maior intervalo dinâmico dos tons de cinza e sua linearidade, em relação aos filmes, como mostra a figura 12.

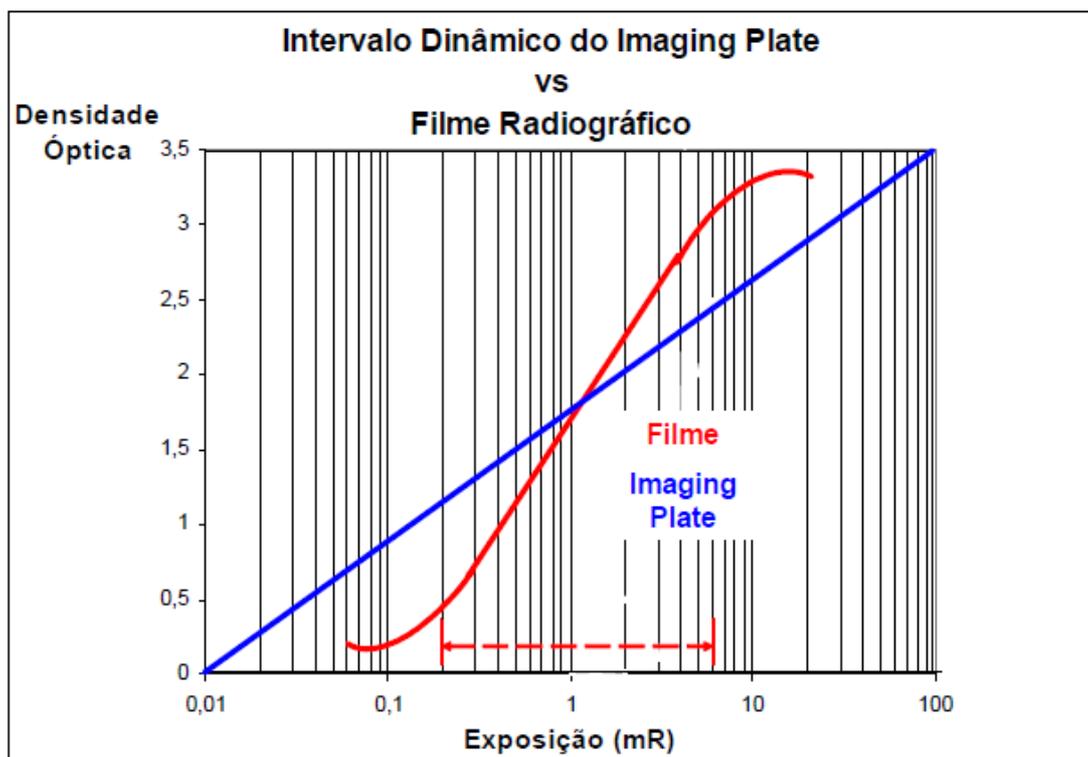


Figura 12: Intervalo dinâmico do IP e do filme em função da exposição.

### 3.4.6. Imagem digital

A imagem digital consiste de uma matriz na qual a cada elemento – ou *pixel* (*picture element*) – é atribuído um valor numérico que corresponde a uma determinada tonalidade de cinza, do branco ao preto. A escala de cinza é determinada em função do número máximo de *bits* que podem ser armazenadas em um *pixel*: 8 *bits* resulta 255 tonalidades ( $2^8 - 1$ ); 12 *bits*, 4095 tonalidades ( $2^{12} - 1$ ). A um conjunto de *bits* chamamos *bytes*. Os *bits* e *bytes* são usados para representar os *pixels* da imagem digital. Diferentes configurações de *bytes* representam as diversas tonalidades de grau de cinza nos *pixels*. A figura 13 mostra o relacionamento entre as configurações de *bytes*, valores de *pixel* e tonalidades de cinza.

A escala de cinza determina o grau de contraste que pode ser obtido nas imagens. O tamanho da matriz, ou seja, o número total de *pixels*, geralmente depende da aplicação e da capacidade do sistema que forma a imagem. O tamanho de cada *pixel* é de extrema importância para a qualidade da imagem. Todas as estruturas dentro de uma determinada área coberta por um *pixel* são representadas por um único valor. Assim, quanto menor a área do *pixel* e maior o tamanho da matriz, melhor a qualidade da imagem.

Os sistemas disponíveis de placas de imagem com fósforo (IP) – bem como os correspondentes escâneres a laser para a leitura digital das imagens – distinguem diferenças na dose de radiação que equivalem a mais níveis de cinza do que o olho humano é capaz de distinguir [43].

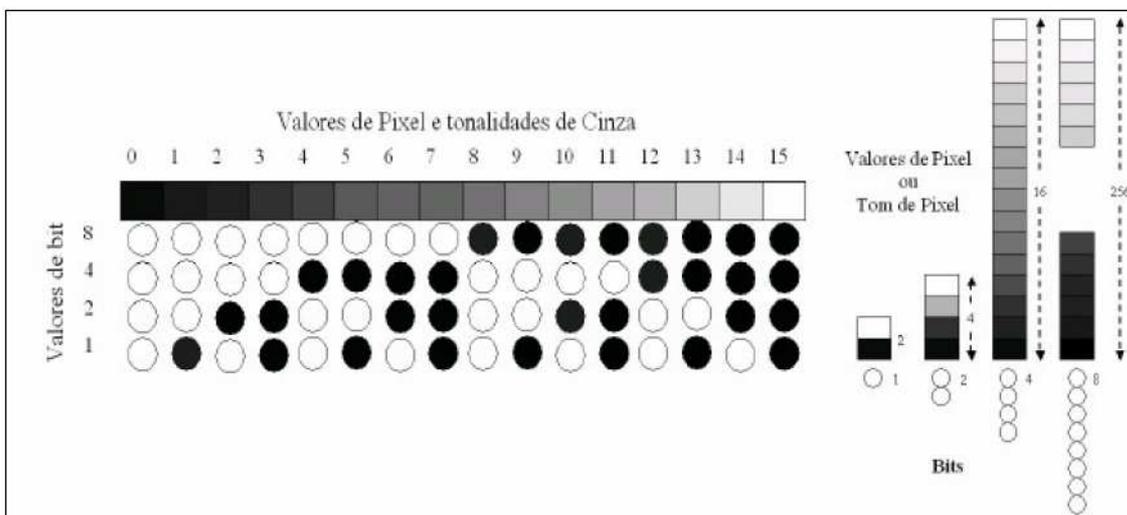


Figura 13: Comportamento entre os valores de pixel e os tons de cinza.

As imagens digitais utilizam o formato DICOM, que é um conjunto de regras utilizadas na comunicação, transmissão, armazenamento e tratamento das imagens na área médica. DICOM significa *Digital Imaging and Communication in Medicine* (Imagem e Comunicação Digital em Medicina). O padrão DICOM foi desenvolvido com a finalidade de padronizar a formatação de imagens diagnósticas como tomografias, ressonâncias magnéticas, radiografias computadorizadas, radiografias direta, ultrassonografias e demais modalidades médicas. O padrão DICOM é uma série de regras que permite que imagens médicas e informações associadas sejam trocadas entre computadores e diferentes equipamentos de diagnóstico que adquirem, transmite, armazena, imprime e visualiza imagens [44].

A imagem é apresentada na extensão *.dcm*. Tipicamente uma imagem DICOM contém um cabeçalho onde estarão informações da imagem como: equipamento que foi realizada a imagem, horário, informações do paciente, número de bits, resolução, tamanho, janelamento e outros.

### **3.5. Vantagens e desvantagens: CR x Radiografia Convencional**

#### **3.5.1. Detector**

Devido a sua alta sensibilidade radiográfica, as placas de fósforo são capazes de detectar radiações a baixos níveis, não necessitando de uma dose mínima para a obtenção da imagem. Porém, esse fato torna as placas de fósforo altamente vulneráveis a radiações espalhadas, que contribuem negativamente na qualidade da imagem.

As placas de fósforo são capazes de formar imagem com tempo de exposição inferior do que com filmes convencionais. Para inspeções industriais isso é de grande importância, pois há uma maior produtividade, permitindo a execução de várias radiografias em um curto espaço de tempo. Na área médica, isso pode significar uma redução na dose do paciente.

Assim como os filmes convencionais, as placas de fósforo são bastante flexíveis, sendo capazes de se adaptar a praticamente qualquer geometria ou corpo de prova a ser radiografado.

Com relação às dimensões, as placas de fósforo estão limitadas a alguns tamanhos específicos disponíveis no mercado, de acordo com cada fabricante e tipo de *scanner*. Já com filmes convencionais, é possível adaptar o seu tamanho as necessidades de cada ensaio.

As placas de fósforo têm menor sensibilidade à luz do que os filmes convencionais, podendo inclusive realizar radiografias sem chassis, desde que no local não haja luz excessiva. Além disso, as placas de fósforo podem ser manipuladas antes da exposição em locais iluminados, enquanto que os filmes convencionais só podem ser manipulados em locais totalmente privados de luz.

Diferentemente dos filmes convencionais, as placas de fósforo podem ser reutilizadas várias vezes, desde que sua manipulação seja adequada para que não haja desgaste físico da mesma.

### **3.5.2. Obtenção, processamento, quantificação e arquivamento das imagens**

Em sistemas de radiografia computadorizada, a obtenção da imagem é dada pela leitura da placa de fósforo com o *laser*. Dessa forma, são eliminadas a utilização de produtos químicos e água de lavagem, o que gera uma grande redução do impacto ambiental e de preocupações regulamentares.

Dependendo do equipamento de radiografia computadorizada, o espaço físico necessário para a realização da leitura das imagens é bastante pequeno, em comparação ao espaço ocupado por uma sala escura para a revelação de filmes convencionais. Como já citado anteriormente, não é necessário uma sala totalmente escura para alocação do sistema de radiografia computadorizada, devendo apenas tomar cuidado para que não haja luz diretamente sobre o equipamento no momento da realização da leitura.

Na radiografia computadorizada, o tempo necessário para a visualização das imagens, ou seja, a digitalização, é bastante curto, basicamente o tempo necessário para a varredura da placa. Já o processo de revelação de um filme convencional é bastante demorado, incluindo etapas de revelação, fixação, lavagem e secagem do filme antes que este possa ser visualizado.

Em sistemas de radiografia computadorizada, o processo de quantificação do sinal é direto e acontece na conversão analógico-digital durante a leitura da placa de fósforo.

Para filmes convencionais, o processo de quantificação é complicado e trabalhoso, incluindo equipamentos para digitalizar o filme e programas de processamento de imagem.

Com relação ao número de níveis de cinza, na radiografia computadorizada, este é dependente do número de *bits* usados para a quantificação, geralmente 12 ou 16 *bits*, ou seja, 4096 ou 65536 níveis de cinza. No sistema de radiografia convencional esse número é limitado a visão humana, ou seja, 32 níveis de cinza.

A manipulação da imagem em sistemas de radiografia computadorizada permite a possibilidade de múltiplas operações, devido ao fato da imagem ser baseada em dados digitais, como por exemplo, aumentar ou diminuir o contraste, melhorar o brilho, ampliar uma determinada área de interesse na imagem (*zoom*). Já na radiografia convencional, existe apenas a possibilidade de aumentar ou diminuir a intensidade da luz do negatoscópio e a utilização de lupas e régua milimetradas para laudar as radiografias.

O sistema de radiografia computadorizada apresenta uma faixa dinâmica com resposta linear com relação à dose de exposição e extremamente ampla, permitindo a captura de imagens de objetos complexos numa única exposição, descartando a necessidade de realizar vários carregamentos de filme ou várias exposições. Essa característica, aliada às citadas no parágrafo anterior, também acaba poupando as radiografias mal expostas, evitando a necessidade de repetições. Na área industrial isso contribui para o aumento da produtividade das inspeções de campo, enquanto que na área médica, contribui para a redução da dose no paciente.

Na radiografia computadorizada é possível catalogar, gerenciar e armazenar as imagens eletronicamente, com a vantagem de exigir menor espaço físico e de ter um custo menor. Além disso, as imagens podem ser recuperadas numa fração do tempo dos sistemas tradicionais de filme, mais uma vez facilitando e agilizando a tomada de decisões e as análises. Assim deixa de existir um espaço dedicado ao armazenamento de filmes radiográficos, adaptado as suas necessidades. Além disso, as imagens digitais podem ser transmitidas através da rede para qualquer usuário, evitando a necessidade de se transportar fisicamente os filmes radiográficos.

A resolução dos sistemas de radiografia computadorizada é limitada por fatores como tamanho do foco do *laser* e tamanho da placas de fósforo. A resolução dos sistemas de

radiografia computadorizada é comparável aos filmes de granulação grossa, porém, ainda não há no mercado placas de fósforo que tenham a mesma resolução que filmes convencionais de granulação fina.

### 3.5.3. Custo

Todas as vantagens citadas acima mostram que há uma grande economia de custos com relação à execução das radiografias e a visualização, processamento e armazenamento das imagens. O custo de implementação do sistema de radiografia computadorizada não é barato, porém pode ser comparável ao custo da implementação de uma sala escura com equipamento para radiografia convencional. Contudo, os potenciais econômicos do sistema de radiografia computadorizada aparecem nos anos seguintes, onde a manutenção e a compra de suplementos para radiografia convencional são necessárias. Deve-se ressaltar que uma única placa de fósforo custa praticamente o mesmo que uma caixa de filmes convencionais, porém é possível realizar muito mais radiografias com esta placa do que com toda a caixa de filme.

### 3.6. Dosimetria

A dose no paciente é uma consideração importante em mamografia e sua medida possibilita: avaliar o risco para a paciente, associado à realização desse exame, comparar diferentes sistemas de geração de imagens e técnicas mamográficas, verificar o desempenho do equipamento de mamografia e verificar o cumprimento das normas e limitações de dose em mamografia [45].

Segundo estabelece o Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade em Mamografia Digital, é essencial a medida da grandeza Dose Glandular Média (DGM) no lugar do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK – *entrance surface air kerma*). Essa troca se realiza em atenção às modificações havidas tanto nas técnicas de obtenção das mamografias (tensão do tubo variável de acordo com as características da mama) como no desenho dos equipamentos de raios X atuais que incorporam anodos e filtros de diferentes materiais. Em consequência, a relação entra a DGM – grandeza diretamente relacionada com o risco de indução do câncer – e o ESAK não é unívoca, pelo fato do

valor da DGM depender da qualidade do feixe, da espessura da mama e sua glandularidade. Além disso, a DGM é na prática, a grandeza considerada pelos protocolos europeus e americanos assim como por organismos internacionais tanto para mamografia convencional quanto para digital. A uniformidade nas grandezas facilita a comparação dos resultados. Do ponto de vista prático, os valores da DGM com *phantoms* (simuladores) são mais fáceis de obter, reproduzir e comparar do que os obtidos com mostra de pacientes e, por isso, são mais úteis para os testes rotineiros de controle de qualidade [9].

### 3.6.1. Grandezas dosimétricas

#### 3.6.1.1. Exposição

A grandeza dosimétrica exposição ( $X$ ) é o quociente entre  $dQ$  por  $dm$ , onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa  $dm$ , são completamente freados no ar. Sua unidade de medida é o coulomb/quilograma ( $C\ kg^{-1}$ ).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1)$$

#### 3.6.1.2. Kerma

A grandeza de dosimetria kerma ( $K$ ) é definida, como o quociente  $dE_{tr}$  por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é a soma de todas as energia cinética iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa  $dm$ . A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica é o joule/quilograma ( $J\ kg^{-1}$ ), que recebe o nome especial de Gray (Gy).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2)$$

### 3.6.1.3. Dose absorvida

A dose absorvida ( $D$ ) é o quociente de  $d\epsilon$  por  $dm$ , onde  $d\epsilon$  é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa  $dm$ , num ponto de interesse. Sua unidade é o  $J\ kg^{-1}$ .

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (3)$$

## 3.6.2. Grandezas dosimétricas especiais para o radiodiagnóstico

### 3.6.2.1. Kerma no ar incidente ( $K_i$ )

É 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. Sua unidade de medida é o  $J\ kg^{-1}$ .

### 3.6.2.2. Kerma no ar na superfície de entrada ( $K_e$ )

É o kerma no eixo do feixe de raios X no ponto onde ele entra no paciente ou no simulador. Nesse caso, a radiação retroespalhada é incluída. Sua unidade é o  $J\ kg^{-1}$  [46].

### 3.6.2.2. Dose glandular média

A Dose Glandular Média (DGM) 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 induzido pela radiação ionizante. Esta quantidade dosimétrica é recomendada por organismos internacionais (ICRP, 1987, IPSM, 1989, NCS, 1993, NCRP, 1996) e adotada também no Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia.

Valores da DGM podem ser obtidos por meio de dois métodos dosimétricos: um que se baseia na medida do kerma no ar incidente ( $K_i$ ), associado a fatores de conversão tabelados que dependem da camada semi-redutora, da espessura e da composição glandular da mama como descritos no Código de Prática da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). O outro que realiza a medida diretamente com dosímetros termoluminescentes inseridos em um simulador dosimétrico.

Dados originários dos programas de rastreamento do câncer de mama da Holanda, da Suécia, da Noruega e do Reino Unido mostram que os níveis de DGM para o sistema de mamografia convencional estão entre 0,8 e 2,5 mGy para as técnicas radiográficas utilizadas para radiografar um simulador de acrílico de 4,5 cm de espessura, que corresponde a uma mama comprimida de 5,3 cm. Assim, o protocolo europeu estabeleceu um limite aceitável para a DGM em 2,5 mGy para a mama de espessura padrão de 5,3 cm com o objetivo de garantir que os níveis de dose em mamografia digital não vão exceder o valor limite para a mamografia convencional. Este valor limite é comparável ao valor de 2,0 mGy pelo Reino Unido para DGM em uma mama de 5,3 cm de espessura. Para uma mama de 6,0 cm de espessura, o programa da Holanda estabeleceu o valor limite para a DGM de 3,0 mGy. Os dados recentes de um levantamento europeu de doses em 56 serviços de mamografia mostram valores de DGM, para mamas de 6,0 cm de espessura, na faixa de 1,0 a 3,0 mGy determinados com base nos parâmetros de exposição usados para um simulador de acrílico [45].

### **3.7. Estimativa de incertezas**

Para toda e qualquer medida prática, estão relacionadas incertezas inerentes quanto aos equipamentos utilizados, técnicas aplicadas e falhas pessoais. Quando há a necessidade de reportar dados obtidos através de experiências práticas, torna-se necessário a apresentação das incertezas destas medidas.

Também é necessário que valores de medição venham acompanhados de suas incertezas, inerentes a qualquer processo de medição, estabelecendo a confiabilidade metrológica.

Algumas grandezas possuem seus valores reais conhecidos e outras não. Quando se conhece o valor verdadeiro convencional de uma grandeza e experimentalmente

encontra-se um resultado diferente, pode-se dizer que o valor obtido está afetado por um erro, ou seja, o erro é a diferença entre um valor obtido ao se medir uma grandeza e o valor verdadeiro convencional da mesma.

Já o termo incerteza significa uma estimativa que caracteriza a faixa dos valores dentro da qual se encontra o valor verdadeiro da grandeza medida. Ou ainda, parâmetro, associado ao resultado de uma medição caracterizando a dispersão dos valores que podem ser fundamentalmente atribuídos a um mensurando. A incerteza do resultado de uma medição reflete a falta de conhecimento exato do valor do mensurando.

São incertezas estimadas pela utilização de métodos estatísticos, através de cálculos de média das medições e seu desvio padrão. Em uma série de  $n$  medidas, onde são obtidos valores  $x_i$ , a melhor estimativa da quantidade de  $x$  é dada pela média aritmética das mesmas, que são obtidas da seguinte forma:

$$x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4)$$

A dispersão dos valores medidos em torno de sua média aritmética pode ser caracterizada pelo desvio padrão, que é calculado através da seguinte equação:

$$dp(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - x)^2} \quad (5)$$

Após determinadas as fontes de incertezas relevantes ao processo de medição, deve-se combiná-las, de modo a encontrar um valor representativo para o seu resultado final. Para realização dos cálculos, de modo a se obter o valor da incerteza combinada ( $U_c$ ) calculada na realização das medidas, utiliza-se a equação:

$$U_c = \sqrt{\sum U_A^2 + \sum U_B^2 + \sum U_{Bc}^2} \quad (6)$$

$U_A$  = incerteza do tipo A

$U_B$  = incerteza do tipo B

$U_{BC}$  = combinações das incertezas

Multiplicando a incerteza combinada ( $U_c$ ) pelo fator de abrangência ( $k$ ) obtém-se a incerteza expandida ( $U_E$ ), de acordo com a equação:

$$U_E = U_c \times k \quad (7)$$

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. A amostra

Para a realização do estudo, foram coletados dados e realizados testes em 11 (onze) estabelecimentos de assistência à saúde com serviço de radiografia computadorizada em mamografia, dentre clínicas especializadas em mamografia, clínicas de radiodiagnóstico e hospitais com serviços de mamografia. Nesses serviços foram avaliados 14 (catorze) sistemas de radiografia computadorizada utilizados em mamografia, o que corresponde a aproximadamente 75% do total esperado de sistemas CRs em mamografia atualmente em uso na cidade de Belo Horizonte. Também foram utilizados resultados dos testes em 5 estabelecimentos da cidade do Rio de Janeiro.

### 4.2. Materiais

#### 4.2.1. Image J

O programa computacional *Image J* (Figura 14) é um software livre empregado para a medida de parâmetros da imagem.

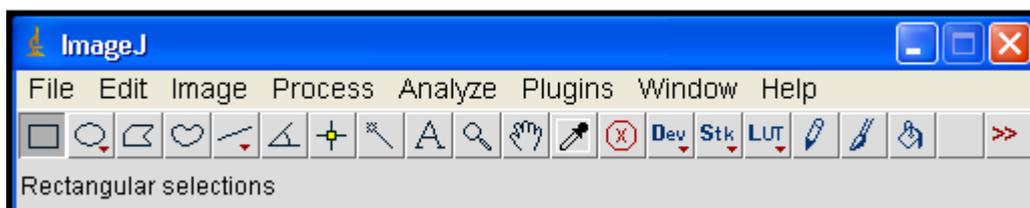


Figura 14: Software *Image J*

Ele calcula o valor médio de pixel (VMP) e o desvio padrão (DP), a partir de histogramas dos valores de pixels (Figura 15), de uma determinada região de interesse (ROI – *region of interest*) selecionada em uma imagem radiográfica.

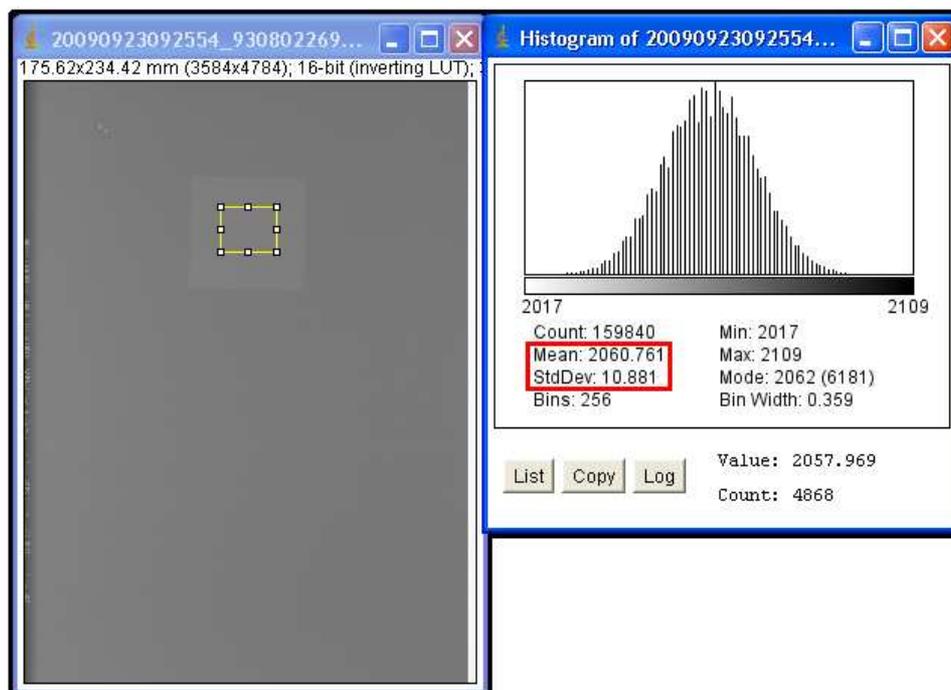


Figura 15: VMP e DP calculado pelo *Image J*

#### 4.2.2. Phantom CDMAM

O *phantom* CDMAM tipo 3.4 produzido pela *Artinis Medical Systems* (Figura 16) é um simulador de contraste e detalhe. É composto por uma placa de base de alumínio com discos de ouro de várias espessuras e diâmetros. Essa base de alumínio é coberta com uma placa fina de *plexiglas* (PMMA) e, nas condições de exposição com 28 kV e combinação alvo/filtro de Mo/Mo, a espessura do alumínio mais a cobertura de *plexiglas* produzem uma atenuação do feixe de raios X equivalente a 10 mm de PMMA.

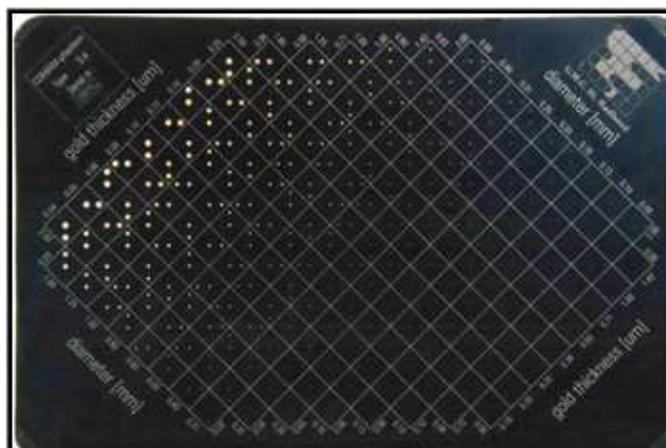


Figura 16: *Phantom* CDMAM

O simulador é complementado por 4 placas de PMMA de 10 mm de espessura cada uma. Os discos de ouro estão dispostos em uma matriz de 16 linhas por 16 colunas, formando células. Em cada linha, o diâmetro dos discos é constante e a espessura dos discos cresce de modo aproximadamente logarítmico, indo de 0,06  $\mu\text{m}$  a 2,00  $\mu\text{m}$ . Em cada coluna, a espessura dos discos é constante e o diâmetro cresce de modo aproximadamente logarítmico, indo de 0,06 mm a 2,00 mm. Cada célula da matriz contém dois discos de ouro idênticos (com o mesmo diâmetro e a mesma espessura), um no centro e outro em um canto escolhido aleatoriamente. Com isso se evita o reconhecimento da imagem do disco fora do centro induzido pelo conhecimento prévio da sua posição.

Uma grande vantagem desse simulador é que a interpretação do teste de qualidade da imagem pode ser feita por processo automatizado, por meio de *software*, em vez da observação visual feita no negatoscópio ou no monitor de laudo, como até bem pouco tempo era o indicado. Com isso, seria eliminada a subjetividade na identificação visual das estruturas quando realizada por observadores humanos.

#### 4.2.3. Placas de alumínio

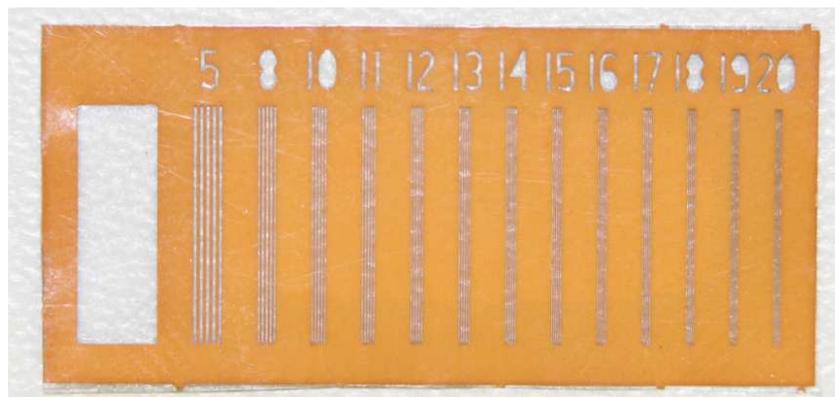
Para criar uma região de contraste, foram utilizadas duas placas com grau de pureza de 99,9% de alumínio, cada uma com espessura de 0,1 mm  $\pm$  5%, de tamanho 20 x 20 mm, da marca Gammex, modelo RMI 115H, número de série 1111. (Figura 17)



**Figura 17: Placas de alumínio**

#### 4.2.4. Objeto avaliador da resolução espacial

Para a avaliação da resolução espacial foi utilizado o objeto de teste padrão da marca Victoreen, modelo 07-555FL (Figura 18). O objeto de teste é feito de 0,0152 mm de espessura de ouro e 0,0025 de níquel, tendo uma espessura total de 0,0177 mm. Possui dimensão de 25 x 10 mm e um alcance de 5 a 20 pares de linha por milímetro.



**Figura 18: Objeto de teste padrão da resolução espacial**

#### 4.2.5. Placas de acrílico

Para simular a mama e suas diferentes espessuras, foram utilizadas placas de acrílico, *polimetilmetacrilato* (PMMA) de 10 mm de espessura cada uma e com dimensões iguais as de um filme mamográfico de tamanho (18 x 24 cm). (Figura 19)



**Figura 19: Placas de acrílico (PMMA)**

#### 4.2.6. Dosímetro diagnóstico

Para realizar as medidas de dose foi utilizado um detector de estado sólido da Fluke Biomedical, modelo TNT 12000WD com um eletrômetro da mesma marca e modelo TNT 12000. O sistema TNT 12000WD é formado por um detector sem fio e um computador laptop como visor (Figura 20).



**Figura 20: Detector de estado sólido e eletrômetro**

Tanto o TNT 12000WD como o TNT 12000 utilizam um protocolo de Comunicação ZigBee™ sem fio para a comunicação entre o detector e o visor do eletrômetro. O sistema único de sensores de estado sólido do TNT 12000 mede kV, dose, taxa de dose, camada semi-redutora (CSR) e tempo de exposição em todas as faixas de diagnósticos radiográficos, fluoroscópicos, mamográficos e dentais por raios X (Figura 21). Todos os valores medidos são exibidos após cada exposição, não sendo necessário fazer uma seleção de preferência de valor antes de cada exposição. Essa funcionalidade elimina uma etapa típica da rotina de medição.

O detector possui certificado de calibração nº: AC-151-8739, em 15 de maio de 2009.



Figura 21: Valores medidos pelo detector após uma única exposição

#### 4.2.7. Placas de fósforo em uso nos serviços

Os receptores dos raios X que foram utilizados na pesquisa eram os que estavam em uso nos próprios serviços avaliados. A figura 22 mostra os modelos Directview EHR-M2 da Kodak e IP Cassette D da Fuji.



Figura 22: Placas de Fósforo

#### 4.2.8. Monitor

Para a avaliação visual das imagens foi utilizado um monitor específico de laudos em mamografia com resolução de 5 mega pixel, da marca PLANAR, modelo GX5MP (Figura 23).

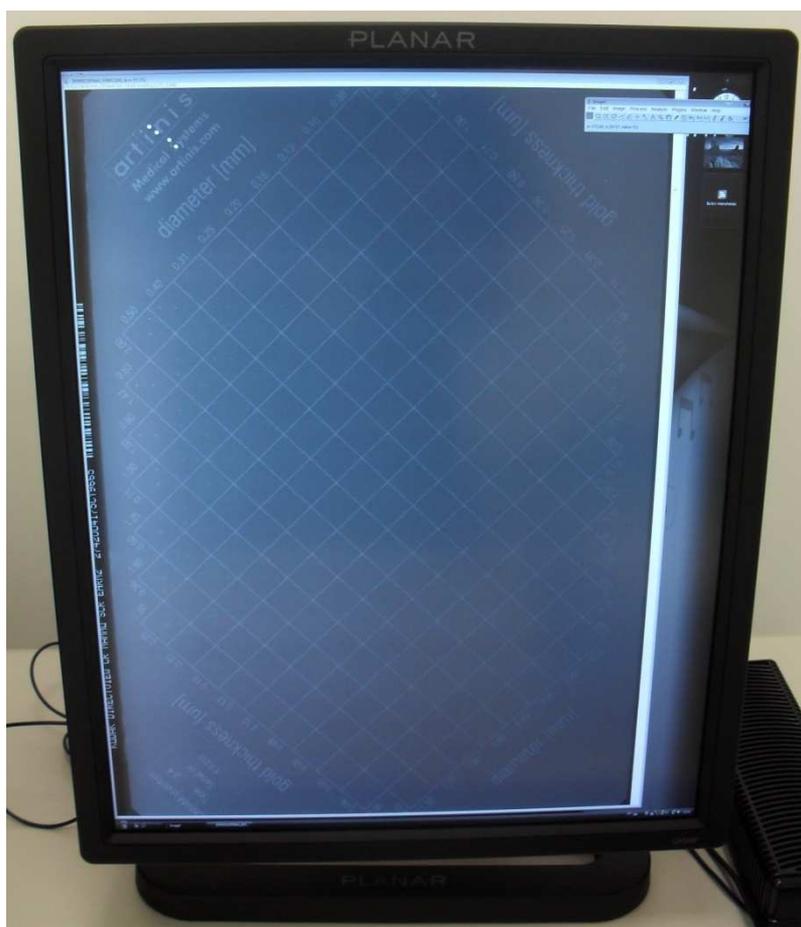


Figura 23: Monitor específico para laudos em mamografia de 5 Mega Pixels

#### 4.3. Métodos para a realização dos testes

Em muitos países, os mamógrafos com tecnologia digital estão substituindo gradativamente os de tecnologia convencional de tela-filme e novos modelos de mamógrafos digitais estão sendo lançados continuamente no mercado. Neste contexto, é necessário que as autoridades competentes estabeleçam os padrões de desempenho desses equipamentos e que sejam desenvolvidos procedimentos de teste com o objetivo de averiguar se esses padrões de desempenho estão sendo cumpridos. Tendo em vista

que nem os padrões de desempenho nem os procedimentos de teste estão estabelecidos na legislação vigente no país, neste trabalho, os testes de controle de qualidade descritos são baseados em alguns programas de rastreamento do câncer de mama realizados em outros países e que seguem as Diretrizes Européias para a Garantia da Qualidade no Rastreamento e Diagnóstico do Câncer de Mama.

A coleta dos dados, os testes aplicados e as medidas usadas nesta pesquisa foram feitas durante as inspeções regulares da equipe de trabalho do Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia da Secretaria Estadual de Saúde de Minas Gerais. As informações coletadas e os resultados dos testes realizados eram registrados em um formulário próprio (Apêndice A) para mamografia digital. Logo após a coleta dos dados, cada serviço recebeu uma codificação sequencial que foi usada na confecção das planilhas de análise das informações.

Todos os testes foram feitos com a combinação alvo/filtro de molibdênio/molibdênio (Mo/Mo).

#### **4.3.1. Resposta do detector da placa de imagem**

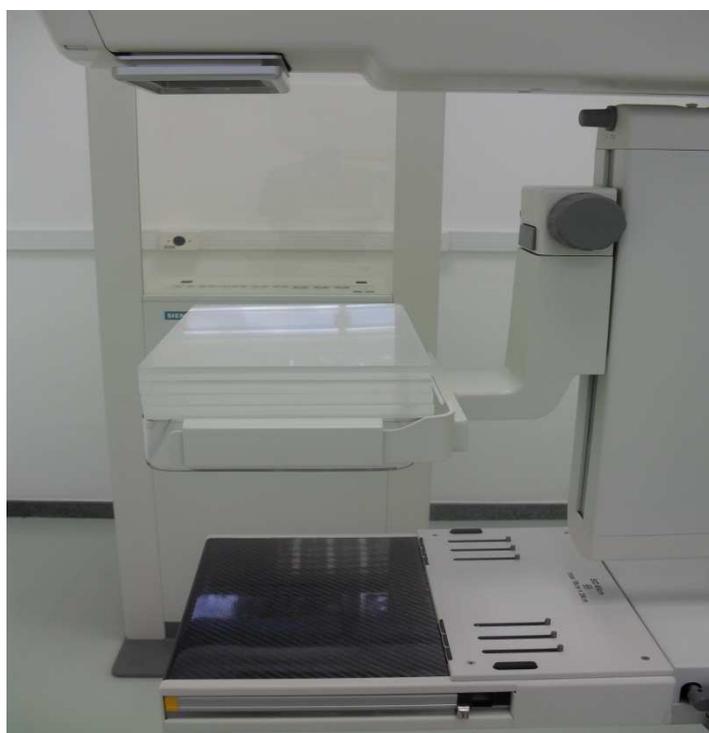
O teste da resposta do detector quando submetido a uma faixa ampla de exposição aos raios X é realizado com o objetivo de avaliar se o seu desempenho se encontra em conformidade com as especificações fornecidas pelo fabricante. Especificamente, é avaliada a *Linearidade de Resposta do Detector* e a presença de alguma fonte adicional de *Ruído da Imagem*, além do ruído quântico.

A função de resposta do detector é avaliada por meio das imagens de um bloco de PMMA, de 40 mm de espessura, obtidas com uma mesma tensão (kV) e diferentes doses na superfície do detector (ou diferentes mAs selecionados no modo de exposição manual e na faixa de valores usados na rotina dos exames) e as medidas correspondentes da dose de entrada na superfície do detector. Para a obtenção das imagens, devem ser selecionados valores que cubram a faixa de 1/10 a cinco vezes o valor do mAs usado para radiografar um simulador de mama padrão, ou 40 mm de PMMA [47].

#### 4.3.1.1. Linearidade de resposta do detector da placa de imagem

A resposta do detector em função da dose deve ser uma relação linear. Para o sistema DR essa resposta é diretamente relacionada com a dose. No sistema CR essa resposta é diretamente relacionada com o logaritmo da dose.

Para a realização do teste, o objeto (bloco de PMMA de 40 mm) foi posicionado próximo ao tubo de raios X, na saída do feixe, após o colimador, sobre a bandeja de compressão. O cassete foi colocado no *bucky* (Figura 24).



**Figura 24: Posicionamento do bloco de PMMA para o teste da linearidade**

A exposição do objeto de teste foi feita no modo manual utilizando a combinação alvo/filtro e kV fixos (Mo/Mo, 28 kV) e produtos corrente-tempo (mAs) variáveis (4, 8, 16, 25, 32, 45, 63, 100 e 140 mAs). Foi registrado o valor de mAs para cada imagem. As imagens obtidas foram gravadas no formato *for precessing* ou *raw data* (bruta, sem processamento). Em seguida, o dosímetro foi posicionado sobre a bandeja de suporte da mama, com o sensor para mamografia centrado lateralmente e a 4 cm da parede torácica (Figura 25), para as medidas das doses (kerma) e irradiações com os mesmos mAs

empregados na obtenção das imagens. Foram então, registrados os valores das doses medidas.



**Figura 25: Posicionamento do detector para o teste da linearidade**

Em cada imagem obtida foi desenhada uma região de interesse (ROI), de aproximadamente  $4 \text{ cm}^2$  distante 60 mm da parede torácica e centrada lateralmente. Foi determinado o valor médio dos pixels (VMP) e o desvio padrão dos pixels (DP), nessa ROI. Isso foi feito em um *software* livre para processamento de imagens digitais, *ImageJ*. Foi registrado o VMP e o DP de cada imagem. Depois, foi construído um gráfico dos valores médio dos pixels pelos respectivos valores dos logaritmos das doses na superfície de entrada do detector (kerma). Por fim, foi determinada a equação linear que melhor se ajustava aos pontos das medidas, como mostra o exemplo da figura 26.

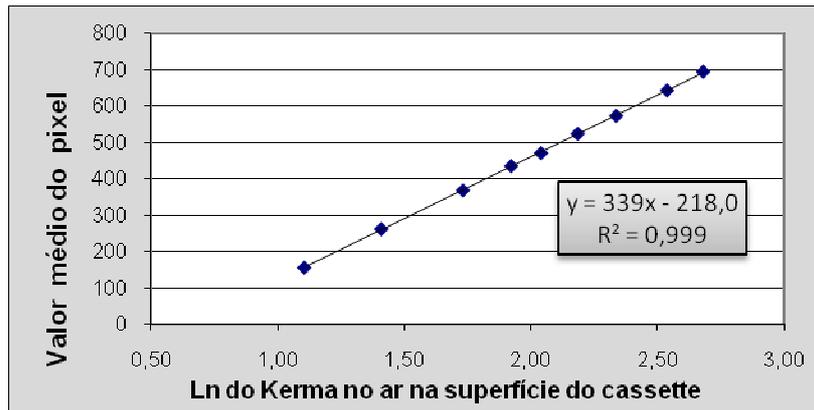


Figura 26: Exemplo de gráfico da relação do logaritmo do kerma em função dos VMP

De posse dos coeficientes da equação dessa reta ( $y = a \log \text{kerma} + b$ ) foi feita a linearização dos valores médio dos pixels através da seguinte fórmula:

$$VMP' = \exp\left(\frac{VMP - b}{a}\right) \quad (8)$$

onde  $VMP'$  é o valor médio do pixel linearizado. Finalmente, foi construído um novo gráfico, agora do próprio valor de dose em função do valor médio do pixel linearizado ( $VMP'$ ) (Figura 27). Foi determinada a equação linear que melhor se ajustava aos novos pontos das medidas e calculado o quadrado do coeficiente de correlação ( $R^2$ ). O sistema seria considerado como tendo resposta linear quando  $R^2$  fosse maior que 0,99 [49]

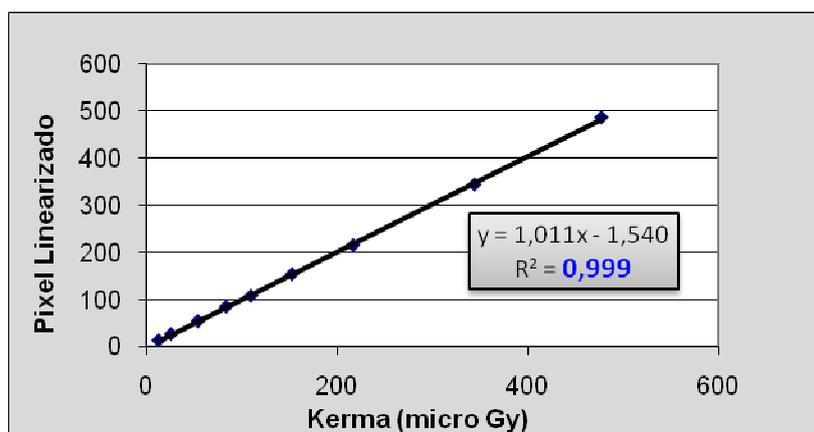


Figura 27: Exemplo de gráfico da relação do kerma em função do pixel linearizado

### 4.3.1.2. Ruído da imagem

Alguns detectores das placas de imagem podem apresentar limitação pelo ruído quântico em somente uma faixa de dose. Isso pode ser identificado por meio de um desvio na relação linear da resposta do sistema e pode ser decorrente da presença de ruído eletrônico ou de ruído das estruturas materiais do detector.

Com os resultados do teste da linearidade, foi feita a linearização dos valores de desvio padrão (DP) dos valores médio dos pixels (VMP), através da fórmula:

$$\sigma' = \frac{\sigma}{a} \exp\left(\frac{VMP-b}{a}\right) \quad (9)$$

onde  $\sigma'$  é o desvio padrão linearizado. Foi construído um gráfico dos valores de dose (kerma) pelos desvios padrão linearizados ( $\sigma'$ ) (Figura 28), determinada a linha de tendência do tipo potência que melhor se ajustava aos pontos e calculada a equação da curva de potência ( $y = a \cdot x^b$ ). O índice da curva de potência,  $b$ , deve estar entre 0,500 e 0,550.

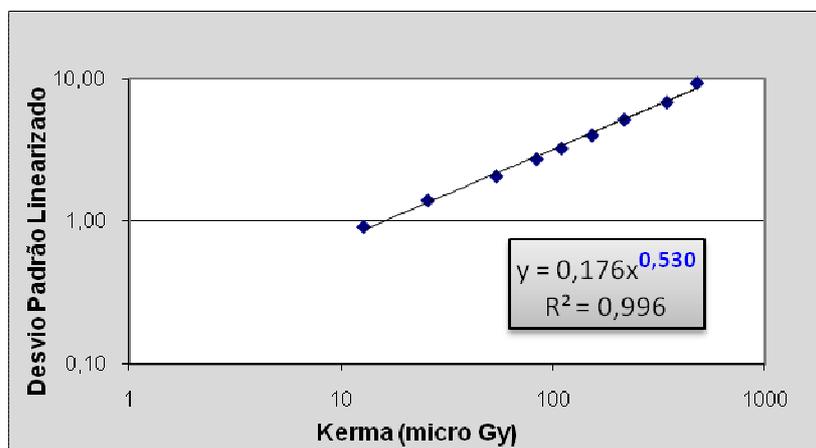


Figura 28: Exemplo de gráfico da relação do kerma em função do desvio padrão linearizado

### 4.3.2. Resolução espacial

O teste do limite da resolução espacial utiliza um objeto padrão específico para a avaliação. Ao se radiografar esse objeto de teste, a imagem obtida é formada de pares de

linhas brancas, devido à atenuação do objeto, e linhas negras, devido à passagem dos raios X pelas ranhuras do objeto. As frequências de pares de linhas do objeto devem ir de aproximadamente um ciclo/mm até um valor que ultrapasse a frequência de Nyquist do detector que está sendo avaliado. 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*  $(2 \Delta x)^{-1}$ . Por exemplo, um detector de tamanho de *pixel* de 50  $\mu\text{m}$  terá uma frequência de Nyquist de dez ciclos/mm enquanto um detector de 100  $\mu\text{m}$  terá uma frequência de Nyquist de cinco ciclos/mm.

Para a realização do teste, foi posicionado um bloco de PMMA de 40 mm de espessura sobre o suporte da mama. O objeto de teste foi posicionado em cima do bloco, formando um ângulo de aproximadamente  $45^\circ$  com o lado da parede torácica. A bandeja foi comprimida de modo a deixar totalmente em contato o objeto de teste e o bloco de PMMA (Figura 29). Foi feita uma exposição no modo semi-automático com 28 kV e mAs ajustado pelo controle automático de exposição (CAE). Na imagem digitalizada foi escolhido um nível de ampliação e de largura da janela para a impressão. Com o auxílio de uma lupa a avaliação foi feita determinando a frequência máxima na qual se consegue distinguir os grupos de barras e espaços na imagem (pares de linha por milímetro – pl/mm). A frequência máxima de barras e espaços que se consegue distinguir é chamada de limite de resolução espacial. Esse limite deve ser maior ou igual a 8pl/mm.



Figura 29: Posicionamento do objeto de teste da resolução espacial

#### 4.3.3. Uniformidade do detector da placa de imagem

A uniformidade do sistema receptor de imagem foi avaliada através da imagem obtida no teste da resolução espacial. A imagem foi gravada sem passar por processamento (*raw data*) e analisada pelo *software Image J* através das medidas dos valores médio dos pixels (VMP) em ROIs selecionadas no canto superior esquerdo, canto superior direito, canto inferior esquerdo, canto inferior direito e no centro, de acordo com a figura 30.

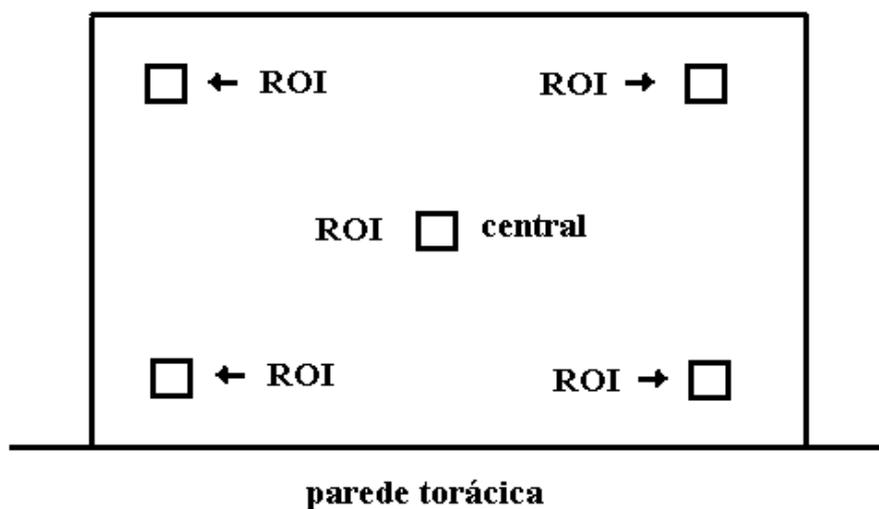


Figura 30: Avaliação da uniformidade do detector

De posse dos 5 valores médio de pixel (VMP) foi calculada a média entre eles. Em seguida, foi calculada a variação do VMP de cada ROI selecionada em relação a média, através da seguinte fórmula:

$$\text{Variação (\%)} = \left( \frac{\text{valor em cada área} - \text{média}}{\text{média}} \right) \times 100 \quad (10)$$

O valor da variação deve ser menor do que  $\pm 10\%$  em todas as áreas analisadas. [48, 49, 50, 51, 52]

#### 4.3.4. Razão contraste-ruído (CNR)

A avaliação da Razão Contraste-Ruído foi realizada através da exposição de placas de PMMA de espessuras variando de 20 a 70 mm (aos passos de 10 mm) usando o controle automático de exposição (CAE).

As placas de PMMA de 20 mm de espessura foram posicionadas sobre o suporte da mama e, para produzir uma área de contraste, foi posicionada uma folha de alumínio de 0,2 mm de espessura, de tamanho 20 mm x 20 mm, a 60 mm da parede torácica e com um dos seus lados na linha central do campo, conforme mostrado na Figura 31.

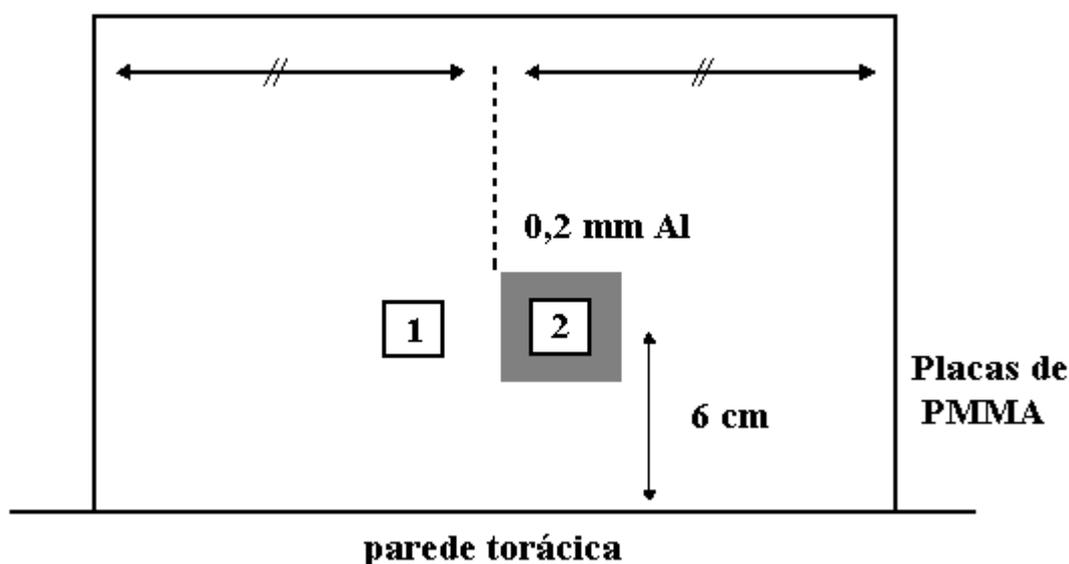


Figura 31: Posição da placa de alumínio na medida da CNR

A exposição foi feita no modo semi-automático com 26 kV. O valor de mAs foi registrado e a imagem foi gravada como *raw data*. Com o auxílio do software *Image J*, foram desenhadas duas regiões de interesse (ROIs) na imagem. A ROI 1 na região fora da placa de 0,2 mm de Al e a ROI 2 dentro da região da placa de Al. O VMP e o DP em cada uma das ROIs foram calculados. Então, o valor da CNR para aquela espessura de PMMA foi calculada através da seguinte fórmula:

$$CNR = \frac{a\sqrt{2} \left| \exp\left(\frac{VMP_1}{a}\right) - \exp\left(\frac{VMP_2}{a}\right) \right|}{\sqrt{\sigma_1^2 \left( \exp\left(\frac{VMP_1}{a}\right) \right)^2 - \sigma_2^2 \left( \exp\left(\frac{VMP_2}{a}\right) \right)^2}} \quad (11)$$

onde:

VMP<sub>1</sub> = valor médio de pixel fora da placa de Al

VMP<sub>2</sub> = valor médio de pixel dentro da placa de Al

σ<sub>1</sub> = desvio padrão fora da placa de Al

σ<sub>2</sub> = desvio padrão dentro da placa de Al

a = coeficiente angular da reta obtida no teste da linearidade de resposta do detector

Em seguida, 10 mm de PMMA foram acrescentados em cima do bloco de 20 mm já existente, sem mexer na folha de alumínio, para impedir que essa se movimente no interior das placas de PMMA durante os testes e manter a sua altura em relação ao suporte da mama constante. Então, a exposição foi feita com 27 kV. O procedimento anterior foi repetido até obter o valor da CNR. Assim, foi calculado o valor da CNR para todas as espessuras de PMMA, até a espessura de 70 mm. A avaliação dos resultados foi feita através da CNR relativa (equação 12) que relaciona os valores de CNR de diferentes espessuras com os valores de CNR da espessura padrão de 50 mm.

$$CNR_{rel} = \frac{CNR_n}{CNR_{50}} \times 100 (\%) \quad (12)$$

onde:

CNR<sub>rel</sub> = valor da CNR relativa

CNR<sub>n</sub> = valor da CNR da espessura n de PMMA

CNR<sub>50</sub> = valor da CNR da espessura de 50 mm de PMMA

A tabela 5 mostra a quilovoltagem (kV) que foi utilizada para cada espessura de PMMA e os valores limites aceitável das CNRs relativa.

**Tabela 5: Valores limites e quilovoltagens referentes a cada espessura de PMMA**

<b>Espessura de PMMA</b>	<b>kV</b>	<b>Valor limite para CNR relativa (%)</b>
20	26	>115
30	27	>110
40	28	>103
50	30	>100
60	32	>95
70	32	>90

#### 4.3.5. Razão sinal ruído (SNR)

A avaliação da Razão Sinal-Ruído foi feita a partir das imagens obtidas, nas diferentes espessuras do bloco de PMMA, no teste da Razão Contraste-Ruído. Os resultados dos valores médio de pixel e desvios padrão de fundo, ou seja, na ROI 1 (fora da placa de alumínio) foram utilizados para calcular a SNR de cada espessura de PMMA através da seguinte relação:

$$SNR = \frac{VMP}{DP} \quad (13)$$

De posse dos valores de SNR referente a cada espessura de PMMA (20 a 70 mm), foi calculada a média desses valores ( $SNR_m$ ). A SNR foi avaliada, medindo a variação de cada valor para a média, da seguinte maneira:

$$Variação (\%) = \left( \frac{SNR_n - SNR_m}{SNR_m} \right) \times 100 \quad (14)$$

onde:

$SNR_n$  = valor da razão sinal-ruído medida para a espessura n de PMMA.

O limite máximo permitido para variação percentual da SNR de cada espessura de PMMA é de  $\pm 10\%$  [48, 49, 52].

#### 4.3.6. Qualidade de imagem do *phantom* CDMAM

O *phantom* CDMAM avalia o limiar de contraste de uma imagem mamográfica. O simulador foi montado colocando a placa de alumínio contendo os discos de ouro entre quatro placas de PMMA, duas placas de 10 mm acima e duas placas de 10 mm abaixo. O simulador foi posicionado sobre a bandeja de suporte da mama com o seu lado que contém os discos de menores diâmetros voltado para a parede torácica. O simulador (Figura 32) foi comprimido e a exposição foi feita usando o modo semi-automático e com 28 kV.

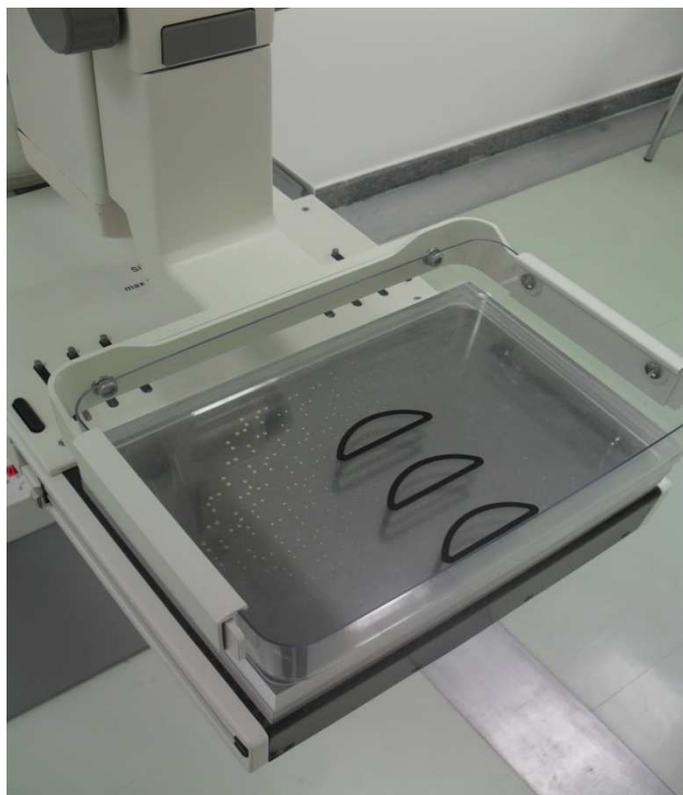


Figura 32: Posicionamento do *phantom* CDMAM

O valor de mAs dado pelo controle automático de exposição (CAE) foi registrado. Então, mais duas exposições foram feitas, uma com a metade e a outra com o dobro do mAs registrado na primeira exposição com o CAE ligado. Em seguida, as imagens foram gravadas como *raw data*. Com o auxílio do *software* de interpretação do simulador Artinis CDMAM 3.4 (*cdcom.exe*) foi feita a avaliação determinando as



**Tabela 6: Espessuras mínimas dos discos de ouros que deve ser visualizadas para cada diâmetro.**

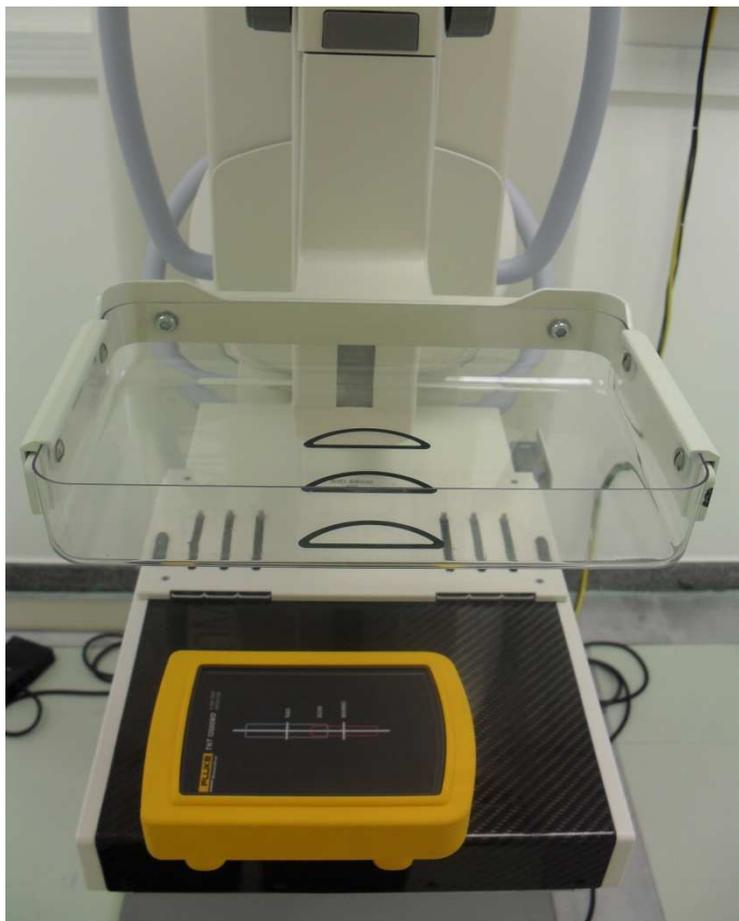
<b>Diâmetro (mm)</b>	<b>Valor aceitável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Valor Desejável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>
0,10	2,00	1,42
0,25	0,36	0,25
0,50	0,16	0,10
1,00	0,10	0,06
2,00	0,06	0,04

Também foi feita a avaliação visual das imagens do *phantom* CDMAM no monitor específico para laudos de 5 mega-pixels, onde os limites de espessuras para cada diâmetro dos discos de ouro são os mesmos da avaliação automatizada do *software* do CDMAM.

#### **4.3.7. Dose glandular média**

No Código de Prática Internacional de Dosimetria publicado recentemente [53], a medida e a metodologia de cálculo usada para a determinação da dose glandular média (DGM) segue o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia. A DGM não é medida diretamente, ela é estimada a partir do  $K_i$  e coeficientes de conversão. Os coeficientes de conversão dependem da qualidade do feixe (camada semi-redutora), da espessura da mama comprimida durante a exposição e de sua composição glandular.

O detector foi posicionado sobre a bandeja de suporte da mama a 40 mm distante da borda da parede torácica e centrado lateralmente (Figura 34).



**Figura 34: Posicionamento do detector para as medidas das DGMs**

A exposição foi feita no modo manual, utilizando os valores obtidos do produto corrente x tempo (mAs) do teste da Razão Contraste-Ruído (CNR) para as diferentes espessura do simulador (PMMA, 20 a 70 mm) e suas respectivas quilovoltagens (kV). Os valores de kerma incidente ( $K_i$ ) e da camada semi-redutora (CSR) foram medidos pelo detector. Para obter o valor das DGMs referentes a cada espessura simulada da mama, o valor do  $K_i$  no ponto do ar na entrada da pele foi calculado através da seguinte fórmula:

$$K_i = (K/P_{it}) \times P_{it} \times (f_1/f_2)^2 \quad (15)$$

Sendo:

$K$ , o kerma medido pelo detector com o compressor da mama

$P_{it}$ , a carga do tubo selecionada manualmente e que foi obtida nos testes da CNR

$f_1$ , a distância foco-detector

$f_2$ , a distância foco-receptor de imagem

O valor da DGM foi obtido a partir do  $K_i$  e de coeficientes de conversão, de forma que:

$$DGM = K_i \times g \times c \times s \quad (16)$$

O coeficiente  $g$  depende da espessura da mama e da qualidade do feixe de raios X (camada semi-redutora). O coeficiente  $c$  depende da espessura e glandularidade da mama e da qualidade do feixe. A tabela 7 mostra o valor do produto  $g \times c$  para as espessuras simuladas da mama com o PMMA.

**Tabela 7: Produto dos coeficientes  $g$  e  $c$  em função da CSR**

Espesura PMMA (mm)	CSR (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	0,336	0,377	0,415	0,450	0,482	0,513	0,539
30	0,245	0,277	0,308	0,338	0,368	0,399	0,427
40	0,191	0,217	0,241	0,268	0,296	0,322	0,351
50	0,157	0,179	0,198	0,221	0,245	0,269	0,296
60	0,133	0,151	0,168	0,187	0,203	0,230	0,253
70	0,112	0,127	0,142	0,157	0,173	0,194	0,215

Quando o valor da camada semi-redutora (CSR) medido não era um dos valores acima, uma interpolação era feita para chegar ao produto  $g \times c$  referente àquela CSR.

O valor do fator  $s$  depende da combinação alvo/filtro. Na tabela 8 são indicados os valores desses fatores para cada combinação.

**Tabela 8: Valores do fator  $s$  para as diferentes combinações alvo/filtro**

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

De acordo com o estabelecido pelo Protocolo Europeu para o Controle de Qualidade em Mamografia, os níveis de dose glandular média (DGM), em mamografia digital não podem ser maiores que os valores para a mamografia convencional, mostrados na tabela 9 [49].

**Tabela 9: Valores máximos da DGM para diferentes espessuras de PMMA**

Espessura PMMA (mm)	Mama equivalente (mm)	DGM máxima para as diferentes espessuras (mGy)	
		Nível aceitável	Nível desejável
20	21	< 1,0	< 0,6
30	32	< 1,5	< 1,0
40	45	< 2,0	< 1,6
50	60	< 3,0	< 2,4
60	75	< 4,5	< 3,6
70	90	< 6,5	< 5,1

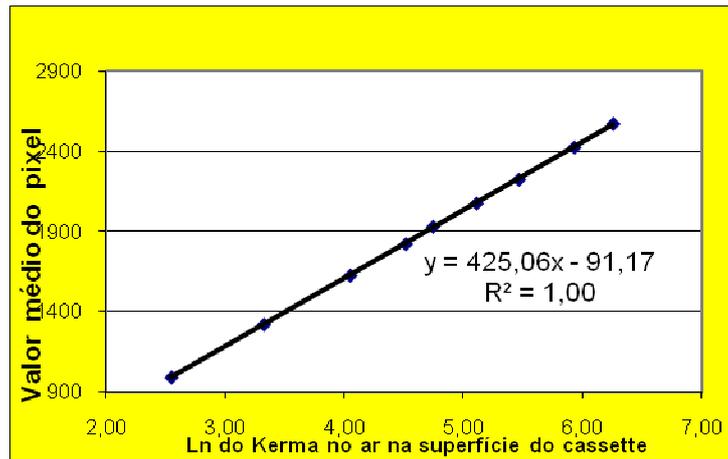
## 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nessa seção são apresentados os resultados da validação do protocolo, além dos resultados e discussões dos testes referentes à qualidade da imagem e das doses glandular média (DGM) nos 11 serviços de mamografia inspecionados na cidade de Belo Horizonte, sendo 14 mamógrafos e 11 unidades digitalizadoras de radiografia computadorizada, e nos 5 serviços da cidade do Rio de Janeiro.

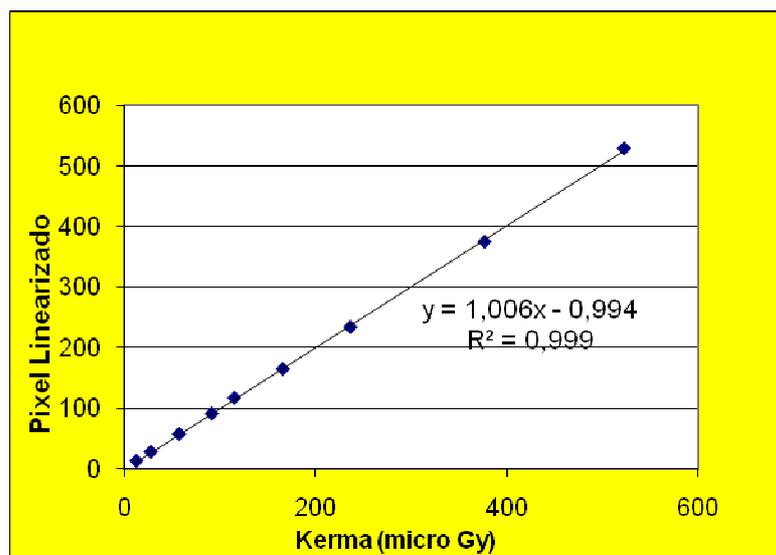
### 5.1. Validação do protocolo

A validação do protocolo de testes de controle de qualidade, utilizado neste trabalho, foi feita no Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia (LARAM) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN). Foi utilizado um mamógrafo convencional da Siemens, modelo Mammomat 3000 Nova, fabricado em 2007 e instalado em março de 2008. O sistema de radiografia computadorizada foi um Kodak, modelo DirectView CR 850, versão de software 5.1, com placas de imagem EHR-M2. A seguir é mostrado o relatório com os resultados obtidos na validação do conjunto de testes que compõem o protocolo.

1) LINEARIDADE DA RESPOSTA DO DETETOR (PLACA DE IMAGEM)					
PMMA: 40 mm		kV: 28	Alvo: Mo	Filtro: Mo	Modo de Exposição: STD
Distância Alvo-Detector: 66 cm					
mAs	Kerma de entrada no ar na superfície do cassette ( $\mu\text{Gy}$ )	Valor médio do pixel	Desvio padrão do valor do pixel	$R^2$	
4	12,8	993,2	34,2	0,999	
8	27,8	1323,1	23,3		
16	57,4	1628,9	16,6		
25	91,5	1825,1	13,4		
32	115,0	1933,1	12,0		
45	165,7	2078,5	10,5		
63	236,4	2227,3	9,0		
100	376,6	2427,9	7,5		
140	522,4	2574,2	6,0		

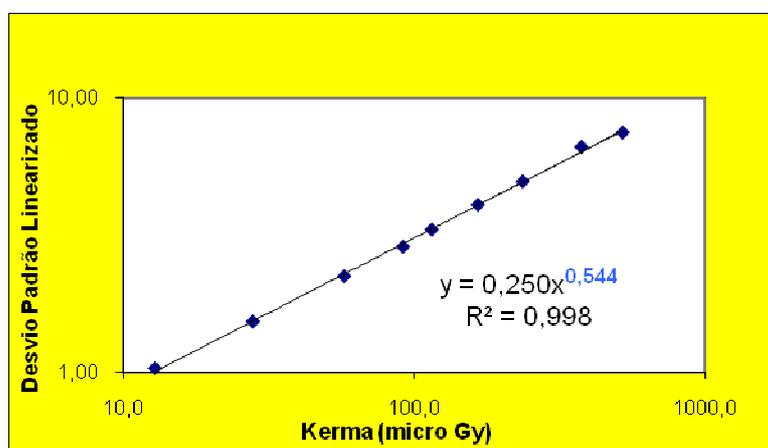


LINEARIZAÇÃO DO VALOR MÉDIO DO PIXEL E DO DESVIO PADRÃO				
PMMA: 40 mm	kV: 28	Alvo: Mo	Filtro: Mo	Modo de Exposição: Manual
Distância Alvo-Detector: 66 cm				
Ki,e (μGy)	Valor médio do pixel	Valor médio do pixel linearizado	Desvio padrão do valor do pixel	Desvio padrão linearizado
12,8	993,2	12,8	34,2	1,03
27,8	1323,1	27,9	23,3	1,53
57,4	1628,9	57,2	16,6	2,23
91,5	1825,1	90,8	13,4	2,86
115,0	1933,1	117,0	12,0	3,30
165,7	2078,5	164,7	10,5	4,07
236,4	2227,3	233,8	9,0	4,95
376,6	2427,9	374,8	7,5	6,61
522,4	2574,2	528,8	6,0	7,46



No teste 1, Linearidade da resposta do detector, o valor do coeficiente de correlação ( $R^2$ ), que precisa ser superior a 0,99, foi de 0,999. Esse valor foi encontrado depois que foi feita a linearização dos valores médios de pixel a partir dos coeficientes obtidos no gráfico do logaritmo dos valores de kerma em função dos valores médios de pixel. Resultados de  $R^2$  inferiores a 0,99 indicam que o detector não está respondendo linearmente ao aumento ou diminuição da dose.

2) RUÍDO DA IMAGEM		
REGISTRO	VALOR LIMITE	CONCLUSÃO
Índice da curva de potência:	$0,500 \leq \text{Índice} \leq 0,550$	O índice da curva de potência está entre 0,500 e 0,550 ? X sim não



No teste 2, que avalia o ruído da imagem, o resultado do índice de potência foi de 0,544, estando dentro do intervalo permitido 0,500 e 0,550. Esse valor foi obtido a partir da curva de potência do gráfico dos valores de kerma em função dos valores linearizados dos desvios padrão dos valores médios de pixel. Se o índice de potência estiver fora dos valores limites significa que há a presença de uma ou mais fontes de ruído na imagem. Se estiver dentro do intervalo permitido, o ruído na imagem será devido apenas à flutuação estatística do número de fótons que chegam ao detector (placa de imagem).

3) UNIFORMIDADE DA RESPOSTA DO DETETOR		
REGISTRO	VALOR LIMITE	CONCLUSÃO
Valor médio do pixel no canto superior esquerdo da imagem: <b>2196,7</b> Valor médio do pixel no canto superior direito da imagem: <b>2295,8</b> Valor médio do pixel no canto inferior esquerdo da imagem: <b>2205,4</b> Valor médio do pixel no canto inferior direito da imagem: <b>2273,8</b> Valor médio do pixel no centro da imagem: <b>2292,1</b> Média dos cinco valores de pixel das cinco áreas: <b>2253,0</b> <b>VARIAÇÃO (%) = (VALOR EM CADA ÁREA – MÉDIA)* 100 / MÉDIA</b>	É permitida uma variação $\leq 15\%$ entre o valor médio do pixel em cada área e a média do valor de pixel das cinco áreas.	A variação dos valores médios de pixel em todas as áreas varia $\leq 15\%$ em relação à média? <input checked="" type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> não

No teste 3, Uniformidade do detector, entre os valores encontrados, o lado superior esquerdo foi o que apresentou a maior variação, -2,49%, estando bem abaixo da variação máxima permitida, para os valores médios de pixel em cada área selecionada da imagem, de  $\pm 15\%$ .

4) RESOLUÇÃO ESPACIAL DA IMAGEM		
REGISTRO	VALOR LIMITE	CONCLUSÃO
Resolução espacial: <b>10 pl/mm</b>	$\geq 8$ pl/mm	A resolução espacial é igual ou maior do que 8 pl/mm ? <input checked="" type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> não

No teste 4, Resolução espacial, a quantidade de pares de linhas por milímetro que conseguem ser distinguidas na imagem obtida do objeto de teste deve ser maior ou igual a 8 pl/mm. O valor encontrado nessa validação foi de 10 pl/mm.

5) RAZÃO SINAL-RUÍDO (SNR)							
Espessura de PMMA (mm)	kV Alvo/Filtro	mAs	Valor do pixel no fundo	Desvio padrão do valor do pixel	SNR medida	Variação percentual da SNR (%)	Valor limite para a variação percentual da SNR (%)*
20	26 Mo/Mo	24,6	2311,5	7,7	55,2	1,91	$\pm 10\%$
30	27 Mo/Mo	44,6	2311,5	7,8	54,5	0,60	$\pm 10\%$
40	28 Mo/Mo	77,1	2312,2	7,8	54,5	0,60	$\pm 10\%$
50	30 Mo/Mo	99,7	2301,4	8,1	52,5	-3,12	$\pm 10\%$
60	32 Mo/Mo	126,0	2303,0	8,0	53,1	-1,91	$\pm 10\%$
70	32 Mo/Mo	232,0	2319,8	7,7	55,2	1,91	$\pm 10\%$

\* Valores limites para CNR relativa obtidos do Protocolo Europeu de Garantia de Qualidade para o Rastreamento Mamográfico

No teste 5, Razão Sinal Ruído, a variação máxima foi de -3,12% para a espessura de 50 mm de PMMA, estando abaixo dos  $\pm 10\%$  que são permitidos. Nesse teste é avaliada a

variação do valor da razão sinal ruído referente a cada espessura de PMMA (20 a 70 mm) analisada em relação a média desses valores.

6) RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO (CNR)							
Espessura de PMMA (mm)	kV Alvo/Filtro	mAs	Valor do pixel no fundo (média ± sd)	Valor do pixel para 0,2 mm Al (média ± sd)	CNR medida	CNR relativa (%)	Valor Limite para CNR Relativa (%)*
20	26 Mo/Mo	24,6	2311,5 ± 7,7	2211,9 ± 8,7	27,19	143,1	>115
30	27 Mo/Mo	44,6	2311,5 ± 7,8	2224,5 ± 8,8	23,68	124,6	>110
40	28 Mo/Mo	77,1	2312,2 ± 7,8	2229,4 ± 8,5	22,86	120,3	>105
50	30 Mo/Mo	99,7	2301,4 ± 8,1	2230,3 ± 8,9	19,00	100,0	>100
60	32 Mo/Mo	126,0	2303,0 ± 8,0	2228,9 ± 8,6	20,17	106,1	>95
70	32 Mo/Mo	232,0	2319,8 ± 7,7	2252,2 ± 8,6	18,93	99,6	>90

\* Valores limites para CNR relativa obtidos do Protocolo Europeu de Garantia de Qualidade para o Rastreamento Mamográfico

No teste 6, Razão contraste ruído, as imagens de todas as espessuras de PMMA avaliadas resultaram em valores de CNR superiores aos valores mínimos permitidos, indicando a capacidade do sistema detector em diferenciar objetos de diferentes densidades e em diferentes espessuras.

7) QUALIDADE DE IMAGEM DO PHANTOM CDMAM: AVALIAÇÃO VISUAL				
Diâmetro (mm)	Limiar da espessura de ouro (µm)			
	Valor alcançado			Valor aceitável (µm)
	80 mAs	160 mAs	320 mAs	
0,10	-	2,00	1,42	2,00
0,25	0,50	0,36	0,20	0,36
0,50	0,25	0,16	0,13	0,16
1,00	0,13	0,08	0,08	0,10
2,00	0,06	0,06	0,05	0,06

No teste 7, Qualidade de imagem do *phantom* CDMAM: avaliação visual, é verificado, para um determinado valor de diâmetro, até quais espessuras dos discos de ouro conseguem ser visualizadas na imagem. Foi comprovado que para a técnica radiográfica com a metade do valor de carga (mAs) dado pelo controle automático de exposição, o nível de ruído impede que os valores aceitáveis para as espessuras dos discos sejam obtidos. Para as imagens feitas com a técnica dada pelo CAE e com o seu dobro, todos os valores limites das espessuras dos discos foram alcançados na análise

visual sendo que, para alguns diâmetros, puderam ser visualizados discos com espessuras, inclusive, dentro dos valores desejáveis.

<b>8) QUALIDADE DE IMAGEM DO PHANTOM CDMAM: AVALIAÇÃO AUTOMATIZADA</b>				
<b>Diâmetro (mm)</b>	<b>Limiar da espessura de ouro (<math>\mu\text{m}</math>)</b>			
	<b>Valor alcançado para diversas DGM</b>			<b>Valor aceitável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>
	<b>80 mAs</b>	<b>160 mAs</b>	<b>320 mAs</b>	
0,10	2,00	2,00	0,71	2,00
0,25	0,36	0,16	0,10	0,36
0,50	0,13	0,10	0,08	0,16
1,00	0,03	0,03	0,03	0,10
2,00	0,04	0,05	0,04	0,06

No teste 8, Qualidade de imagem do *phantom* CDMAM: avaliação automatizada, os resultados mostraram que as imagens produzidas foram de ótima qualidade, com a maioria dos discos sendo detectados pelo software até os valores desejáveis.

<b>9) DOSE GLANDULAR MÉDIA</b>							
<b>REGISTRO</b>							<b>Nível de ação para a DGM* (mGy)</b>
<b>Espessura de PMMA (mm)</b>	<b>Espessura equivalente de mama (mm)</b>	<b>kV</b>	<b>Alvo</b>	<b>Filtro</b>	<b>mAs</b>	<b>Dose glandular média - DGM (mGy)</b>	
20	21	26	Mo	Mo	25	0,60	> 1,0
30	32	27	Mo	Mo	45	0,93	> 1,5
40	45	28	Mo	Mo	80	1,46	> 2,0
50	60	30	Mo	Mo	100	1,85	> 3,0
60	75	32	Mo	Mo	125	2,38	> 4,5
70	90	32	Mo	Mo	250	3,88	> 6,5

\* Nível de ação para a DGM obtida do Protocolo Europeu de Garantia de Qualidade para o Rastreamento Mamográfico

No teste 9, Dose glandular média, todos os valores obtidos para as diferentes espessuras de PMMA foram abaixo tanto dos valores limites aceitáveis quanto dos valores desejáveis. Sendo assim, todos os itens avaliados através dos testes foram considerados como sendo conformes mostrando que o protocolo pode ser utilizado como um método para as avaliações da qualidade de imagem e das doses dos sistemas de radiografia computadorizada.

RESUMO DOS TESTES DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA COMPUTADORIZADA		
TESTES	CONFORME	NÃO CONFORME
1) Linearidade da resposta do detector (placa de imagem)	X	
2) Ruído da imagem	X	
3) Uniformidade da resposta do detector	X	
4) Resolução espacial da imagem	X	
5) Razão sinal-ruído (SNR)	X	
6) Razão contraste-ruído (CNR)	X	
7) Qualidade de imagem do simulador CDMAM: avaliação visual	X	
8) Qualidade de imagem do simulador CDMAM: avaliação automatizada	X	
9) Dose glandular média	X	

## 5.2. Características dos serviços avaliados

Nesse estudo, dos 3 fabricantes de sistema de radiografia computadorizada (Agfa, Fuji e Kodak), disponíveis no mercado na cidade de Belo Horizonte, apenas o sistema de CR da Agfa não foi avaliado. Os serviços avaliados que possuíam o sistema CR da Agfa não possibilitou a exportação das imagens que foram obtidas nos testes, para as posteriores análises, através do software de avaliação *Image J* e do monitor específico para laudo. Eles correspondem a 20% (3 serviços), do valor esperado da quantidade total (15 serviços) de CRs em uso na cidade de Belo Horizonte. Entretanto, foram utilizados resultados dos testes de controle de qualidade de sistemas CRs da Agfa na cidade do Rio de Janeiro.

O valor médio encontrado para o tempo de uso dos mamógrafos foi de aproximadamente nove anos e meio, tendo sido observados seis mamógrafos com mais de 10 anos em atividade. O número de exames realizados por mamógrafo apresentou variação entre 500 exames por mês e 1400 exames por mês, com média em torno de 750 exames por mês. De acordo com o estudo feito por Oliveira *et al.*, em 2006 [34], a média de exames por mês nos serviços de mamografia convencional era de 300. Esse aumento é explicado por uma das vantagens do sistema CR em relação à mamografia convencional, que é o tempo de digitalização de uma imagem, em torno de 40 segundos, comparado com o tempo de revelação, através do uso de produtos químicos, de um

filme radiográfico em uma processadora, além da redução do número de repetição de exames.

Apenas um serviço utilizava um mamógrafo da Siemens, modelo Mammomat 300 e outro o modelo Mammomat 3000. Todos os outros serviços avaliados utilizavam mamógrafos da marca GE (*General Electric*), variando somente no modelo, sendo 5 (28%) Senographe 800T, 4 (28%) Senographe DMR, 4 (21%) Senographe 700T, 1 (8%) Performa e 1 (8%) Alpha ST . A tabela 10 mostra um resumo das características dos equipamentos mamográficos dos serviços avaliados.

**Tabela 10: Características dos mamógrafos dos serviços avaliados**

Código do Serviço	Mamógrafo	Modelo	Tempo de uso (anos)	Nº Mensal de exames
MG01	GE	Senographe 800T	1	—
MG02A	GE	Senographe 800T	12	500
MG02B	GE	Performa	1	500
MG03	GE	Senographe 800T	11	800
MG04A	GE	Senographe DMR	16	600
MG04B	GE	Senographe 700T	12	600
MG05	GE	Senographe DMR	10	1400
MG06	GE	Senographe 700T	10	800
MG07	Siemens	Mammomat 300	9	—
MG08	GE	Senographe DMR	10	800
MG09	GE	Senographe DMR	11	—
MG10	GE	Senographe 800T	12	—
MG11A	GE	Senographe 700T	10	600
MG11B	GE	Alpha ST	2	600
RJ01	GE	Senographe 800T	3	—
RJ02	GE	Senographe 700T	2	—
RJ03	GE	Senographe 800T	2	—
RJ04	Siemens	Mammomat 3000	1	—
RJ05	GE	Senographe 700T	—	—

O valor médio encontrado para o tempo de uso das unidades digitalizadoras (CR) foi de aproximadamente 2 anos, sendo que a unidade com maior tempo de uso foi de 3 anos. Entre os 11 sistemas de radiografia computadorizada avaliados, em Belo Horizonte, 6 eram da Fuji, sendo 3 do modelo Profect One (apenas uma unidade digitalizadora) e 3 do modelo Profect CS (quatro unidades digitalizadoras) e 5 eram da Kodak, onde 3 utilizavam a versão de *software* 4.60 e 2 a versão 5.10. Dos 5 CRs da Agfa, 3 eram o

modelo CR 85-X e 2 eram o modelo CR 35-X. A tabela 11 mostra um resumo das características dos sistemas de radiografia computadorizada que foram avaliados.

**Tabela 11: Características dos sistemas CR avaliados**

<b>Código do Serviço</b>	<b>Sistema CR</b>	<b>Modelo</b>	<b>Tempo de uso (anos)</b>
MG01	Fuji	Profect One	1
MG02A	Fuji	Profect One	1
MG02B	Fuji	Profect One	1
MG03	Fuji	Profect CS	2
MG04A	Fuji	Profect CS	3
MG04B	Fuji	Profect CS	3
MG05	Kodak	CR 850 versão 4.60	2
MG06	Kodak	CR 850 versão 4.60	1
MG07	Kodak	CR 850 versão 4.60	2
MG08	Fuji	Profect CS	2
MG09	Kodak	CR 850 versão 5.10	2
MG10	Fuji	Profect Cs	3
MG11A	Kodak	CR 850 versão 5.10	2
MG11B	Kodak	CR 850 versão 5.10	2
RJ01	Agfa	CR 85-X	1
RJ02	Agfa	CR 85-X	2
RJ03	Agfa	CR 85-X	2
RJ04	Agfa	CR 35-X	1
RJ05	Agfa	CR 35-X	2

### 5.3. Resultados dos testes

#### 5.3.1. Linearidade do detector

Na tabela 12 são apresentados os resultados dos coeficientes de correlação ( $R^2$ ) de cada serviço avaliado discriminando o mamógrafo, o sistema de radiografia computadorizada e o seu modelo.

Tabela 12: Resultados dos coeficientes de correlação ( $R^2$ ) de cada serviço avaliado

CÓDIGO DO SERVIÇO	MAMÓGRAFO	CR	MODELO	LINEARIDADE ( $R^2$ )
MG01	GE/800T	FUJI	Profect One	0,999
MG02A	GE/800T	FUJI	Profect One	0,999
MG02B	GE/Performa	FUJI	Profect One	0,999
MG03	GE/800T	FUJI	Profect CS	0,999
MG04A	GE/700T	FUJI	Profect CS	0,999
MG04B	GE/DMR	FUJI	Profect CS	0,999
MG05	GE/DMR	Kodak	CR850/4.60	0,999
MG06	GE/700T	Kodak	CR850/4.60	0,999
MG07	SIEMENS/Mammomat 300	Kodak	CR850/4.60	0,999
MG08	GE/DMR	FUJI	Profect CS	0,999
MG09	GE/DMR	Kodak	CR850/5.10	0,999
MG10	GE/800T	FUJI	Profect CS	0,999
MG11A	GE/700T	Kodak	CR850/5.10	0,999
MG11B	GE/Alpha ST	Kodak	CR850/5.10	0,999
RJ01	GE/800T	Agfa	CR 85-X	0,998
RJ02	GE/700T	Agfa	CR 85-X	0,999
RJ03	GE/800T	Agfa	CR 85-X	0,999
RJ04	SIEMENS/Mammomat 3000	Agfa	CR 35-X	<b>0,906</b>
RJ05	GE/700T	Agfa	CR 35-X	0,998

A resposta do detector para o sistema de radiografia computadorizada em função da dose mostrou-se extremamente linear. Com exceção de um serviço, em todos os sistemas avaliados os valores de coeficiente de correlação ( $R^2$ ) foram superiores a 0,99, o que corresponde a um índice de conformidade de 95%, como mostra a figura 35.

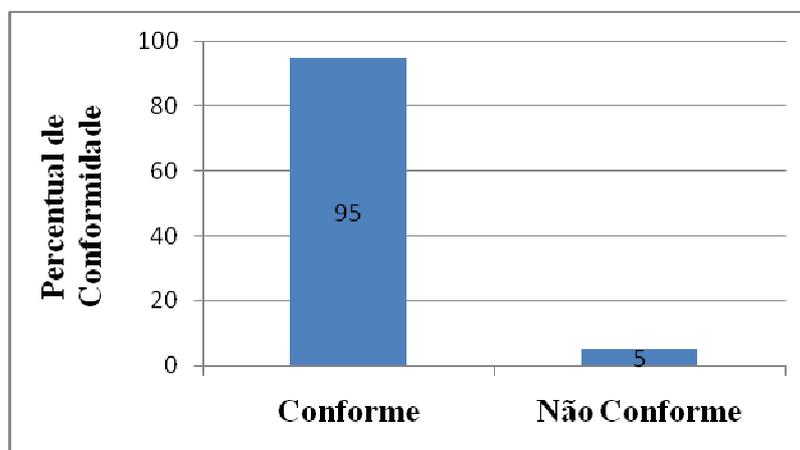


Figura 35: Resultado da avaliação da linearidade do detector

O fabricante do sistema CR deve especificar a faixa de exposições na qual a resposta do detector é linear. Semestralmente, essa característica de resposta do detector deve ser avaliada e comparada com a especificação do fabricante, quando houver. De qualquer modo, é importante 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.

### 5.3.2. Ruído da imagem

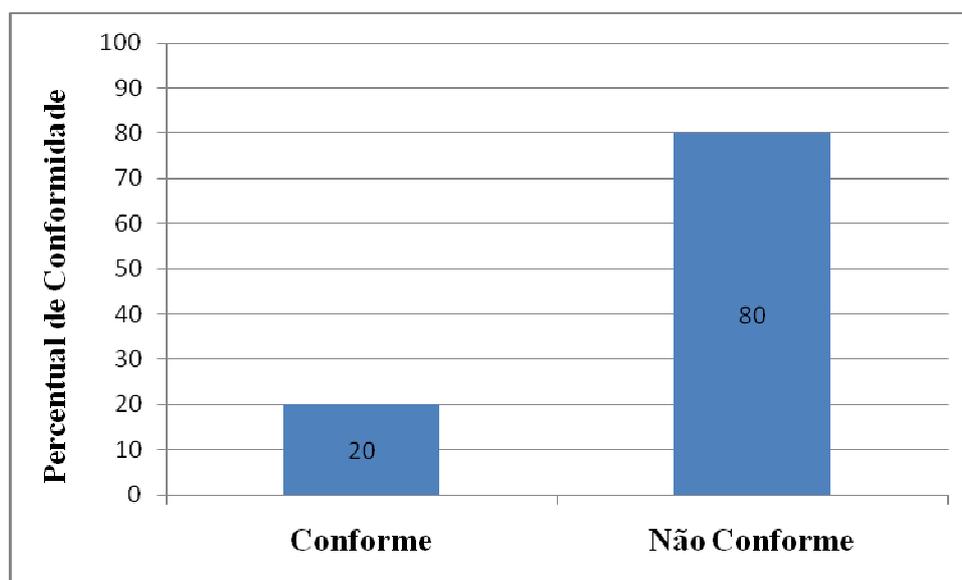
A tabela 13 mostra os resultados dos índices de potência, cujos valores devem estar compreendidos entre 0,500 e 0,550 para que o ruído seja considerado conforme [54].

**Tabela 13:** Resultados dos índices de potência encontrados nos serviços

<b>CÓDIGO DO SERVIÇO</b>	<b>MAMÓGRAFO</b>	<b>CR</b>	<b>MODELO</b>	<b>ÍNDICE DE POTÊNCIA</b>
MG01	GE/800T	FUJI	Profect One	<b>0,628</b>
MG02A	GE/800T	FUJI	Profect One	<b>0,798</b>
MG02B	GE/Performa	FUJI	Profect One	<b>0,823</b>
MG03	GE/800T	FUJI	Profect CS	<b>0,787</b>
MG04A	GE/700T	FUJI	Profect CS	<b>0,779</b>
MG04B	GE/DMR	FUJI	Profect CS	<b>0,780</b>
MG05	GE/DMR	Kodak	CR850/4.60	<b>0,601</b>
MG06	GE/700T	Kodak	CR850/4.60	<b>0,633</b>
MG07	SIEMENS/Mammomat 300	Kodak	CR850/4.60	<b>0,611</b>
MG08	GE/DMR	FUJI	Profect CS	<b>0,574</b>
MG09	GE/DMR	Kodak	CR850/5.10	<b>0,649</b>
MG10	GE/800T	FUJI	Profect CS	<b>0,705</b>
MG11A	GE/700T	Kodak	CR850/5.10	<b>0,614</b>
MG11B	GE/Alpha ST	Kodak	CR850/5.10	<b>0,705</b>
RJ01	GE/800T	Agfa	CR 85-X	0,548
RJ02	GE/700T	Agfa	CR 85-X	0,550
RJ03	GE/800T	Agfa	CR 85-X	0,544
RJ04	SIEMENS/Mammomat 3000	Agfa	CR 35-X	<b>1,066</b>
RJ05	GE/700T	Agfa	CR 35-X	0,530

Com relação ao ruído da imagem, os sistemas de radiografia computadorizada avaliados mostraram-se problemáticos, sendo que apenas 4 serviços obtiveram o índice de potência desejado, entre 0,500 e 0,550, como mostra a figura 36. De acordo com Bloomquist & Yaffe, uma possível explicação para isso seria o fato de todos os sistemas

digitais terem os efeitos de ruídos estruturais removidos quase inteiramente pela operação *flat-fielding*, exceto o sistema CR. Além disso, segundo os autores, o sistema CR da Fuji tem a maior quantidade de ruídos não randômicos por não empregar o *flat-fielding*, usado para remover a influência do efeito anódico e variação de sensibilidade dentro e entre as placas de imagem. Essas medidas de ruídos não randômicos não levam em conta a correlação de pixel para pixel presente em alguns sistemas devido a indefinição no fósforo [55].



**Figura 36: Resultado da avaliação do ruído da imagem**

Na figura 37 é apresentada a dispersão dos valores obtidos de índice de potência para cada serviço avaliado. Os serviços RJ01, RJ02, RJ03 e RJ05 obtiveram índices de potência dentro dos valores recomendados de 0,500 e 0,550. Já no serviço RJ04 o índice de potência foi o mais afastado do valor de referência, sendo calculado como 1,066.

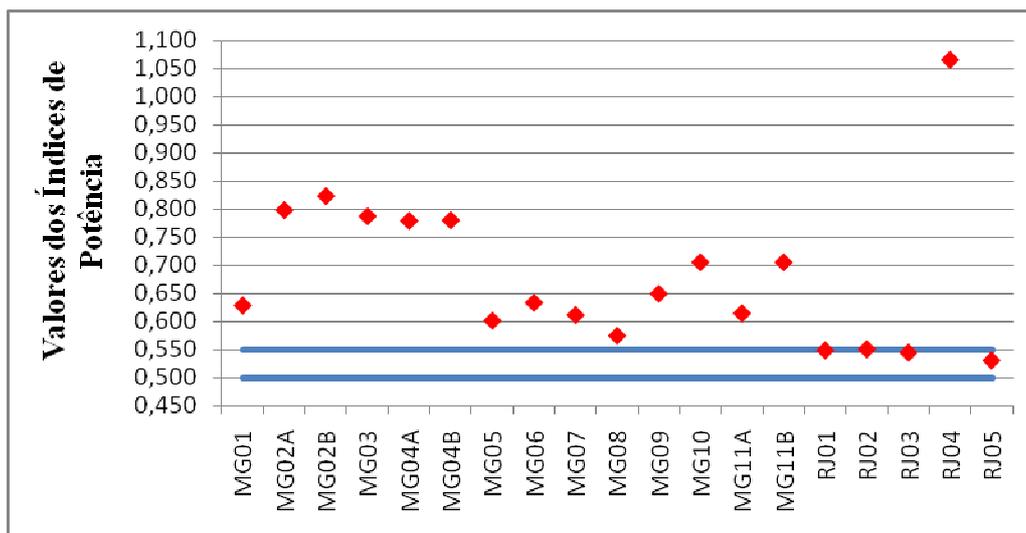


Figura 37: Dispersão dos índices de potência encontrados na avaliação do ruído da imagem

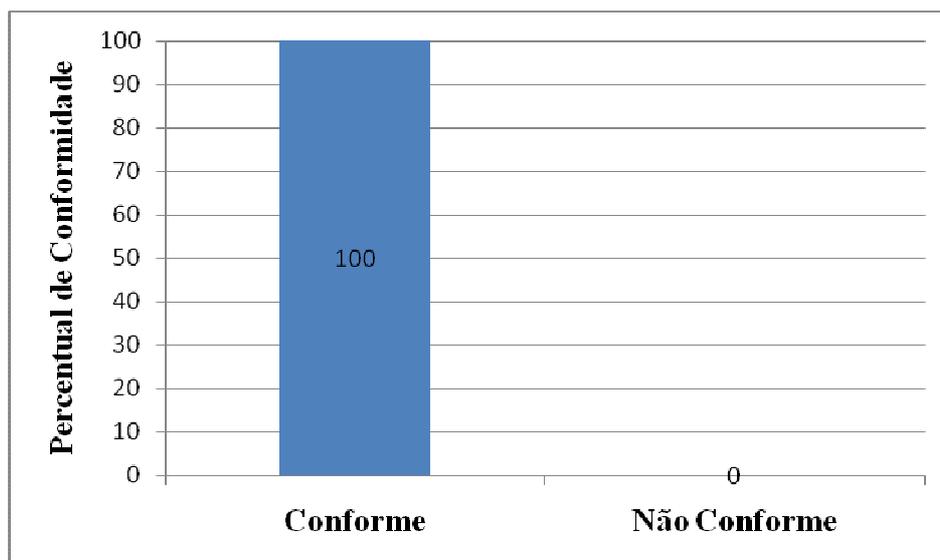
### 5.3.3. Uniformidade do detector

A tabela 14 mostra os valores médios de pixel em cada área analisada das imagens, além de suas variações máximas.

Tabela 14: Valores médio de pixel e variações máximas de uniformidade do detector

CÓDIGO DO SERVIÇO	UNIFORMIDADE DE RESPOSTA DO DETECTOR						Variação Máxima (%)
	VMP Superior Esquerdo	VMP Superior Direito	VMP Inferior Esquerdo	VMP Inferior Direito	VMP Centro	VMP Média	
MG01	622,1	583,7	611,8	576,2	619,0	602,6	-4,4
MG02A	569,1	515,4	563,7	515,3	569,3	546,6	-5,7
MG02B	607,1	550,4	603,9	556,5	615,7	586,7	-6,2
MG03	581,5	526,7	568,1	520,6	577,8	554,9	-6,2
MG04A	549,2	502,7	556,4	497,8	560,0	533,2	-6,6
MG04B	591,2	537,4	595,2	528,2	596,3	569,7	-7,3
MG05	2307,0	2297,0	2208,0	2226,0	2291,0	2265,8	-2,6
MG06	1978,3	2086,6	2027,4	2046,6	1924,8	2012,7	-4,4
MG07	1800,4	1922,0	1803,3	1912,9	1887,0	1865,1	-3,5
MG08	567,8	544,8	542,8	564,4	576,8	559,3	3,1
MG09	1851,9	1987,1	1849,0	1959,6	1946,1	1918,7	-3,6
MG10	597,2	559,7	595,3	550,2	604,9	581,5	-5,4
MG11A	1986,0	2060,0	1983,3	2074,8	2047,7	2030,4	-2,3
MG11B	1797,5	1970,3	1777,4	1987,8	1944,6	1895,5	-6,2
RJ01	16862,0	16695,0	16026,0	15950,0	16714,0	16449,4	-3,0
RJ02	17783,0	18547,0	17919,0	18776,0	19039,0	18413,0	3,4
RJ03	19670,0	20638,6	19779,1	20647,9	20898,6	20326,8	-3,2
RJ04	683,3	700,0	741,8	747,4	778,5	730,2	6,6
RJ05	2178,0	2308,0	2185,0	2300,0	2304,0	2255,0	-3,4

O detector do sistema de radiografia computadorizada apresentou-se uniforme, em toda sua extensão e em todas as placas de fósforo avaliadas nos serviços (Figura 38). Foi observado que as maiores variações ocorrem no lado oposto à parede torácica. No serviço MG04B foi detectada a maior variação, -7,3%, estando ainda bem abaixo do limite permitido de variação que é de 15%. É importante verificar a uniformidade do detector do sistema de radiografia computadorizada semanalmente.



**Figura 38: Resultado da avaliação da uniformidade do detector**

#### **5.3.4. Resolução espacial**

Na tabela 15 são mostrados os resultados encontrados de resolução espacial nas imagens produzidas em cada serviço avaliado com sistema de radiografia computadorizada.

**Tabela 15:** Resolução espacial das imagens avaliadas

<b>CÓDIGO DO SERVIÇO</b>	<b>MAMÓGRAFO</b>	<b>CR</b>	<b>SOFTWARE</b>	<b>RESOLUÇÃO ESPACIAL (pl/mm)</b>
MG01	GE/800T	FUJI	Profect One	8
MG02A	GE/800T	FUJI	Profect One	8
MG02B	GE/Performa	FUJI	Profect One	10
MG03	GE/800T	FUJI	Profect CS	8
MG04A	GE/700T	FUJI	Profect CS	8
MG04B	GE/DMR	FUJI	Profect CS	8
MG05	GE/DMR	Kodak	CR850/4.60	10
MG06	GE/700T	Kodak	CR850/4.60	8
MG07	SIEMENS/Mammomat 300	Kodak	CR850/4.60	8
MG08	GE/DMR	FUJI	Profect CS	10
MG09	GE/DMR	Kodak	CR850/5.10	8
MG10	GE/800T	FUJI	Profect CS	8
MG11A	GE/700T	Kodak	CR850/5.10	10
MG11B	GE/Alpha ST	Kodak	CR850/5.10	8
RJ01	GE/800T	Agfa	CR 85-X	8
RJ02	GE/700T	Agfa	CR 85-X	8
RJ03	GE/800T	Agfa	CR 85-X	8
RJ04	SIEMENS/Mammomat 3000	Agfa	CR 35-X	8
RJ05	GE/700T	Agfa	CR 35-X	8

Como já foi dito anteriormente, a resolução espacial do sistema de radiografia computadorizada é inferior ao da radiografia convencional. Em 2006, Oliveira et. al.[34], fizeram um estudo onde 91% dos serviços de mamografia convencional obtiveram resolução espacial superior a 12 pares de linha por milímetro. O valor máximo de resolução espacial encontrado nos CRs desse estudo foi de 10 pl/mm em 4 serviços. Apesar disso, todos os outros serviços obtiveram resolução espacial maior ou igual a 8 pares de linha por milímetro (Figura 39), que é o valor mínimo permitido para a radiografia computadorizada.

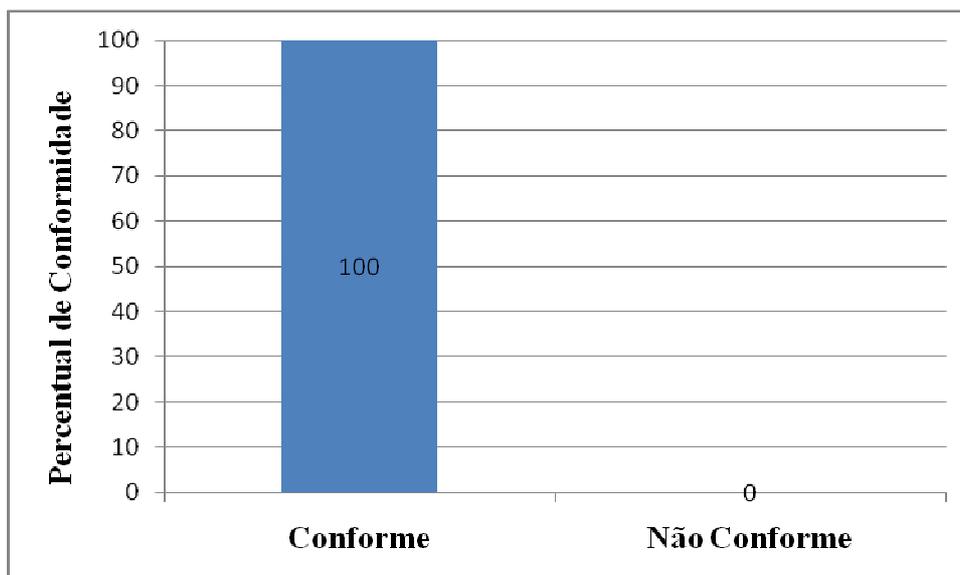


Figura 39: Resultado da avaliação da resolução espacial

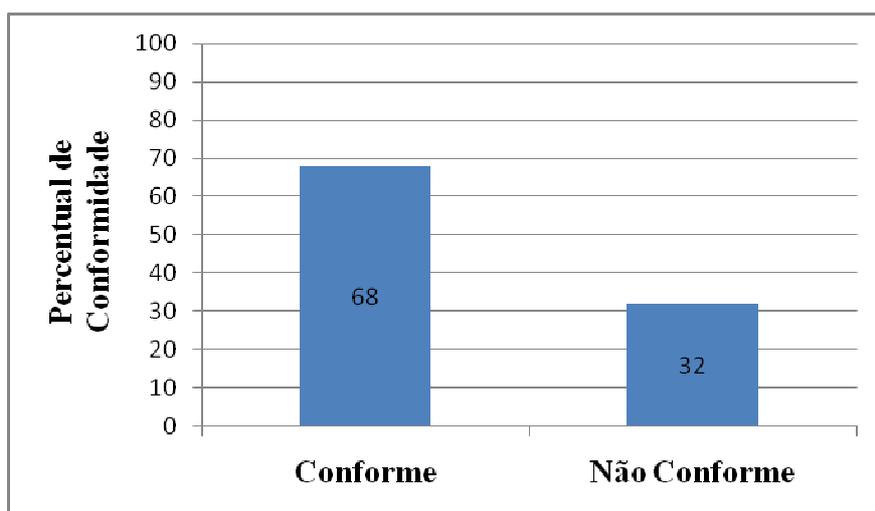
#### 5.3.5. Razão sinal-ruído (SNR)

Importante parâmetro da qualidade do sistema digital, a SNR avalia a capacidade de produzir sinal útil para a formação da imagem através dos fótons de raios X que chegam ao detector e serve de indicação da presença de fontes de ruídos adicionais além do ruído quântico. A tabela 16 mostra os valores médio de pixel e os desvios padrão medidos nas imagens de diferentes espessuras de PMMA.

**Tabela 16:** Valores de pixel e desvios padrão medidos na SNR

Código dos Serviços	Valor Médio de Pixel no fundo $\pm$ Desvio Padrão					
	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm	70 mm
MG01	620,8 $\pm$ 2,6	620,4 $\pm$ 2,7	622,3 $\pm$ 2,7	612,5 $\pm$ 2,5	604,8 $\pm$ 2,9	603,1 $\pm$ 2,9
MG02A	560,4 $\pm$ 4,6	564,4 $\pm$ 4,4	570,5 $\pm$ 4,7	571,4 $\pm$ 4,6	589,4 $\pm$ 4,6	612,7 $\pm$ 4,1
MG02B	577,1 $\pm$ 5,0	579,0 $\pm$ 5,3	606,4 $\pm$ 5,2	628,7 $\pm$ 5,3	597,1 $\pm$ 4,8	618,7 $\pm$ 4,5
MG03	565,1 $\pm$ 4,4	567,2 $\pm$ 4,4	566,3 $\pm$ 4,2	563,5 $\pm$ 4,5	566,9 $\pm$ 4,2	584,0 $\pm$ 4,3
MG04A	540,9 $\pm$ 4,8	539,7 $\pm$ 4,6	543,1 $\pm$ 4,6	537,9 $\pm$ 4,8	548,5 $\pm$ 4,4	574,6 $\pm$ 4,6
MG04B	545,1 $\pm$ 5,3	561,1 $\pm$ 5,0	585,8 $\pm$ 4,9	611,0 $\pm$ 4,5	649,9 $\pm$ 4,3	679,5 $\pm$ 4,5
MG05	2133,9 $\pm$ 9,1	2169,2 $\pm$ 8,8	2231,4 $\pm$ 8,5	2273,0 $\pm$ 8,4	2344,9 $\pm$ 8,0	2336,2 $\pm$ 8,2
MG06	2311,0 $\pm$ 8,1	2314,0 $\pm$ 8,3	2317,0 $\pm$ 8,2	2307,0 $\pm$ 8,4	2301,0 $\pm$ 8,4	2318,0 $\pm$ 8,3
MG07	1841,0 $\pm$ 10,1	1869,9 $\pm$ 9,9	1890,1 $\pm$ 9,7	1897,6 $\pm$ 9,9	1906,8 $\pm$ 9,7	1938,4 $\pm$ 9,4
MG08	531,0 $\pm$ 7,7	538,1 $\pm$ 7,9	534,2 $\pm$ 8,1	535,2 $\pm$ 8,8	532,6 $\pm$ 9,0	529,5 $\pm$ 9,0
MG09	1889,2 $\pm$ 10,1	1920,9 $\pm$ 9,7	1953,5 $\pm$ 9,6	2004,0 $\pm$ 9,4	2124,2 $\pm$ 9,0	2318,0 $\pm$ 8,3
MG10	623,5 $\pm$ 3,5	612,6 $\pm$ 3,4	606,3 $\pm$ 3,4	588,2 $\pm$ 3,6	581,0 $\pm$ 3,7	592,7 $\pm$ 3,6
MG11A	1996,2 $\pm$ 8,5	2037,8 $\pm$ 8,2	2063,8 $\pm$ 8,0	2073,1 $\pm$ 7,9	2108,2 $\pm$ 7,5	2169,0 $\pm$ 7,2
MG11B	1969,3 $\pm$ 8,9	1948,8 $\pm$ 9,3	1947,9 $\pm$ 9,6	1969,5 $\pm$ 9,5	1962,7 $\pm$ 9,7	1975,5 $\pm$ 9,7
RJ01	17728,2 $\pm$ 60,4	17922,5 $\pm$ 58,7	18226,8 $\pm$ 58,8	18305,7 $\pm$ 58,6	19059,7 $\pm$ 55,1	19961,6 $\pm$ 52,1
RJ02	19509,7 $\pm$ 67,7	19456,0 $\pm$ 68,8	19125,6 $\pm$ 71,2	19183,0 $\pm$ 70,0	19317,8 $\pm$ 69,5	19314,9 $\pm$ 69,6
RJ03	18449,2 $\pm$ 75,8	18373,8 $\pm$ 75,3	19672,0 $\pm$ 68,5	19424,2 $\pm$ 68,9	19603,2 $\pm$ 68,7	20034,4 $\pm$ 64,5
RJ04	919,2 $\pm$ 6,4	867,6 $\pm$ 6,3	879,1 $\pm$ 6,4	903,8 $\pm$ 6,7	944,7 $\pm$ 6,5	970,1 $\pm$ 6,7
RJ05	2297,0 $\pm$ 8,5	2334,0 $\pm$ 8,3	2309,2 $\pm$ 8,6	2297,4 $\pm$ 8,8	2335,7 $\pm$ 8,4	2380,8 $\pm$ 8,2

Nesse estudo, treze serviços (68%) foram considerados conformes em relação à razão sinal-ruído e seis serviços (32%) como sendo não conformes (Figura 40).

**Figura 40:** Resultado da avaliação da SNR

Entre esses serviços que não obtiveram êxito no teste da razão sinal-ruído, foi observado que as imagens produzidas a partir de pequenas espessuras da mama, simuladas com PMMA, assim como as de grandes espessuras, ou seja, as espessuras extremas (20 e 70

mm), são as principais geradoras de não conformidade no que diz respeito à razão sinal-ruído. A tabela 17 mostra as variações percentuais de SNR das imagens, de diferentes espessuras, avaliadas nos serviços.

**Tabela 17:** Variação percentual da SNR

Código dos Serviços	Variação percentual da SNR (%)					
	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm	70 mm
MG01	5,3	1,3	1,6	8,0	-8,0	-8,3
MG02A	-3,7	-0,8	-6,1	-4,0	-0,9	15,5
MG02B	-4,1	-9,2	-3,1	-1,4	3,4	14,3
MG03	-2,2	-1,9	2,6	-4,7	2,7	3,4
MG04A	-4,7	-0,8	-0,2	-5,3	5,4	5,6
MG04B	-20,1	-12,8	-7,0	5,5	17,2	17,3
MG05	-11,6	-7,1	-1,1	2,0	10,5	7,4
MG06	2,2	-0,1	1,2	-1,6	-1,8	0,1
MG07	-5,8	-2,3	0,7	-0,9	1,6	6,6
MG08	8,4	7,0	3,6	-4,4	-7,0	-7,6
MG09	-14,8	-9,8	-7,3	-2,9	7,5	27,2
MG10	4,6	5,8	4,7	-4,0	-7,8	-3,3
MG11A	-11,2	-6	-2,4	-0,7	6,3	14,0
MG11B	6,5	0,8	-2,4	-0,3	-2,6	-2,0
RJ01	-5,4	-2,6	-2,9	-2,4	3,7	9,7
RJ02	2,5	1,0	-2,5	-0,8	0,0	-0,2
RJ03	-7,6	-7,0	2,2	1,7	1,9	8,7
RJ04	2,0	2,5	1,5	-2,9	0,4	-3,6
RJ05	-1,8	1,9	-2,3	-4,8	1,5	5,6

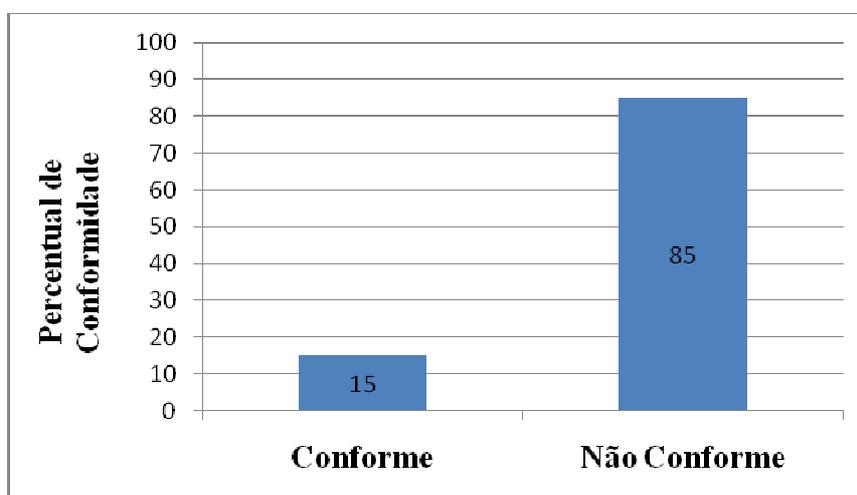
### 5.3.6. Razão contraste-ruído (CNR)

Utilizado para avaliar a capacidade do sistema digital em distinguir objetos de diferentes densidades para a formação de uma imagem radiográfica, o teste da razão contraste-ruído, assim como da razão sinal-ruído, também é feito para diferentes espessuras de bloco de PMMA para simular as diferentes espessuras de mamas. A tabela 18 mostra os resultados encontrados de CNR relativa de cada imagem, com espessura diferente de PMMA, avaliada.

**Tabela 18:** Valores de CNR relativa referente a cada espessura de PMMA

Código dos Serviços	CNR Relativa				
	20 mm	30 mm	40 mm	60 mm	70 mm
MG01	124	115	112	90	82
MG02A	137	134	116	95	92
MG02B	101	99	103	85	79
MG03	131	128	111	77	75
MG04A	145	127	120	85	83
MG04B	114	109	108	88	85
MG05	148	136	117	70	57
MG06	131	123	114	88	80
MG07	130	134	120	84	79
MG08	148	136	124	84	77
MG09	132	128	114	90	113
MG10	135	130	123	79	75
MG11A	125	128	117	90	86
MG11B	147	125	113	84	71
RJ01	152	140	123	96	101
RJ02	127	121	103	106	78
RJ03	122	112	110	89	93
RJ04	137	126	115	95	90
RJ05	140	136	123	89	75
<b>Valores Limites</b>	<b>&gt;115</b>	<b>&gt;110</b>	<b>&gt;105</b>	<b>&gt;95</b>	<b>&gt;90</b>

Os resultados mostraram que esse é um ponto crítico da formação da imagem no sistema de radiografia computadorizada, já que 16 serviços (85%) foram avaliados como sendo não conforme e apenas 3 serviços (15%) como sendo conforme (Figura 41).

**Figura 41:** Resultado da avaliação da CNR

Assim como aconteceu com a razão sinal-ruído, as espessuras mais grossas também apresentaram problemas em relação à razão contraste-ruído. As espessuras da mama que gerou mais resultados fora do aceitável para CNR foram as de 60 e 70 mm, como é observado na tabela 18. Esse fato ocorreu, provavelmente, devido a escolha da técnica radiográfica. Para essas espessuras, a combinação alvo/filtro de molibdênio não é a ideal. Então, sugere-se que esse teste seja feito com o controle automático de exposição ligado para que seja utilizada a técnica adequada.

### **5.3.7. Qualidade da imagem do *phantom* CDMAM: avaliação visual**

As três imagens feitas com o *phantom* CDMAM (CAE, dobro e metade), em cada serviço, foram gravadas sem processamento (*raw data*) e analisadas visualmente em um monitor específico para laudos em mamografia. A análise foi feita por três avaliadores diferentes, onde eram usados artifícios de melhoramento da imagem, como aumento ou diminuição de contraste, brilho e latitude, além de ampliação, através do software de visualização *Image J*. Era verificada, em cada coluna, até qual espessura seria visualizada para os seguintes diâmetros dos discos de ouro: 0,10, 0,25, 0,50, 1,00 e 2,00 mm. Essa espessura era comparada com os valores limites aceitáveis mostrados na tabela 7. O serviço era considerado conforme quando o limiar de contraste para os discos de diâmetros acima (em termos da sua espessura) era aprovado em pelo menos duas das três imagens. A tabela 19 mostra os resultados encontrados nas imagens feitas com a metade da carga (mAs) dada pelo controle automático de exposição. Em nenhuma dessas imagens feitas com a metade da técnica radiográfica foi possível a visualização até os valores desejáveis. Os valores em vermelhos são aqueles que não alcançaram nem os valores mínimos aceitáveis.

**Tabela 19:** Valores encontrados na avaliação visual da qualidade da imagem com metade da técnica dada pelo CAE

Código dos Serviços	Limiar de espessura de ouro ( $\mu\text{m}$ ) - Metade				
	Diâmetro (mm)				
	0,10	0,25	0,50	1,00	2,00
MG01	—	0,36	0,36	0,13	0,10
MG02A	—	0,50	0,25	0,08	0,06
MG02B	—	0,50	0,20	0,10	0,10
MG03	—	0,50	0,36	0,16	0,10
MG04A	—	0,36	0,25	0,13	0,10
MG04B	—	0,36	0,25	0,13	0,08
MG05	—	0,71	0,36	0,13	0,13
MG06	2,00	0,50	0,16	0,16	0,08
MG07	—	1,00	0,25	0,13	0,10
MG08	—	0,50	0,20	0,08	0,08
MG09	—	0,50	0,25	0,13	0,10
MG10	2,00	0,50	0,16	0,13	0,06
MG11A	—	0,50	0,25	0,13	0,10
MG11B	—	1,00	0,25	0,13	0,10
RJ01	2,00	0,36	0,20	0,10	0,06
RJ02	—	0,50	0,25	0,10	0,08
RJ03	—	0,50	0,25	0,10	0,13
RJ04	*	*	*	*	*
RJ05	2,00	0,50	0,25	0,13	0,10
<b>Valor aceitável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>2,00</b>	<b>0,36</b>	<b>0,16</b>	<b>0,10</b>	<b>0,06</b>
<b>Valor Desejável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>1,42</b>	<b>0,25</b>	<b>0,10</b>	<b>0,06</b>	<b>0,04</b>

\*Não foi feita a avaliação

Na tabela 20 são mostrados os resultados obtidos na avaliação das imagens feitas com a técnica selecionada pelo controle automático de exposição. Os valores em vermelho são os que ficaram fora dos valores aceitáveis e o valor em verde significa que está dentro, inclusive, do valor desejável.

**Tabela 20:** Valores encontrados com a técnica dada pelo CAE

Código dos Serviços	Limiar de espessura de ouro ( $\mu\text{m}$ ) - CAE				
	Diâmetro (mm)				
	0,10	0,25	0,50	1,00	2,00
MG01	2,00	0,36	0,16	0,10	0,06
MG02A	—	0,36	0,13	0,08	0,06
MG02B	2,00	0,36	0,16	0,08	0,06
MG03	—	0,36	0,20	0,13	0,10
MG04A	—	0,36	0,25	0,13	0,08
MG04B	—	0,50	0,13	0,08	0,08
MG05	—	0,36	0,20	0,10	0,06
MG06	2,00	0,36	0,13	0,10	0,06
MG07	—	0,36	0,20	0,16	0,06
MG08	—	0,36	0,16	0,08	0,06
MG09	—	0,50	0,16	0,13	0,06
MG10	2,00	0,36	0,13	0,10	0,06
MG11A	2,00	0,25	0,16	0,08	0,06
MG11B	—	0,36	0,20	0,16	0,06
RJ01	2,00	0,36	0,13	0,10	0,06
RJ02	2,00	0,36	0,16	0,08	0,06
RJ03	—	0,36	0,16	0,10	0,10
RJ04	*	*	*	*	*
RJ05	2,00	0,36	0,16	0,10	0,06
<b>Valor aceitável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>2,00</b>	<b>0,36</b>	<b>0,16</b>	<b>0,10</b>	<b>0,06</b>
<b>Valor Desejável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>1,42</b>	<b>0,25</b>	<b>0,10</b>	<b>0,06</b>	<b>0,04</b>

\*Não foi feita a avaliação

Na tabela 21 são apresentados os resultados encontrados com o dobro da técnica radiográfica dada pelo CAE. Os valores de verde indicam que foi possível visualizar os discos de ouro até o valor desejável daquele diâmetro, mostrando que, com a compensação do software de processamento do sistema de radiografia computadorizada, a imagem feita com um alto valor de carga é uma imagem com qualidade ótima, ao contrário do filme radiográfico que, nesse caso, seria uma imagem muito enegrecida. Isso causa um alerta, nos exames com sistema CR, para que as doses sejam mantidas dentro dos níveis de referência recomendados.

**Tabela 21:** Valores encontrados com o dobro da técnica dada pelo AEC

Código dos Serviços	Limiar de espessura de ouro ( $\mu\text{m}$ ) - Dobro				
	Diâmetro (mm)				
	0,10	0,25	0,50	1,00	2,00
MG01	1,00	0,20	0,13	0,06	0,05
MG02A	1,42	0,25	0,08	0,08	0,06
MG02B	1,42	0,20	0,13	0,06	0,05
MG03	2,00	0,36	0,13	0,08	0,06
MG04A	1,42	0,25	0,13	0,06	0,06
MG04B	2,00	0,36	0,13	0,06	0,05
MG05	1,42	0,36	0,10	0,08	0,06
MG06	1,42	0,20	0,13	0,08	0,05
MG07	—	0,36	0,20	0,10	0,06
MG08	1,42	0,36	0,10	0,05	0,04
MG09	1,42	0,50	0,13	0,10	0,06
MG10	1,42	0,36	0,08	0,06	0,04
MG11A	2,00	0,25	0,16	0,08	0,06
MG11B	—	0,36	0,20	0,10	0,06
RJ01	1,42	0,16	0,10	0,05	0,04
RJ02	2,00	0,25	0,13	0,06	0,06
RJ03	2,00	0,25	0,10	0,06	0,06
RJ04	*	*	*	*	*
RJ05	2,00	0,36	0,16	0,08	0,08
<b>Valor aceitável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>2,00</b>	<b>0,36</b>	<b>0,16</b>	<b>0,10</b>	<b>0,06</b>
<b>Valor Desejável (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>1,42</b>	<b>0,25</b>	<b>0,10</b>	<b>0,06</b>	<b>0,04</b>

\*Não foi feita a avaliação

Como conclusão sobre a qualidade da imagem, foi verificado que em 9 serviços (47%) não foi possível a visualização de todos os discos de ouro com as espessuras limites referente a cada diâmetro. Em 10 serviços (53%) as imagens possibilitaram a visualização de todos os discos de ouro avaliados (Figura 42).

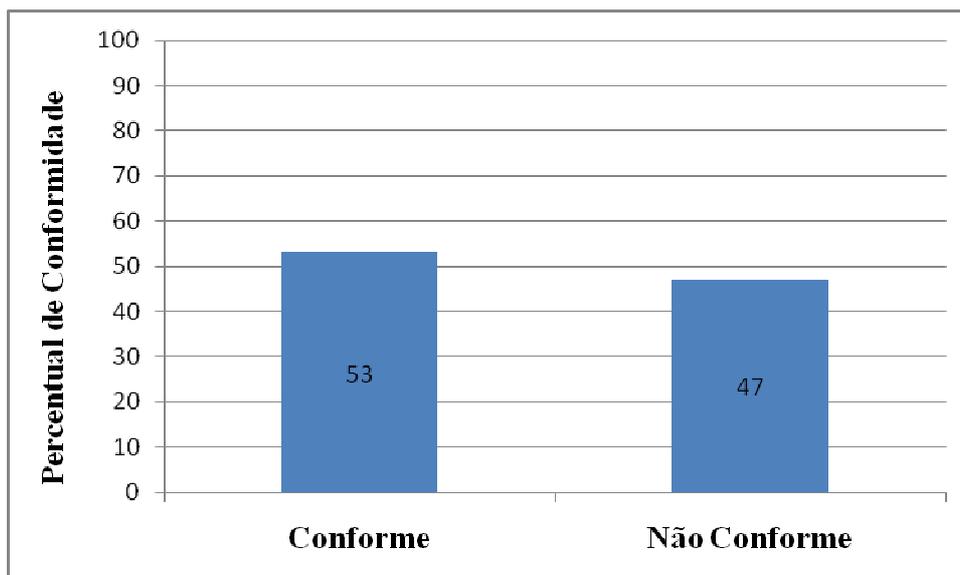


Figura 42: Resultado da avaliação visual do *phantom* CDMAM

#### 5.3.8. Qualidade da imagem do *phantom* CDMAM: avaliação automatizada

A avaliação automatizada da qualidade da imagem foi feita com o auxílio do *software* de interpretação do *phantom* CDMAM (*cdcom.exe*) do fabricante Artinis Medical Systems. As mesmas imagens que foram avaliadas visualmente foram avaliadas através do *software*. Em 8 serviços (57%), as imagens foram consideradas de boa qualidade, pois o *software* detectou a presença correta dos discos de ouro. Nos outros 6 serviços (43%), as imagens geradas não possibilitaram a detecção dos discos de ouro através do *software* (Figura 43).

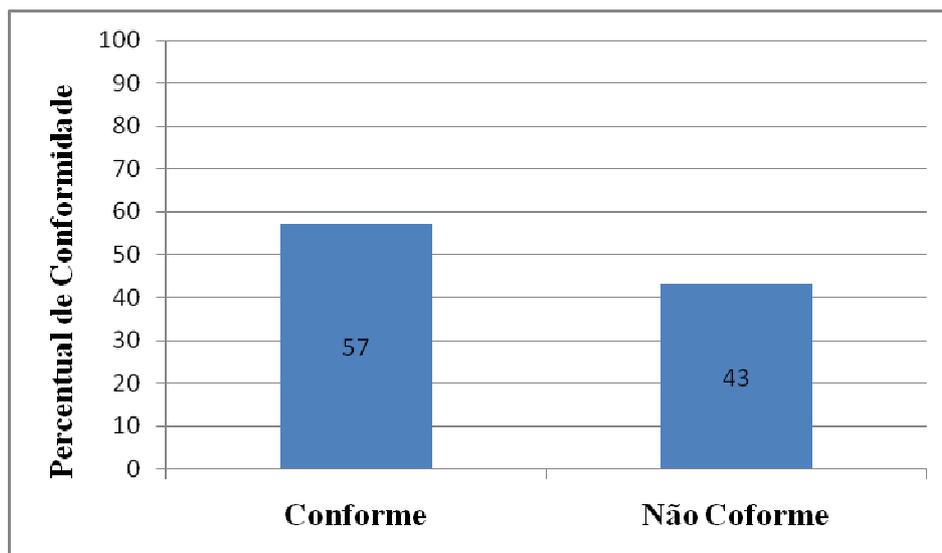


Figura 43: Resultado da avaliação automatizada do *phantom* CDMAM

A avaliação automatizada da qualidade da imagem é uma importante ferramenta para o controle de qualidade, evitando a subjetividade da avaliação humana, pois um observador pode achar que está visualizando uma estrutura, enquanto que outro observador pode não visualizar nada.

Em 2 serviços em que a qualidade da imagem visualmente foi considerada não conforme, o software de análise conseguiu detectar os discos de ouro avaliando as imagens como sendo de boa qualidade. Em todos os serviços que as imagens foram reprovadas pela avaliação automatizada, também não foi possível a visualização dos discos de ouro visualmente, comprovando assim, que estas imagens realmente não eram de qualidade.

### 5.3.9. Dose glandular média (DGM)

As medidas das doses glandular média foram feitas para diferentes espessuras de PMMA (20 a 70 mm), para simular as DGMs as quais, mamas de diferentes espessuras estão sujeitas a receber em um exame de mamografia utilizando o sistema de radiografia computadorizada.

Neste trabalho, a incerteza do tipo A considerada foi o desvio padrão do valor médio das DGMs. A repetibilidade das medições não foi considerada, pois ficaria inviável a repetição de medidas, ocupando mais tempo e atrapalhando a rotina de serviço das

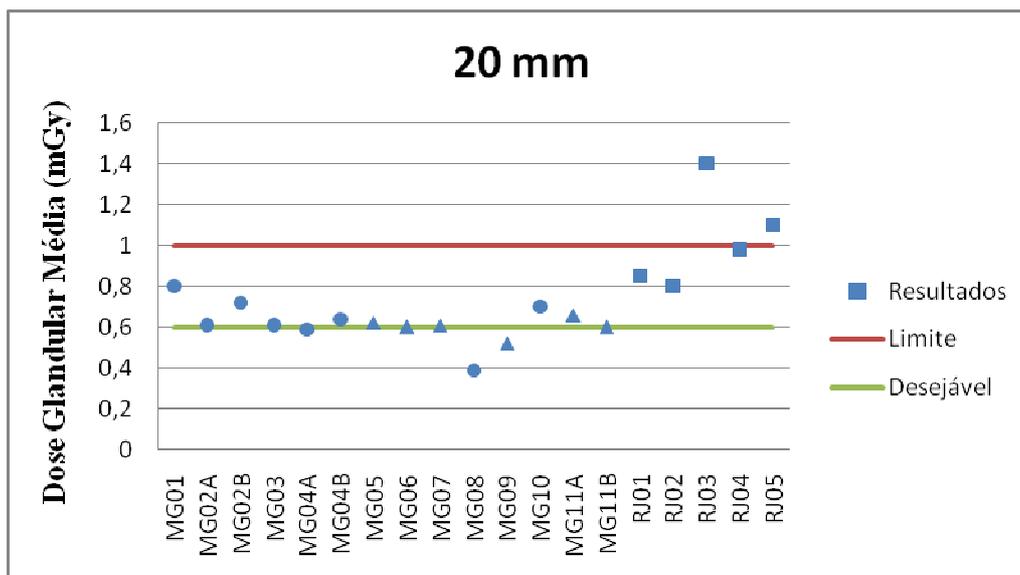
instituições avaliadas. No caso das incertezas do tipo B foram consideradas a distância fonte-detector, a resolução do detector, a incerteza na medição da CSR e a calibração do detector. Na tabela 22 são apresentadas as incertezas utilizadas para a medição da dose glandular média e o valor da incerteza expandida com um nível de confiança de 95% e um fator de abrangência ( $k=2$ ).

**Tabela 22: Discriminação das incertezas para a DGM**

Fonte de Incerteza	Valor da Fonte (%)	Distribuição da Probabilidade	Divisor	Tipo	Incerteza Relativa (%)	Uc (%)	Ue(%)
Calibração Detector	3,70	Normal	$k=2$	B	1,85		
Distância Fonte - Detector	3,31	Retângular	$\sqrt{3}$	B	1,91		
Resolução Detector	0,01	Retângular	$\sqrt{3}$	B	0,01	3,36	<b>6,72</b>
CSR	2,80	Retângular	$\sqrt{3}$	B	1,62		
Desvio Padrão do valor médio da DGM	4,72	Normal	$\sqrt{14}$	A	1,26		

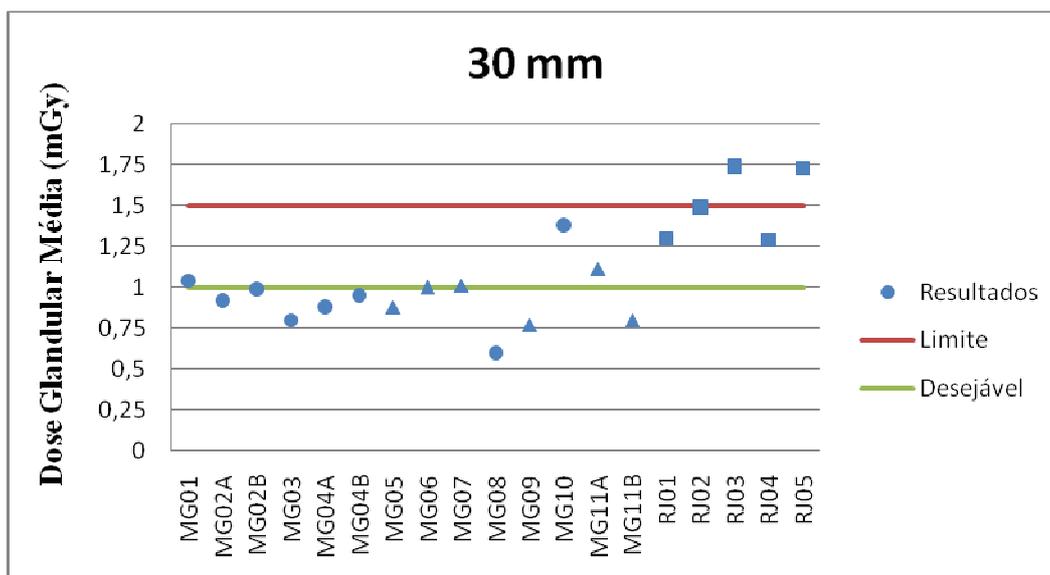
A seguir são apresentados os resultados das DGMs encontradas em todos os serviços e para todas as espessuras de PMMA. A linha vermelha representa o valor limite recomendado para a dose glandular média em cada espessura e a linha verde o valor desejável. Os valores cujo símbolo é o círculo são do sistema de radiografia computadorizada da Fuji, o triângulo da Kodak e o quadrado da Agfa.

Para a espessura de 20 mm de PMMA, foi verificado um valor médio das DGMs de 0,73 mGy. O menor valor encontrado foi de 0,39 mGy no serviço MG08 e o maior de 1,40 mGy no serviço RJ03 (Figura 44). Apenas dois serviços obtiveram doses acima do valor limite de 1,00 mGy, entretanto, a maioria ficou fora do valor desejável de 0,60 mGy.



**Figura 44: Resultado da DGM para 20 mm de PMMA**

Para 30 mm de PMMA (Figura 45), o valor médio das DGMs foi de 1,09 mGy, com valores variando entre 0,60 (MG08) e 1,74 mGy (RJ03). Entre os serviços avaliados, 2 tiveram DGM maior do que o valor limite recomendado de 1,5 mGy e 6 tiveram DGM acima do valor desejável de 1,0 mGy.



**Figura 45: Resultado da DGM para 30 mm de PMMA**

Para a espessura de 40 mm de PMMA (Figura 46), o valor médio das DGMs encontradas nos serviços avaliados foi de 1,79 mGy, variando entre 1,04 (MG08) e 3,80 mGy (RJ03). Em seis serviços, a DGM encontrada foi superior ao valor limite recomendado para essa espessura, que é de 2,00 mGy e outros seis tiveram DGMs acima do valor desejável de 1,60 mGy.

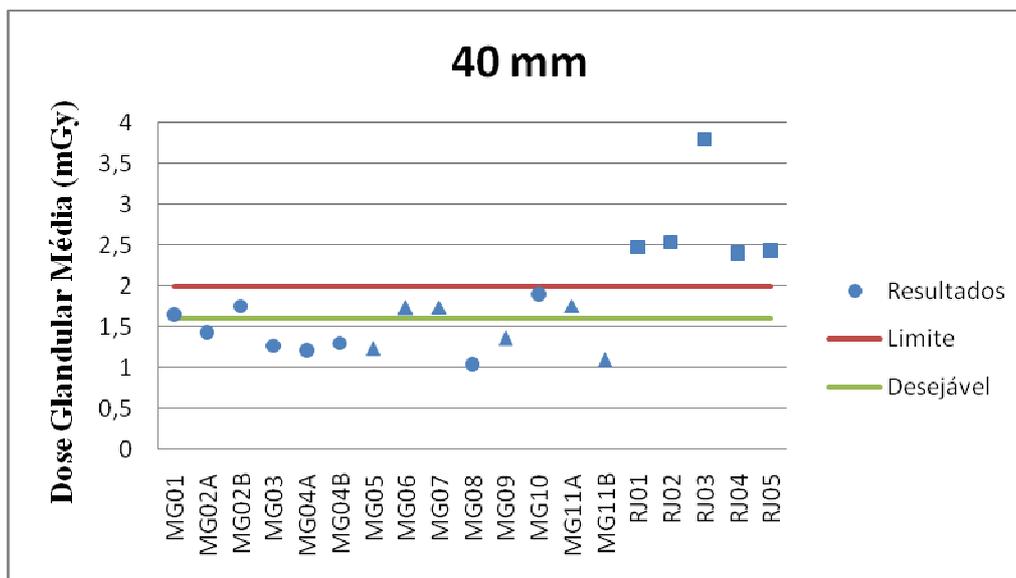
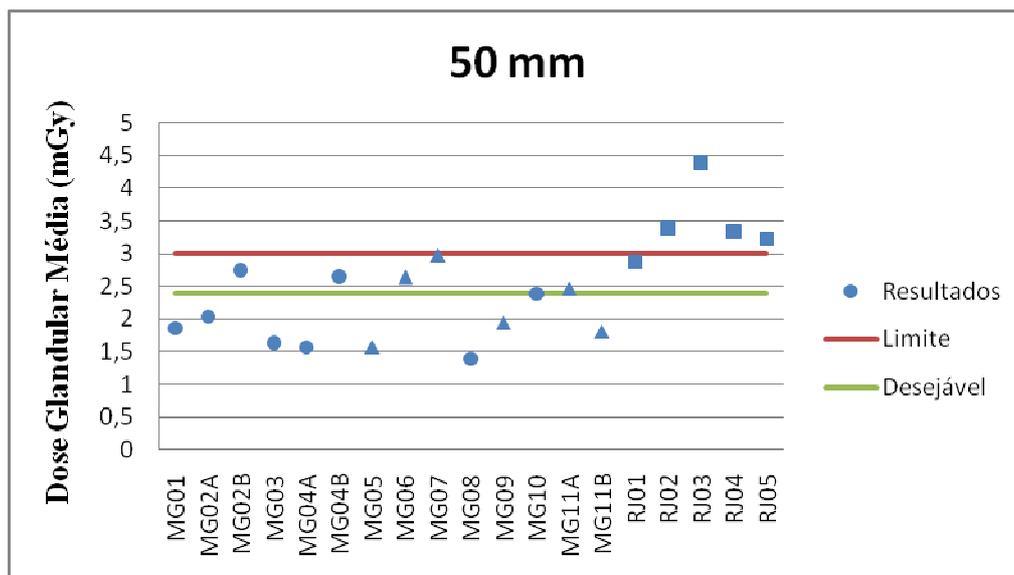


Figura 46: Resultado da DGM para 40 mm de PMMA

Para 50 mm de espessura do bloco de PMMA (Figura 47), o valor médio das DGMs foi de 2,47 mGy, variando entre 1,39 mGy (MG08) e 4,39 mGy (RJ03). Dos 19 serviços avaliados, 4 tiveram DGMs acima do valor limite de 3,00 mGy e 6 tiveram DGMs acima do valor desejável de 2,40 mGy, o que indica que menos da metade dos serviços estão funcionando com doses otimizadas.

Em 2006, um estudo feito por Oliveira [34] em serviços de mamografia convencional no estado de Minas Gerais, verificou-se, para um *phantom* de 50 mm, um valor médio das DGMs de 1,32 mGy. Dessa forma, fazendo a comparação entre a mamografia convencional e a mamografia do tipo CR, em relação à DGM, sugere-se que em um exame de mamografia com o sistema de radiografia computadorizada a DGM recebida fica em torno de 87% maior do que na mamografia convencional.



**Figura 47: Resultado da DGM para 50 mm de PMMA**

Na tabela 23 [45] é feita uma comparação da DGM encontrada neste estudo, com as DGMs encontradas em outros estudos e com outros sistemas. Verificou-se que os valores de DGM obtidos neste estudo estão de acordo com os outros valores obtidos para o sistema CR. Verificou-se ainda que a DGM para o sistema Kodak é um pouco maior que no sistema Fuji. Comparando o sistema CR com o sistema convencional tela/filme, em relação a DGM, observou-se que a DGM para o sistema CR, encontrada neste estudo ( $2,47 \pm 0,14$  mGy), foi cerca de 26 (1,96 mGy) a 111% (1,17 mGy) maior. Em relação ao estudo feito em Minas Gerais (Oliveira, 2006) [34] para o sistema convencional, a DGM obtida neste estudo, para o sistema CR, foi 87 % maior. Isso mostra 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 AEC com o sistema de radiografia computadorizada.

Tabela 23: Comparação das DGMs de vários estudos [45]

Origem dos dados	Dose Glandular Média, DGM (mGy)					
	(min. - máx.)					
	Sistema tela-filme	Sistema CR AGFA 35.0	Sistema CR Kodak 850	Sistema CR Fuji	Sistema DR GE 2000D	Sistema DR Novation
Este trabalho <sup>1</sup>	—	—	2,20 ± 0,14 (1,39 - 2,97)	2,06 ± 0,14 (1,56 - 2,75)	—	—
NHSBSP, 2008 <sup>2</sup>	1,17	2,00	2,29	1,67	1,01	0,63
NHSBSP, 2009 <sup>3</sup>	—	2,10	2,70	—	1,40	0,90 - 1,20
HERMANN, 2002 <sup>4</sup>	—	—	—	—	1,51 (0,66 - 4,05)	—
GENNARO, 2004 <sup>5</sup>	—	—	—	—	1,25 - 1,73	—
Colinho, 2009 <sup>6</sup>	1,36 ± 0,48 (0,41 - 4,44)	1,66 ± 0,46 (0,83 - 2,90)	1,74 ± 0,52 (0,97 - 3,28)	—	0,96 ± 0,31 (0,58 - 2,22)	0,87 ± 0,17 (0,51 - 1,52)
Oliveira, 2007 <sup>7</sup>	1,32 ± 0,44 (0,41 - 2,73)	—	—	—	—	—
MÓRAN, 2005 <sup>8</sup>	—	—	—	—	1,80 ± 0,01 (0,40 - 6,90)	—
GENNARO, 2006 <sup>9</sup>	1,92	—	—	—	1,40 ± 0,01 (0,50 - 2,50)	—
ZOETLIEF, 2006 <sup>10</sup>	1,32 ± 0,49	—	—	—	—	—
JAMAL, 2003 <sup>11</sup>	1,54 (0,40 - 3,60)	—	—	—	—	—
TSAPAKI, 2008 <sup>12</sup>	1,40 ± 0,60 (0,20 - 5,00)	—	—	—	—	—
YOUNG, 2005 <sup>13</sup>	1,96 ± 0,01	—	—	—	—	—

1 - valores calculados a partir  $K_i$  para 5 cm de PMMA (equivalente a mama de 6 cm) em 14 serviços

2 e 3 - valores calculados a partir de  $K_i$  para 5 cm de PMMA (equivalente a mama de 6 cm) em laboratório

4 - valores calculados a partir de  $K_i$  para as técnicas radiográficas de 591 pacientes, espessura média 5,6 cm

5 - valores calculados a partir de  $K_i$  para as técnicas radiográficas de 800 pacientes, espessura média 4,8 cm

6 - valores medidos com TLD em fantoma de 6 cm de espessura, 392 pacientes

7 - valores calculados a partir de  $K_i$  para 4,5 cm de PMMA (equivalente a mama de 5,3 cm) em 134 serviços

8 - valores calculados a partir de  $K_i$  para as técnicas radiográficas de 5034 pacientes, espessura média 5,2 cm

9 - valores calculados a partir de  $K_i$  para as técnicas radiográficas de 596 pacientes, espessura média 4,9 cm

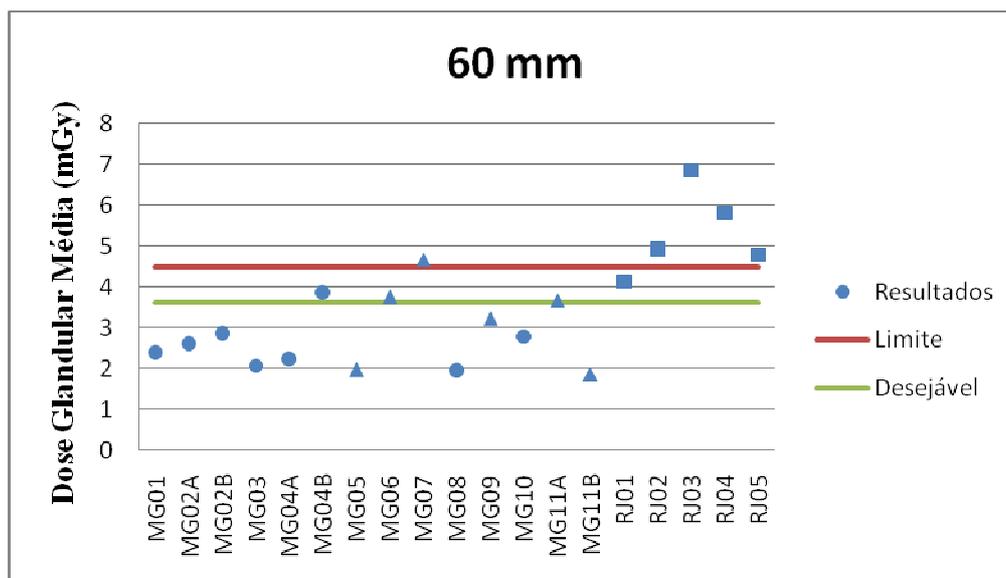
10 - valores calculados a partir de  $K_i$  para as técnicas radiográficas de 1126 pacientes, espessura média 5,8 cm

11 - valores calculados a partir de  $K_i$  para as técnicas radiográficas de 300 pacientes, espessura média 3,8 cm

12 - valores calculados a partir de  $K_i$  para as técnicas radiográficas de 250 pacientes, espessura média 3,9 cm

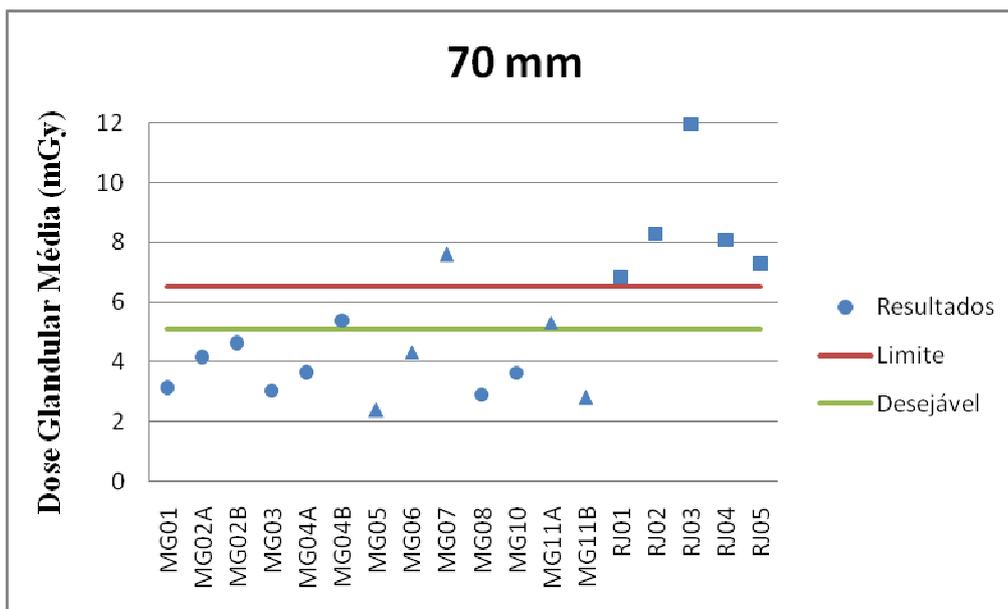
13 - valores calculados a partir de  $K_i$  para as técnicas radiográficas de 6943 pacientes, espessura média 5,2 cm

Para a espessura de 60 mm de PMMA (Figura 48), o valor médio das DGMs encontradas nos serviços foi de 3,49 mGy, com valores variando entre 1,85 mGy (MG11B) e 6,85 mGy (RJ03), sendo esse último valor 52 % maior do que o valor limite recomendado para essa espessura. A dose glandular média foi maior do que o valor limite recomendado em 5 serviços avaliados e acima do valor desejável em 4.



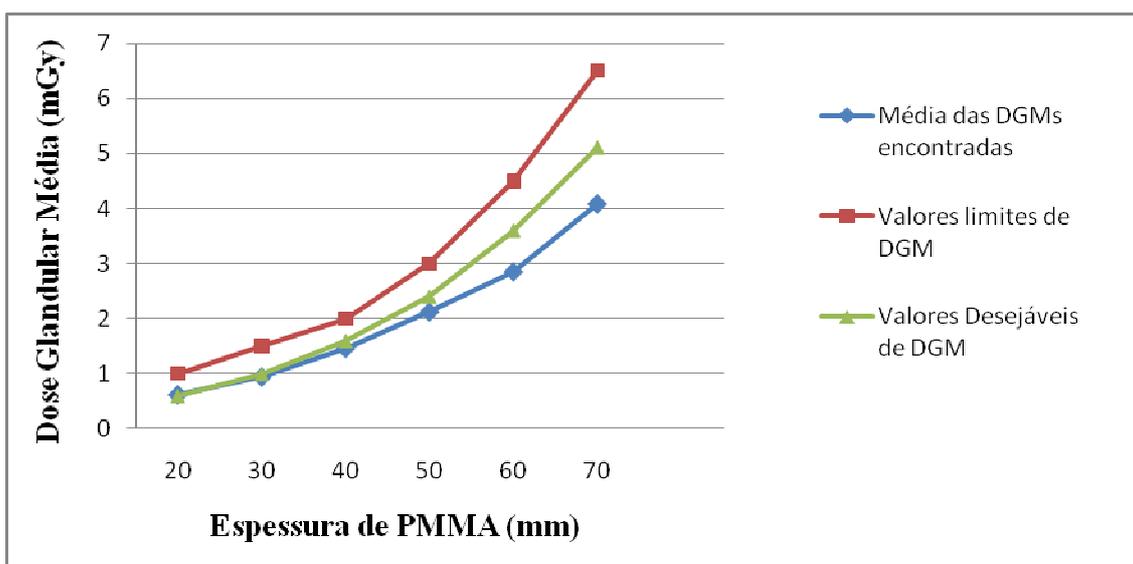
**Figura 48: Resultado da DGM para 60 mm de PMMA**

Para a espessura de 70 mm de PMMA (Figura 49), o valor médio encontrado para as DGMs nos serviços avaliados foi de 5,31 mGy, com os valores variando entre 2,39 (MG05) e 11,96 mGy (RJ03), sendo esse último valor aproximadamente 85% maior do que o valor limite de referência. Foi observado que em 5 serviços a DGM encontrada foi maior do que o valor limite de 6,5 mGy e em outros 4 serviços a DGM foi superior ao valor desejável de 5,1 mGy para esta espessura.



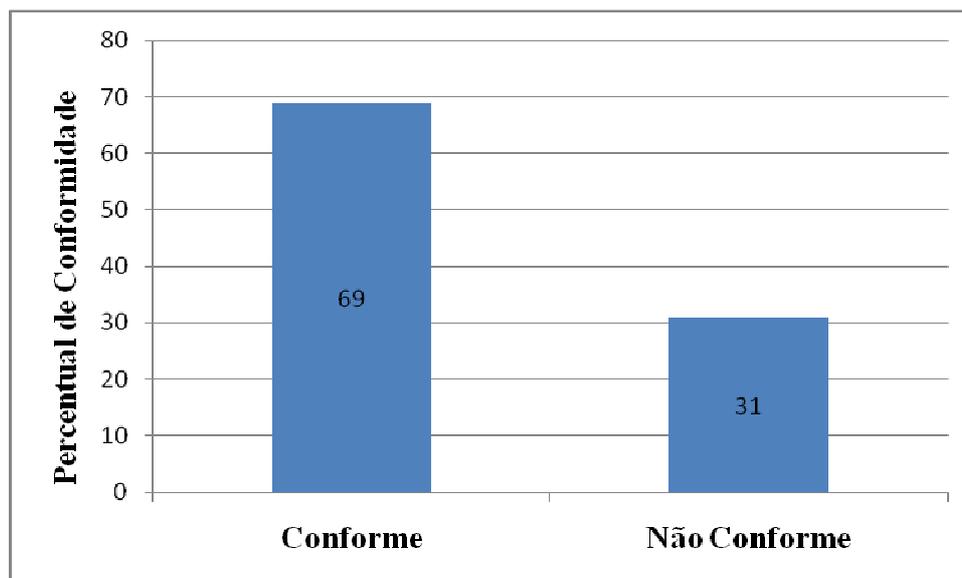
**Figura 49: Resultado da DGM para 70 mm**

A figura 50 apresenta uma comparação dos valores médios das DGMs obtidas nos serviços (azul) com os valores limites recomendados (vermelho) e com os valores desejáveis (verde) para cada espessura de PMMA, mostrando que, para as espessuras mais finas as doses precisam ser otimizadas, já que mesmo estando abaixo dos valores limites de referência, ficaram acima dos valores desejáveis.



**Figura 50: Comparação dos valores médios das DGMs medidas com os valores limites recomendados para cada espessura de PMMA**

Verificou-se que 6 serviços obtiveram DGMs acima do valor limite recomendado, o que corresponde a 31% do total de serviços avaliados, estando a maioria (69%) com valores de doses consideradas como conforme (Figura 51). Entretanto, se os valores forem comparados com os níveis desejados, 11 serviços seriam considerados não conformes, gerando um índice de conformidade de apenas 42%.



**Figura 51: Resultado da avaliação da DGM**

## 6. CONCLUSÕES

Esse estudo possibilitou uma primeira avaliação da situação dos serviços que já dispõem do sistema de radiografia computadorizada, com relação à qualidade das imagens produzidas e das doses glandulares médias que as pacientes estão sujeitas a receber.

Foi verificado que ainda existe falta de conhecimento, por parte dos profissionais que trabalham na área, no assunto imagem radiográfica digital. Nesse sentido, durante as visitas de avaliação e coleta de dados nos serviços, eram esclarecidos alguns conceitos referentes à nova tecnologia digital de radiografia, além de apresentar informações sobre o controle de qualidade necessário para manter a alta qualidade das imagens com as doses mais baixas quanto possíveis. Assim, aos poucos, será criada uma nova cultura, pois a radiologia digital, que ainda é considerada uma tecnologia recente no país, é bastante diferente da radiologia convencional que, por sua vez, já possui conhecimentos e conceitos mais difundidos.

A principal dificuldade de realização desse trabalho envolveu dois dos novos conceitos da radiologia digital: *dicom* e *raw data*. Isso porque para fazer a avaliação da qualidade da imagem, precisa ser feita a exportação das imagens dos sistemas CRs dos serviços para uma mídia de armazenamento externo, como por exemplo, CD, DVD, *pen drive*. Essas imagens devem estar no formato *dicom* e livres de processamento, *raw data*. Os profissionais que trabalhavam nos serviços, na maioria das vezes, não sabiam o significado e nem o processo de exportação das imagens. Para isso, era necessária a presença de um técnico especialista do fabricante do sistema de radiografia computadorizada.

O protocolo utilizado para a realização dos testes mostrou-se eficiente para a avaliação dos sistemas CRs, tendo sido validado no Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia (LARAM) . Sendo assim, poderá ser adotado pelas Vigilâncias Sanitárias para fiscalizar a qualidade dos serviços de mamografia que utilizam o sistema de radiografia computadorizada.

Verificou-se que a implementação do sistema CR aumenta o fluxo de exames de um estabelecimento. Comparando com uma média do número de exames convencionais que eram realizados em 2006, o aumento sofrido foi de 133%.

Foi comprovado que a resposta do receptor de imagem do sistema de radiografia computadorizada é altamente linear e uniforme. Entretanto, a avaliação visual da qualidade da imagem do *phantom* CDMAM mostrou que em apenas 53% dos serviços foi possível visualizar todos os discos de ouro necessário para que a imagem seja considerada de boa qualidade. Comparando com os 45,5% dos serviços que foram considerados conformes no sistema convencional, através do estudo feito em 2006, pode-se observar pouca alteração na qualidade da imagem. Uma das causas desta ocorrência seria a ausência ou calibração inadequada entre os mamógrafos e as unidades de leitura do sistema CR. Uma ótima ferramenta para eliminar a subjetividade da avaliação visual da qualidade da imagem é o software de análise automatizada do próprio *phantom* CDMAM: *cdcom.exe*. Através dele, 57% das imagens dos serviços foram consideradas de boa qualidade. Isso permite a conclusão de que algumas imagens, visualmente avaliadas, foram consideradas não conforme erroneamente.

Esse trabalho possibilitou um primeiro levantamento dos valores das DGMs que as pacientes estão submetidas ao realizar um exame de mamografia do tipo CR. Foram avaliadas as DGMs para as seguintes espessuras simuladas de mamas: 20, 30, 40, 50, 60 e 70 mm, sendo encontrados os seguintes valores médios de DGMs, respectivamente: 0,73, 1,09, 1,79, 2,47, 3,49 e 5,31 mGy. Foi possível, também, comparar a DGM do sistema CR com o sistema convencional de mamografia. 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. Apesar disso, 69% de todos os serviços que foram avaliados obtiveram DGMs dentro dos valores limites recomendados pelo Protocolo Europeu de Garantia de Qualidade para o Rastreamento Mamográfico. Se forem considerados os níveis desejáveis de dose, o índice de conformidade cairá para 42%, indicando que mais da metade dos serviços devem tentar alcançar esses níveis, porém sem perder qualidade de imagem.

O próximo passo é dar continuidade a esse trabalho, aumentando a amostra de modo a avaliar todos os serviços de mamografia que dispõem de sistema de radiografia computadorizada no estado de Minas Gerais.

## 7. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

- [1] BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional do Câncer. **Estimativa 2010: Incidência de câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2009.
- [2] BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional do Câncer. **Estimativa 2006: Incidência de câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2005.
- [3] NEWMAN J. **Quality control and artifacts in mammography**. Radiol Technol. 1998; 70:61-76.
- [4] HEYWANG-KÖBRUNNER, S.H.; SCHREER, I.; DERSHAW, D.D.; FRASSON, A. **Mama – Diagnóstico por Imagem**. Rio de Janeiro. Revinter. 1999.
- [5] CORREA, R.S. **Impacto de um programa de avaliação da qualidade dos serviços de mamografia do Distrito Federal**. 73 p. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, 2002.
- [6] ROBSON, K.J.; KOTRE, C.J.; FAULKNER, K. **The use of a contrast-detail test object in the optimization of optical density in mammography**. British Journal of Radiology, 1995; 68:277-282.
- [7] YOUNG, K.C.; WALLIS, M.G.; RAMSDALE, M.L. **Mammographic film density and detection of small breast cancers**. Clin. Radiol. 1994; 49:461-465.
- [8] U.S. Food and Drug Administration. **Center for Devices and Radiological Health. MOSA Program**. Disponível em: URL: <http://www.fda.gov/cdrh/mammography/digital.html>
- [9] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA. **Protocolo de Control de Calidad en Mamografia Digital**. SEFM, Madrid, 2008.
- [10] RUIZ, M.A.; ORDONEZ, J.; ANTOLIN, E.; DE ANDRADE, J.C.; GONZÁLEZ, I.; ARRANZ, L.; SASTRE, J.M.; FERRER, N. **Procedimiento de valoración Del estado Del equipamiento de rayos X de una unidad de mamografia**. Radioprotecion, 2006; 49 Vol. XIII: 115-117.
- [11] CRUCES, R.R.; NUNEZ, C.R.; SIERRA, C.A.; REY, I.A.; TORRES, C.R. **Mamografia digital direta: estimación de la dosis suministrada a lãs pacientes**

**comparándola com la imagem obtida.** Radioprotecion, 2006; 49 Vol. XIII: 131-134.

[12] TAKAHASHI, K. **Progress in Science and Technology on Photostimulable BaFX:Eu<sup>2+</sup> (X=CL, Br,I) and Imaging Plates.** Journal of Luminescence, v. 100, pp. 307-315, 2002.

[13] MANGO, S.A. **Transitioning to Digital Radiography – When does it make sense?.** 16<sup>th</sup> WCNDT – World Conference on NDT, Montreal, 2004.

[14] VEDANTHAM, S.; KARELLAS, A.; SURYANARAYANAN, S.; *et al.* **Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flat panel detector: physical characteristics of a clinical prototype.** Med Phys, 2000; 27:558-567.

[15] VEDANTHAM, S.; KARELLAS, A.; SURYANARAYANAN, S.; *et al.* **Breast imaging using an amorphous silicon-based full-field digital mammographic system: stability of a clinical prototype.**

[16] BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria n. 453 de 1 de junho de 1998. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico.** Diário Oficial da União, Brasília, 2 jun. 1998.

[17] NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES. **Technical Evaluation of the GE Essential Full Field Digital Mammography Systems.** NHSBSP Equipment Report 0803, May 2008.

[18] NG, K.H.; JAMAL, N.; DEWERD, L. **Global quality control perspective for the physical on technical aspects of screen-film mammography-image quality and radiation dose.** Radiation Protection Dosimetry, 2006; 121(4): 445-451.

[19] Bueno, Márcio. **A origem curiosa das palavras.** Rio de Janeiro: Ed. José Olympio, 2006.

[20] WYNGAARDEN, J.B.; SMITH, J.R.; BENNE, J. **Epidemiologia do Câncer.** In: Cecil. Tratado de Medicina Interna. 11<sup>a</sup> ED. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

[21] MALUF, M.F.M.; MORI, L.J.; BARROS, A.C.S.D. **O impacto psicológico do câncer de mama.** Ver Bras Cancerologia, 51(2): p. 49-154, 2005.

[22] BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria Nacional de Assistência à Saúde. Instituto Nacional do Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância – CONPREV. **Atlas de mortalidade por câncer no Brasil 1979-1999.** Rio de Janeiro: INCA. 2002.

[23] LEITE, ROBERTO CESAR. **Câncer de mama; prevenção e tratamento.** São Paulo: Ediouto, 2002.

- [24] BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional do Câncer (INCA). **Estimativas da incidência e mortalidade por câncer no Brasil**. 2001 <http://www.inca.org.br/epidemiologia/estimativa2001/brasil.html>.
- [25] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Optimization of the radiological protection of patients: Image quality and dose in mammography**. IAEA, TECDOC-1447, 2005
- [26] HULKA, C.A.; et al. **Patients opinions of mammography screening services: immediate results versus delayed results due to interpretation by two observers**. AJR, n.168, p 1085-1089, 1997.
- [27] ROJAS, R.R.; PARODI, C.; ROSTAGNO, R. **Estudo multicêntrico de la metodologia diagnóstica no intervencionista em patologia mamaria**. Ver Argent Radilol, n. 60, p. 285-289, 1996.
- [28] SICKLES, E.A.; **Findings at mammographic screening on only one standard projection: outcomes analysis**. Radiology, n. 208, p. 471-475, 1998.
- [29] Guia Europeu para a garantia da qualidade no rastreio por mamografia. Programa Europeu Cintra o Cranco. **Ações de proteção contra radiações**. Out. 1992.
- [30] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the ICRP publication 60**. Pergamon Press, Oxford. UK, 1990.
- [31] HENDRICK, R.E. **Standardization of image quality and radiation dose in mammography**. Radiology, n. 174: p. 648-654, 1990.
- [32] BRASIL. Ministério da Saúde. **Controle do câncer de mama – Documento de consenso**. Brasília. 2004.
- [33] GAONA, E. **Los rayos X em mamografia: câncer, física y control de calidad**. Distribuidora y Editora Mexicana S.A. DE C. V. 16018, México, 2002.
- [34] OLIVEIRA, M. **Controle de qualidade e dose de entrada na pele em serviços de mamografia de Minas Gerais. Dissertação de mestrado**. CDTN/CNEN, Belo Horizonte, 2006.
- [35] COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES. **European Protocol on Dosimetry in Mammography**. CEC, Report EUR 16263, Luxemburg 1996.
- [36] CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA (CCM). Conselleria de Sanidad y Servicios Socias. Dirección Xeral de Saúde Pública, Série C N 08, 2000.
- [37] ROWLANDS, J.A. **The physics of computed radiography. Sunnybrook and Women's**. College Health Sciences Centre, University of Toronto, 2075 Bayview Avenue, Toronto, Ontario, Canada M4N 3M5.

- [38] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems.** AAPM Report n° 93, October 2006.
- [39] VON SEGGERN, H.; VOIGHT, T.; KNUPFER, W.; LANGE, G. **Physical model of photostimulated luminescence of x-ray irradiated BaFBr:Eu.** *J Appl Phys* 64: 1405-1412 (1988).
- [40] BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEICHTHOLD, E.M., BOONE, J.M. **The Essential Physics of Medical Imaging.** 2 ed. Filadelfia, USA, 2001.
- [41] KNOLL, G.F. **Radiation Detection and Measurement.** Second Edition. New York, 1979.
- [42] PRICE, W.J. **Nuclear Radiation Detection.** 1 Edition, New York, 1964.
- [43] EUROPEAN COMMITTEE FOR STANDARDIZATION. **Industrial Computed Radiography with Phosphor Imaging Plates - Part 1: Classification of Systems.** CEN, 2001.
- [44] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURER'S ASSOCIATION (NEMA). **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM).** Rosslyn, VA, 2000.
- [45] Coutinho, C.M.C. **Avaliação da Dose Glandular em Sistemas de Mamografia Convencional e Digital Utilizando um Fantoma Dosimétrico.** Tese de Doutorado. UFRJ/COPPE, Rio de Janeiro, 2009.
- [46] LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES. **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante.** Rio de Janeiro, dezembro, 2002.
- [47] PEIXOTO JE. **Controle de Qualidade em Mamografia.** In Aguillar VLN, Bauab SP, Maranhão NM. *Mama: diagnóstico por Imagem.* Rio de Janeiro: Revinter, 2009. p. 83-106.
- [48] EUREF. **European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspect for Mammography Screening.** European, 2005.
- [49] EUREF DIGITAL ADDENDUM 2003. **Addendum on Digital Mammography to Chapter 3 of the European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening,** Nijmegen, the Netherlands, 2003.
- [50] NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES. **Routine Quality Control Tests for Full Field Digital Mammography Systems.** NHSBSP Equipment Report 0702, Version 1, February 2007.

- [51] AUSTRALIAN PHYSICAL & ENGINEERING SCIENCE IN MEDICINE. **Interm Recommendations for a Digital Mammography Quality assurance program.** Volume 30, numer 2, 2007.
- [52] ALVARENGA, F.L. **Análise de parâmetros e controle da qualidade de sistemas de radiologia computadorizada para mamografia.** Dissertação de mestrado. CDTN/CNEN, Belo Horizonte, 2008.
- [53] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.** Technical Reports Series No. 457, Viena, 2007.
- [54] NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES. **Commissioning and routine testing of Full Field Digital Mammography Systems.** NHSBSP Equipment Report 0604, Version 3, April, 2009.
- [55] BLOOMQUIST, A, K. YAFEE, M, J. **Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: Part I.** Medical Physics, March, 2006.



LINEARIZAÇÃO DO VALOR MÉDIO DO PIXEL E DO DESVIO PADRÃO				
PMMA: 40 mm	kV: 28	Alvo: Mo	Filtro: Mo	Modo de Exposição: Manual
Distância Alvo-Detector: cm				
K <sub>i,e</sub> (μGy)	Valor médio do pixel	Valor médio do pixel linearizado	Desvio padrão do valor do pixel	Desvio padrão linearizado

2) RUÍDO DA IMAGEM		
REGISTRO	VALOR LIMITE	CONCLUSÃO
Índice da curva de potência:	$0,500 \leq \text{Índice} \leq 0,550$	O índice da curva de potência está entre 0,500 e 0,550 ? sim não

3) UNIFORMIDADE DA RESPOSTA DO DETETOR				
PMMA: 40 mm	kV: 28	Alvo: Mo	Filtro: Mo	Modo de Exposição: CAE
mAs:				
REGISTRO	VALOR LIMITE	CONCLUSÃO		
Valor médio do pixel no canto superior esquerdo da imagem: Valor médio do pixel no canto superior direito da imagem: Valor médio do pixel no canto inferior esquerdo da imagem: Valor médio do pixel no canto inferior direito da imagem: Valor médio do pixel no centro da imagem: Média dos cinco valores de pixel das cinco áreas: <b>VARIAÇÃO (%) = (VALOR EM CADA ÁREA – MÉDIA) * 100 / MÉDIA</b>	É permitida uma variação $\leq 15\%$ entre o valor médio do pixel em cada área e a média do valor de pixel das cinco áreas.	A variação dos valores médios de pixel em todas as áreas varia $\leq 15\%$ em relação à média?  sim não		

4) RESOLUÇÃO ESPACIAL DA IMAGEM		
REGISTRO	VALOR LIMITE	CONCLUSÃO
Resolução espacial: <b>p/mm</b>	$\geq 8$ p/mm	A resolução espacial é igual ou maior do que 8 p/mm ? sim não

5) RAZÃO SINAL-RUÍDO (SNR)							
Espessura de PMMA (mm)	kV Alvo/Filtro	mAs	Valor do pixel no fundo	Desvio padrão do valor do pixel	SNR medida	Varição percentual da SNR (%)	Valor limite para a variação percentual da SNR (%)*
20	26 Mo/Mo						± 10%
30	27 Mo/Mo						± 10%
40	28 Mo/Mo						± 10%
50	30 Mo/Mo						± 10%
60	32 Mo/Mo						± 10%
70	32 Mo/Mo						± 10%

\* Valores limites para CNR relativa obtidos do Protocolo Europeu de Garantia de Qualidade para o Rastreamento Mamográfico

6) RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO (CNR)							
Espessura de PMMA (mm)	kV Alvo/Filtro	mAs	Valor do pixel no fundo (média ± sd)	Valor do pixel para 0,2 mm Al (média ± sd)	CNR medida	CNR relativa (%)	Valor Limite para CNR Relativa (%)*
20	26 Mo/Mo						>132
30	27 Mo/Mo						>121
40	28 Mo/Mo						>110
50	30 Mo/Mo						>100
60	32 Mo/Mo						>84
70	32 Mo/Mo						>68

\* Valores limites para CNR relativa obtidos do Protocolo Europeu de Garantia de Qualidade para o Rastreamento Mamográfico

7) QUALIDADE DE IMAGEM DO PHANTOM CDMAM: AVALIAÇÃO VISUAL				
Diâmetro (mm)	Limiar da espessura de ouro ( $\mu\text{m}$ )			
	Valor alcançado			Valor aceitável ( $\mu\text{m}$ )
	mAs=	mAs=	mAs=	
0,10				2,00
0,25				0,36
0,50				0,16
1,00				0,10
2,00				0,06

8) QUALIDADE DE IMAGEM DO PHANTOM CDMAM: AVALIAÇÃO AUTOMATIZADA				
Diâmetro (mm)	Limiar da espessura de ouro ( $\mu\text{m}$ )			
	Valor alcançado para diversas DGM			Valor aceitável ( $\mu\text{m}$ )
	mAs=	mAs=	mAs=	
0,10				2,00
0,25				0,36
0,50				0,16
1,00				0,10
2,00				0,06

9) DOSE GLANDULAR MÉDIA DADA PELO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO (AEC)								
REGISTRO								Nível de ação para a DGM* (mGy)
Espessura de PMMA (mm)	Espessura equivalente de mama (mm)	kV	Alvo/Filtro	mAs	Kerma (mGy)	CSR	DGM	
20	21	26	Mo/Mo					> 1,0
30	32	27	Mo/Mo					> 1,5
40	45	28	Mo/Mo					> 2,0
50	60	30	Mo/Mo					> 3,0
60	75	32	Mo/Mo					> 4,5
70	90	32	Mo/Mo					> 6,5

\* Nível de ação para a DGM obtido do Protocolo Europeu de Garantia de Qualidade para o Rastreamento Mamográfico

**RELATÓRIO DE AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE RADIOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA**

Instituição:
CNPJ:
Endereço:
Telefone:
FAX:
E-mail:
Responsável Técnico:

<b>RESUMO DOS TESTES DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA COMPUTADORIZADA</b>		
<b>TESTES</b>	<b>CONFORME</b>	<b>NÃO CONFORME</b>
<b>1) Linearidade da resposta do detector (placa de imagem)</b>		
<b>2) Ruído da Imagem</b>		
<b>3) Uniformidade da resposta do detector</b>		
<b>4) Resolução espacial da imagem</b>		
<b>5) Razão sinal-ruído (SNR)</b>		
<b>6) Razão contraste-ruído (CNR)</b>		
<b>7) Qualidade de imagem do simulador CDMAM: avaliação visual</b>		
<b>8) Qualidade de imagem do simulador CDMAM: avaliação automatizada</b>		
<b>9) Dose glandular média</b>		

Técnico(s) responsável(eis) pelo preenchimento em \_\_\_\_/\_\_\_\_/2009:

Nome: \_\_\_\_\_ Ass.: \_\_\_\_\_

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)