



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

Mabel Bustos Flores

**AVALIAÇÃO DE PLACAS DE RADIOGRAFIA
COMPUTADORIZADA PARA A GERAÇÃO DE
IMAGENS DE MAMA**

Belo Horizonte

2017

Mabel Bustos Flores

**AVALIAÇÃO DE PLACAS DE RADIOGRAFIA
COMPUTADORIZADA PARA A GERAÇÃO DE
IMAGENS DE MAMA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares como requisito parcial à obtenção do Título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações.

Orientador: Dr. Arnaldo Prata Mourão

Belo Horizonte

2017

F634a

Flores, Mabel Bustos.

Avaliação de placas de radiografia computadorizada para a geração de imagens de mama [manuscrito] / Mabel Bustos Flores. – 2017.
91 f., enc.: il.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais,
Escola de Engenharia.

Anexos: f. 86-91.

Bibliografia: f. 81-85.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Mamas - Radiografia - Teses.
3. Sistemas de imagens em medicina - Teses. 4. Tomografia - Teses.
I. Mourão Filho, Arnaldo Prata. II. Universidade Federal de Minas Gerais.
Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.039(043)



FOLHA DE APROVAÇÃO

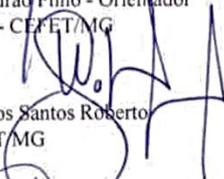
Avaliação de placas de radiografia computadorizada para a geração de imagens de mama.

MABEL BUSTOS FLORES

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 06 de fevereiro de 2017, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Arnaldo Prata Mourão Filho - Orientador
PCTN/UFMG - CEFET/MG


Prof. Wanderley dos Santos Roberto
CEFET/MG


Profa. Crissia Cures Paiva Fontainha
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG


Profa. Antonella Lombardi Costa
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

Belo Horizonte, 6 de fevereiro de 2017.

*A meus pais, Miguel e Cristina pelo
amor incondicional que me
dedicam.*

Agradecimentos

Agradeço especialmente a minha família pelo incentivo para superar-me a cada dia e pelo amor, que ainda na distância, me dedicam e que, graças a eles, é possível a realização deste trabalho.

Ao Professor Arnaldo pela vocação, paciência e por compartilhar incansavelmente os seus conhecimentos para encaminhar este trabalho.

Especial agradecimento a toda a equipe de professores e funcionários do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, que através de seus conhecimentos e ensinamentos me acolheram e possibilitaram a realização dessa importante etapa de minha vida.

A todos os colegas que ingressaram comigo no curso de mestrado e a todos que participaram no período das disciplinas, pela amizade e carinho durante essa fase.

Ao Laboratório Cronos Radiologia da Clínica Médica Agnus Dei e Centro de Mamografia Gênese, localizado na Clínica Santa Lúcia pela atenção e colaboração dedicada na aquisição de imagens.

E a todos que estiveram direta ou indiretamente envolvidos neste trabalho.

*“É mais fácil mudar a natureza do plutônio do que mudar a natureza maldosa do
homem”
Albert Einstein*

Resumo

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer com maior incidência entre as mulheres e a estimativa de novos casos de câncer de mama no Brasil para ano 2016 está acima de 57 mil casos, segundo o Instituto Nacional de Câncer. A mamografia é uma das técnicas de imagem mais utilizadas em todo o mundo para o diagnóstico precoce do câncer de mama. As placas de radiografia computadorizada (CR) são usadas para obter radiografias digitais, e são amplamente utilizadas no Brasil para a obtenção de mamogramas digitais. Este trabalho tem por objetivo avaliar a resposta de placas CR à variação de exposição em aparelhos de mamografia. Para a realização do estudo foram utilizadas três placas CR para mamografia de diferentes modelos. Feixes de raios X foram selecionados para realizar exposições sucessivas das placas CR fazendo uma variação no tempo de exposição. Essas exposições foram realizadas para a obtenção de imagens brutas e para a medição do kerma no ar incidente na placa CR utilizando um medidor Unfors Xi. As imagens digitais foram analisadas utilizando o software ImageJ, nas quais obteve-se o valor da intensidade registrada na região central de cada imagem correlacionando com o tempo de exposição. A partir desses dados foram realizadas as correlações necessárias para determinar o tempo de exposição e o kerma no ar incidente para o qual a placa CR começa a saturar observando-se que a saturação ocorre primeiro para o maior valor da tensão aplicada. Posteriormente a análise de toda a área da imagem foi realizada para determinar a variação percentual da intensidade registrada e a intensidade máxima e mínima, observando-se que essa variação percentual é menor quanto maior o tempo de exposição e a tensão aplicada. Finalmente, foram feitas exposições sucessivas da placa CR utilizando o objeto simulador de mama comprimida feito de placas de acrílico e microcalcificações de diferentes tamanhos para determinar a resolução das placas CR, notando-se que só as microcalcificações acima de 177 μm são visíveis na imagem. O conhecimento das características de saturação e resolução da placa CR possibilita a escolha de parâmetros mais adequados para trabalhar sem se aproximar à região de saturação.

Palavras-chave: Radiografia computadorizada, mamografia, imagens médicas.

Abstract

Breast cancer is the second cancer type with the highest incidence among women and the estimate of new cases of breast cancer in Brazil by 2016 is more than 57 thousand, according to the National Cancer Institute. Mammography is the imaging technique most used worldwide for the early diagnosis of breast cancer. Computed radiography plates (CR) are used for digital radiography, and are widely used in Brazil to obtain digital mammograms. This work aims to evaluate the response of CR plates to the variation of exposure in mammography equipment. Three CR plates for mammography of different models were used for the study. X-ray beams were selected to perform successive exposures of CR plates by varying the exposure time. These exposures were performed to obtain raw images and to measure the air kerma incident on the CR plate using a Unfors Xi meter. The digital images were analyzed using the ImageJ software, in which the value of intensity recorded in the central region of each image was correlated with the exposure time. From these data the necessary correlations were made to determine the exposure time and air kerma incident for which the CR plate begins to saturate by observing that the saturation occurs first for the highest value of the applied voltage. Subsequently the analysis of the entire image area was performed to determine the percentage variation of the recorded intensity and the maximum and minimum intensity, observing that this percentage variation is smaller the longer the exposure time and the applied voltage. Finally, successive exposures of the CR plate were made using the compressed breast simulator made of acrylic plates and microcalcifications of different sizes to determine the resolution of CR plates, observing that only microcalcifications above 177 μm are visible in the image. The knowledge of saturation characteristics and resolution of the CR plate allows the selection of more adequate parameters to work without approaching the saturation region.

Keywords: *Computed radiography, mammography and medical images.*

Resumen

El cáncer de mama es el segundo tipo de cáncer con mayor incidencia entre las mujeres y la estimativa de nuevos casos de cáncer de mama para 2016 está por encima de 57.000 casos, según el Instituto Nacional del Cáncer de Brasil. La mamografía es una de las técnicas de imagen más utilizadas en todo el mundo para el diagnóstico precoz del cáncer de mama. Las placas de radiografía computarizada (CR) se utilizan para las radiografías digitales y son ampliamente utilizados en Brasil para obtener mamografías digitales. Este estudio tiene como objetivo evaluar la respuesta de placas CR a la variación de exposición en equipos de mamografía. Para el estudio se utilizaron tres placas de mamografía CR de diferentes modelos. Se seleccionaron los haces de rayos X que serán utilizados para realizar exposiciones sucesivas de placas de CR haciendo una variación en el tiempo de exposición. Estas exposiciones se realizaron para obtener imágenes en bruto y para medir el kerma en aire incidente en la placa CR utilizando un medidor Unfors Xi. Las imágenes digitales fueron analizadas utilizando el software ImageJ, en las cuales se obtuvieron los valores de la intensidad registrada en la región central de cada imagen correlacionándola con el tiempo de exposición. A partir de estos datos se llevaron a cabo las correlaciones necesarias para determinar el tiempo de exposición en el que la placa CR comienza a saturar observándose que la saturación se produce primero en el mayor valor de la tensión aplicada. Posteriormente se realizó un análisis de toda la zona de la imagen para determinar el porcentaje de variación de la intensidad registrada y la intensidad máxima y mínima, observándose que la variación porcentual es menor cuanto mayor sea el tiempo de exposición y la tensión aplicada. Finalmente se hicieron exposiciones sucesivas de placa CR utilizando un simulador de mama comprimida hecha de placas de acrílico y conteniendo calcificaciones de diferentes tamaños para determinar la resolución de las placas CR, notándose que sólo las microcalcificaciones mayores a $177 \mu\text{m}$ son visibles en la imagen. El conocimiento de las características de saturación y la resolución de la placa CR permite la elección de los parámetros más adecuados para trabajar sin acercarse a la región de saturación.

Palabras-clave: Radiografía computarizada, mamografía, imágenes médicas.

Lista de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 2.1 Esquema de tubo de raios X. | 17 |
| Figura 2.2 Esquema de um mamógrafo indicando seus principais componentes. | 18 |
| Figura 2.3 Estrutura básica de um filme radiográfico..... | 21 |
| Figura 2.4 Esquema de leitura de placa de fósforo de dupla face. | 24 |
| Figura 2.5 O detector de placa plana utilizando selênio amorfo. | 26 |
| Figura 2.6 Esquema de funcionamento do detector de painel plano de duas camadas de a-Se..... | 27 |
| Figura 2.7 Estrutura de um detector de painel plano de a-Si (a). Processo esquemático de aquisição de imagens de conversão indireta (b). | 28 |
| Figura 2.8 Esquema de um detector de contagem de fótons..... | 30 |
| Figura 3.1 Aparelho de mamografia Graph Mammo AF VMI. | 38 |
| Figura 3.2 Placa CR modelo Regius RP6M110, tamanho 18 x 24 cm ² | 39 |
| Figura 3.3 Unidade digitalizadora modelo Regius 110HQ. | 40 |
| Figura 3.4 Aparelho de mamografia GE-DMR..... | 41 |
| Figura 3.5 Imagem da placa CR modelo IP Cassette type CH, tamanho 18 x 24 cm ² | 41 |
| Figura 3.6 Unidade digitalizadora modelo FCR Capsula XLII..... | 42 |
| Figura 3.7 Aparelho de mamografia GE Senographe DMR. | 43 |
| Figura 3.8 Placa CR modelo IP Cassette type DM, tamanho 18 x 24 cm ² | 43 |
| Figura 3.9 Unidade digitalizadora modelo FCR Profect One. | 44 |
| Figura 3.10 Medidor Unfors Xi. | 45 |
| Figura 3.11 Placas de PMMA. | 46 |
| Figura 3.12 Amostras de compósitos de cálcio. | 46 |
| Figura 3.13 Peneiras padrão n° 80, n° 200 e base coletora. | 47 |
| Figura 3.14 Processo de separação das amostras por tamanho. | 48 |
| Figura 3.15 Amostras de microcalcificações separadas por seu tamanho. | 48 |
| Figura 3.16 Placa de PMMA com o padrão para a localização das amostras. | 49 |
| Figura 3.17 Vista ampliada da distribuição de uma amostra..... | 49 |
| Figura 3.18 Captura da tela do software ImageJ. | 50 |
| Figura 3.19 Localização do detector Unfors para a medição do kerma no ar incidente na placa CR..... | 52 |
| Figura 3.20 Posicionamento das microcalcificações em relação à altura do objeto simulador de mama comprimida com espessura de 50 mm. 45 mm (a), 40 mm (b), 30 mm (c), 20 mm (d) e 10 mm (e). .. | 53 |
| Figura 3.21 Análise do grau de escurecimento dos pixels da região central da imagem com o software ImageJ..... | 54 |
| Figura 3.22 Análise da imagem para obter a variação de intensidade na área exposta da placa CR. | 55 |
| Figura 3.23 Identificação das regiões onde se encontram as microcalcificações. | 57 |

| | |
|---|----|
| Figura 4.1 Curvas com ajuste logarítmico do comportamento da intensidade versus tempo de exposição para a placa A..... | 59 |
| Figura 4.2 Curvas com ajuste logarítmico do comportamento da intensidade versus tempo de exposição correspondente as placas B e C. | 61 |
| Figura 4.3 Curvas de ajuste exponencial do kerma no ar com relação à intensidade de registro da placa A. | 62 |
| Figura 4.4 Variação percentual da intensidade de registro da placa A com a tensão, para o tempo de exposição de 1,0 s. | 65 |
| Figura 4.5 Variação percentual da intensidade de registro da placa A com a tensão, para o tempo de exposição de 1,5 s. | 67 |
| Figura 4.6 Variação percentual da intensidade de registro da placa A com a tensão, para o tempo de exposição de 2,0 s. | 69 |
| Figura 4.7 Sequência das imagens amplificadas na região onde se localizam as microcalcificações de 300 μ m a diferentes alturas dentro do objeto simulador de 50 mm de espessura..... | 73 |
| Figura 4.8 Sequência das imagens amplificadas na região onde se localizam as microcalcificações de 300 μ m a diferentes alturas dentro do objeto simulador de 40 mm de espessura..... | 75 |
| Figura 4.9 Sequência das imagens amplificadas na região onde se localizam as microcalcificações de 300 μ m a diferentes alturas dentro do objeto simulador de 30 mm de espessura..... | 76 |
| Figura 4.10 Sequência das imagens amplificadas na região onde se localizam as microcalcificações de 300 μ m a diferentes alturas dentro do objeto simulador de 20 mm de espessura..... | 77 |

Lista de Tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 3.1 Abertura das peneiras Bertel. | 47 |
| Tabela 3.2 Características das imagens obtidas com as placas CR dos sistemas mamográficos com os parâmetros selecionados..... | 51 |
| Tabela 3.3 Espessura do objeto simulador de mama comprimida e a variação da altura das microcalcificações..... | 53 |
| Tabela 4.1 Valores dos coeficientes das curvas de intensidade versus tempo de exposição para a placa A. | 60 |
| Tabela 4.2 Tempos de saturação da placa A para cada tensão aplicada ao tubo de raios X..... | 60 |
| Tabela 4.3 Valores dos coeficientes das curvas de intensidade versus tempo de exposição..... | 61 |
| Tabela 4.4 Tempos de saturação correspondentes à tensão aplicada ao tubo de raios X de 30 kV. | 61 |
| Tabela 4.5 Valores dos coeficientes para o ajuste logarítmico correspondente a cada tensão utilizando a placa A. | 63 |
| Tabela 4.6 Variação percentual da intensidade para as imagens obtidas com a placa A com um tempo de exposição de 1,0 s. | 66 |
| Tabela 4.7 Valores de kerma no ar medido e estimativa do kerma no ar máximo e mínimo para o tempo de exposição de 1,0 s..... | 66 |
| Tabela 4.8 Variação percentual da intensidade para as imagens obtidas com a placa A com um tempo de exposição de 1,5 s. | 68 |
| Tabela 4.9 Valores de kerma no ar medido e estimativa do kerma no ar máximo e mínimo para o tempo de exposição de 1,5 s..... | 68 |
| Tabela 4.10 Variação percentual da intensidade para as imagens obtidas com a placa A com um tempo de exposição de 2,0 s. | 70 |
| Tabela 4.11 Valores de kerma no ar medido e estimativa do kerma no ar máximo e mínimo para o tempo de exposição de 2,0 s..... | 70 |

Lista de Abreviaturas e Siglas

| | |
|--------------|--|
| AEC | <i>Automatic Exposure Control</i> - Controle de Exposição Automático |
| BMP | <i>Windows Bitmap</i> |
| CC | Crânio-Caudal |
| CR | <i>Computed Radiography</i> – Radiografia Computadorizada |
| DBT | <i>Digital Breast Tomosynthesis</i> - Tomossíntese de Mama Digital |
| DICOM | <i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i> - Comunicação de Imagens Digitais em Medicina |
| DOF | <i>Depth of Field</i> – Distância Objeto Detector |
| DQE | <i>Detective Quantum Efficiency</i> – Eficiência Quântica do Detector |
| DR | <i>Digital Radiography</i> – Radiografia Digital |
| FITS | <i>Flexible Image Transport System</i> |
| GIF | <i>Graphics Interchange Format</i> |
| JPEG | <i>Joint Photographic Experts Group</i> |
| KERMA | <i>Kinetic Energy Released per Unit of Mass</i> – Energia Cinética Liberada por Unidade de Massa |
| MLO | Médio-Lateral-Oblíqua |
| MPV | Mean Pixel Value – Valor Médio de Pixel |
| NIH | <i>National Institutes of Health</i> |
| PMMA | Polimetilmetacrilato |
| ROI | <i>Region of Interest</i> – Região de Interesse |
| SNR | <i>Signal to Noise Ratio</i> – Relação Sinal-Ruído |
| TFT | <i>Thin Film Transistor</i> – Transistor de Filme Fino |
| TIFF | <i>Tagged Image File Format</i> |

Sumário

| | |
|---|----|
| Capítulo 1 Introdução | 10 |
| 1.1. Relevância do tema investigado..... | 11 |
| 1.2. Objetivos do trabalho | 11 |
| 1.3. Organização do texto..... | 12 |
| Capítulo 2 Fundamentação Teórica..... | 13 |
| 2.1. O câncer de mama | 13 |
| 2.2. A produção de raios X..... | 15 |
| 2.2.1. A radiação de freamento (<i>Bremsstrahlung</i>)..... | 15 |
| 2.2.2. O tubo de raios X..... | 16 |
| 2.3. O Mamógrafo | 17 |
| 2.4. A Mamografia | 19 |
| 2.5. A Mamografia convencional | 21 |
| 2.6. Mamografia digital | 22 |
| 2.6.1. Radiografia computadorizada | 22 |
| 2.6.2. Sistemas digitais DR | 24 |
| 2.6.2.1. Detectores de conversão direta..... | 25 |
| 2.6.2.2. Detectores de conversão indireta..... | 28 |
| 2.6.2.3. Detectores de contagem de fótons | 29 |
| 2.7. A Imagem digital | 30 |
| 2.7.1. Características da imagem..... | 32 |
| 2.7.2. Fatores que influenciam na imagem..... | 33 |
| 2.8. Grandezas dosimétricas | 35 |
| 2.8.1. O kerma no ar..... | 35 |
| Capítulo 3 Materiais e Métodos..... | 37 |
| 3.1. Mamografia e sistema CR..... | 37 |
| 3.1.1. Sistema mamográfico A..... | 37 |
| 3.1.2. Sistema mamográfico B..... | 40 |
| 3.1.3. Sistema mamográfico C..... | 42 |
| 3.2. Materiais de testes..... | 44 |
| 3.2.1. Detector de estado sólido..... | 45 |

| | |
|---|----|
| 3.2.2. Placas de acrílico de Polimetilmetacrilato (PMMA)..... | 45 |
| 3.2.3. Microcalcificações | 46 |
| 3.2.4. O software ImageJ | 50 |
| 3.3. Aquisição de imagens..... | 50 |
| 3.4. Análise de imagens..... | 54 |
| 3.4.1. Determinação da região de saturação da placa CR..... | 54 |
| 3.4.2. Determinação da variação de intensidade na placa CR..... | 55 |
| 3.4.3. Avaliação qualitativa da resolução da placa CR..... | 56 |
| Capítulo 4 Resultados e Discussões | 58 |
| 4.1. Determinação da região de saturação da placa CR..... | 58 |
| 4.2. Correlação da intensidade de registro com o kerma no ar..... | 62 |
| 4.3. Determinação da variação percentual da intensidade de registro na placa CR | 64 |
| 4.4. Avaliação da resolução da placa CR..... | 71 |
| 4.4.1. Espessura de 50 mm | 72 |
| 4.4.2. Espessura de 40 mm | 74 |
| 4.4.3. Espessura de 30 mm | 74 |
| 4.4.4. Espessura de 20 mm | 77 |
| 4.4.5. Comparação entre as imagens das placas CR..... | 78 |
| Capítulo 5 Conclusão | 79 |
| 5.1. Propostas de trabalhos futuros..... | 80 |
| Referências..... | 81 |
| Anexo..... | 86 |

Capítulo 1

Introdução

Hoje, o câncer de mama é uma das doenças que mais mata mulheres em todo mundo. Fato este que está relacionado à dificuldade de se obter um diagnóstico precoce, pois se trata, muitas vezes, de lesões que são facilmente confundidas com o tecido mamário e que possuem um rápido desenvolvimento. O câncer de mama é provavelmente o mais temido pelas mulheres, devido ao seu alto índice de incidência, e por afetar a sua sexualidade e a sua própria imagem. Porém, ele é pouco ocorrente antes dos 35 anos de idade, mas acima desta faixa etária sua incidência cresce rápida e progressivamente (ALVARENGA, 2008).

O processo de detecção da doença vem sendo aprimorado desde 1913, quando os raios X foram empregados por Albert Salomon, que utilizou a radiografia convencional para o diagnóstico do câncer de mama. Entretanto, observou-se que seriam necessários diferentes métodos para este tipo de estudo, e começou um minucioso estudo das características diferentes da mama e diversos métodos e equipamentos foram criados visando a obtenção de um diagnóstico preciso (SANTANA, 2010).

No Brasil, segundo o INCA, estima-se que ocorram mais de 57 mil novos casos de câncer de mama por ano. Os tipos de câncer mais incidentes entre as mulheres são os de mama e colo uterino (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016).

As práticas médicas com radiações ionizantes devem ser otimizadas. No caso da mamografia, esta otimização tem o objetivo de produzir uma imagem que apresente nitidez de detalhes e visibilidade das estruturas anatômicas de interesse, associada à menor exposição do paciente (BATISTA, 2006).

Um exame mamográfico sem a adequada qualidade não possibilita o diagnóstico correto, podendo ocasionar um diagnóstico incorreto. Além disso, acarreta a necessidade de repetição do exame, o que aumenta a dose no paciente e os custos de produção do diagnóstico. A obtenção de imagens mamográficas de boa qualidade requer

a escolha adequada da técnica, um controle do processamento da imagem e adequadas condições para a visualização da imagem (DANTAS, 2010).

Quando comparada a outros métodos de radiodiagnóstico, a mamografia pode ser considerada um dos exames mais delicados de realização, pois nesse caso é exigida alta qualidade de imagem para possibilitar a visualização de pequenas alterações, em todo o tecido mamário. É necessário visualizar estruturas muito pequenas (microcalcificações) e com diferentes densidades (massas e cistos) e com a garantia da dose glandular como sendo a mais baixa possível. A mamografia surge então como uma importante ferramenta no controle do câncer de mama e na sua detecção precoce (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002b).

1.1. Relevância do tema investigado

Dada a importância do exame de mamografia no rastreamento para detecção precoce do câncer de mama e no acompanhamento de alterações mamárias, o que comprovadamente significa diminuir a mortalidade feminina por esta doença, é fundamental que tal prática seja adequadamente realizada.

Nos últimos anos, vem aumentando o número de estabelecimentos que tem adotado o sistema de mamografia digital CR e em menor medida do sistema de mamografia DR, devido ao baixo custo do sistema CR comparado ao sistema digital DR. Estas tecnologias exigem o desenvolvimento de novas pesquisas e métodos de otimização, considerando a possibilidade de aumento da dose e o efeito que ela tem no processamento da imagem.

1.2. Objetivos do trabalho

Objetivo Geral

Produzir imagens mamográficas para avaliar a resposta de placas CR de diferentes modelos à variação da tensão aplicada ao tubo de raios X e tempo de exposição visando à escolha de parâmetros mais adequados para trabalhar sem se aproximar à região de saturação.

Objetivos Específicos

- Produzir imagens digitais com feixes de 20, 25, 30 e 35 kV com intervalos de tempo variáveis.
- Medir o kerma no ar incidente na placa CR utilizando diferentes feixes de raios X.
- Caracterizar a região na qual a placa CR começa a saturar utilizando diferentes feixes de raios X.
- Avaliar o comportamento do kerma no ar incidente na placa CR com relação à intensidade de registro.
- Avaliar a resolução de placas CR utilizando microcalcificações dentro um simulador de mama comprimida de espessura variável.

1.3. Organização do texto

O trabalho está dividido em cinco capítulos, sendo o primeiro capítulo referente à introdução; neste capítulo se abordam os temas deste trabalho, mencionando os objetivos gerais propostos e os específicos, bem como a relevância do tema.

No segundo capítulo, são abordados os temas de relevância para este estudo como a formação de imagens digitais tanto com sistemas digitais CR como DR e o processo de aquisição de imagens com o uso de feixes de fótons, sendo esse o capítulo que fornece as bases para o entendimento do trabalho.

No capítulo três é detalhada a metodologia que foi desenvolvida para determinar o tempo de saturação da placa CR, a variação percentual da intensidade registrada na placa e os testes realizados com o objeto simulador de mama comprimida.

No capítulo quatro, apresentam-se os resultados dos testes realizados e a discussão desses resultados e, por último, no capítulo cinco, relatam-se as conclusões retiradas deste trabalho bem como propostas para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

Neste capítulo, inicialmente é feita uma revisão da literatura sobre o câncer de mama e os sistemas de radiografia digital utilizados em mamografia, sendo abordada a problemática do câncer de mama e os fenômenos que envolvem a produção do feixe de raios X. Posteriormente, são descritos os aparelhos de mamografia, a técnica mamográfica e os sistemas de radiografia convencional e digital. Logo após, é apresentada uma revisão sobre as propriedades mais importantes das imagens digitais, além das grandezas dosimétricas mais utilizadas em mamografia.

2.1. O câncer de mama

A palavra câncer é usada para dar nome a um conjunto de doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células que invadem os tecidos e órgãos, podendo espalhar-se para outras regiões do corpo. As células dividem-se rapidamente e tendem a ser agressivas e incontroláveis, determinando a formação de tumores (OLIVEIRA, NOGUEIRA, *et al.*, 2007).

As indicações da presença de câncer de mama podem ser baseadas em quatro tipos de registros que aparecem nas imagens mamográficas: a morfologia característica de uma massa tumoral, com margens irregulares e espiculadas; presença de calcificações; distorções dos padrões de normalidade dos tecidos geradas pela doença; assimetria entre regiões correspondentes das mamas esquerda e direita (DANCE, CHRISTOFIDES, *et al.*, 2014).

Uma massa tumoral consiste de células agrupadas, e geralmente é mais densa que o tecido circunvizinho. Um cisto é uma bolsa de fluido, geralmente não contendo células malignas; também pode aparecer como uma massa na imagem mamográfica. A forma e o contorno de uma massa indica a possibilidade de ser câncer.

As calcificações são depósitos minerais dentro do tecido da mama que aparecem como pequenas regiões brancas nas imagens mamográficas. Há dois tipos de calcificações: as microcalcificações e as macrocalcificações (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002b; GABRIEL, 2014).

As microcalcificações são partículas calcificadas com tamanho aproximado 200 µm que aparecem no interior da mama. Um agrupamento de microcalcificações pode indicar um câncer incipiente. A forma e o arranjo do agrupamento das microcalcificações indicam a maior ou menor probabilidade de aparecimento futuro de um tumor. Segundo o Ministério da Saúde, no Brasil, aproximadamente a metade dos cânceres descobertos através das imagens de mamografia é devido ao registro de agrupamentos de microcalcificações. O registro de microcalcificações é o sinal mais comum de carcinoma ductal *in situ*, que é um câncer prematuro limitado aos dutos dos tecidos glandulares da mama. Quase 90% de casos de carcinoma ductal está associado com microcalcificações (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002b).

As macrocalcificações são depósitos de cálcio no interior da mama que são facilmente visíveis em imagens mamográficas, por serem bem maiores que as microcalcificações. As macrocalcificações são frequentemente associadas com cistos fibrosos benignos ou mudanças degenerativas nas mamas, como o envelhecimento das artérias mamárias ou inflamações (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002b).

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 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002a).

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), o uso de determinados medicamentos e a 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 (OLIVEIRA, NOGUEIRA, *et al.*, 2007).

Nas estatísticas mundiais, o câncer de mama é a principal causa de morte por câncer em mulheres. Em 2012, foi estimado para o mundo o diagnóstico de 1,67 milhões de novos casos e mais de 521 mil mortes, correspondendo a 14,7% das mortes por câncer em mulheres (IARC, 2012). As taxas de incidência são maiores nos países desenvolvidos e as populações que apresentam maior risco encontram-se na Europa Ocidental, nos Estados Unidos e Austrália, enquanto que populações asiáticas têm taxas menores (IARC, 2012). No entanto, nas últimas décadas, vem sendo observado aumento na incidência no Japão, bem como em outras regiões caracterizadas como de baixa ocorrência, como a China e a Índia. Ao mesmo tempo em que a incidência tende a aumentar, com algumas exceções, a mortalidade, em países desenvolvidos, vem declinando devido, principalmente, à detecção oportuna e às melhores condições de tratamento da doença (PARKIN, BRAY e DEVESA, 2001; CHRISANTHAR, 2008).

No Brasil, segundo o INCA, foram estimados mais de 57 mil novos casos de câncer de mama para o ano 2016, constituindo a primeira causa de morte por câncer entre as mulheres no país (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016).

2.2. A produção de raios X

Os princípios básicos para produção de raios X permanecem os mesmos desde a sua descoberta pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen em novembro de 1895. A produção de raios X é realizada através do bombardeamento de um alvo com o uso de um feixe de elétrons. Esse procedimento provoca uma complexa série de colisões e espalhamentos, que tem como resultado a produção de radiação de frenagem, de *Bremsstrahlung*, e radiação característica (DANCE, CHRISTOFIDES, *et al.*, 2014).

2.2.1. A radiação de freamento (*Bremsstrahlung*)

A radiação por freamento ou *Bremsstrahlung* se produz quando partículas carregadas, principalmente elétrons, interagem com o campo elétrico de núcleos de

número atômico elevado; elas reduzem a energia cinética, mudam de direção e emitem a diferença de energia sob a forma de ondas eletromagnéticas, denominadas de raios X de freamento cuja energia depende fundamentalmente da energia da partícula incidente (DANCE, CHRISTOFIDES, *et al.*, 2014; TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2003).

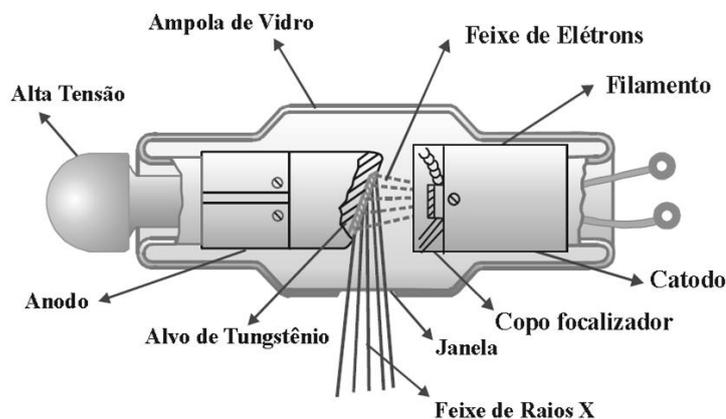
Na produção de raios X são produzidos também raios X característicos referentes ao material com o qual a radiação está interagindo. Esses raios X característicos somam-se ao espectro de raios X de freamento e aparecem com picos destacados nesse espectro (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2003). Como cada elemento possui valores de energia de ligação típicos, o espectro monoenergético produzido será único e característico de um elemento alvo (DANCE, CHRISTOFIDES, *et al.*, 2014).

2.2.2. O tubo de raios X

Quando elétrons, acelerados por um campo elétrico intenso, colidem com um alvo metálico, eles reduzem sua energia cinética, mudam de direção e, alguns deles, emitem a diferença de energia sob a forma de ondas eletromagnéticas, os raios X. Os elétrons sofrem espalhamento e redução da velocidade devido à atração de carga do núcleo e à repulsão dos elétrons dos átomos do material do alvo. Por isso, esse tipo de radiação é também denominado de radiação de freamento (*bremstrahlung*) (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2003).

O feixe de elétrons é gerado por emissão termiônica num filamento aquecido. O campo elétrico é obtido aplicando-se uma alta tensão entre os terminais do tubo de raios X, onde o alvo metálico, o anodo, é polarizado positivamente e o filamento, o catodo, negativamente. A emissão de raios X só ocorre, obviamente, quando estiver ligada a alta tensão. Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X gerados e maior também o seu poder de penetração. Aumentando-se a corrente, aumenta-se a intensidade do feixe (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2003). Um esquema básico do tubo de raios X é mostrado na Figura 2.1.

Figura 2.1 Esquema de tubo de raios X.



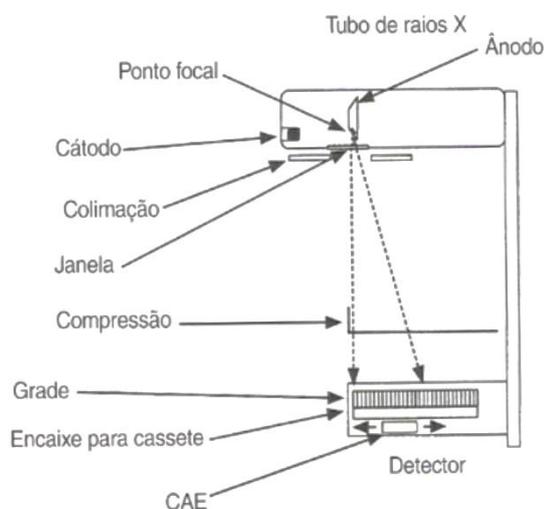
Fonte: (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2003)

2.3. O Mamógrafo

O mamógrafo é um aparelho utilizado para radiografar tecidos moles, como é a mama e obter imagens que permitam a visualização de anomalias em seu interior de forma não invasiva. Para esta finalidade, são necessárias técnicas e componentes especiais que diferem dos aparelhos de raios X convencionais. A complexa estrutura e composição da mama dificultam a obtenção de imagens com um bom contraste devido à natureza dos tecidos de baixo número atômico e densidades semelhantes. Por esta razão, os aparelhos de raios X convencionais sofrem alterações em sua estrutura para aquisição de imagens da mama (ALVARENGA, 2008).

Os principais componentes de um mamógrafo são: o gerador elétrico; o tubo de raios X; a bandeja de suporte da mama (*bucky*) que é a mesa onde é apoiada a mama e onde fica o receptor de imagem (cassete) com a grade e o dispositivo de controle automático de exposição (AEC); a placa de compressão; e o painel de controle. Um esquema com as principais partes de um aparelho de mamografia pode ser visto na Figura 2.2.

Figura 2.2 Esquema de um mamógrafo indicando seus principais componentes.



Fonte: (SOUTO, 2013)

Nos mamógrafos, os tubos de raios X são projetados para fornecer um feixe de raios X de energia mais baixa do que o feixe produzido para radiografias, necessário para produzir imagens de qualidade dos tecidos moles sem expor demasiadamente o paciente. O espectro de radiação é determinado pela combinação dos materiais do ânodo do tubo de raios X e do filtro do feixe, além da tensão de alimentação do tubo (SANTANA, 2010). Estudos com modelos computacionais indicam que a energia ótima para uso em mamografia seria de um feixe monoenergético, entre 15 keV 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 (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2012).

Os mamógrafos utilizam anodos giratórios, e o material mais utilizado é o molibdênio (Mo), embora também sejam encontrados alvos de ródio (Rh) e de tungstênio (W), sendo o último com menor frequência (IAEA, 2007). 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 às do molibdênio, são muito úteis em estudos mamográficos de mamas mais espessas e de maior densidade, pois o feixe formado por fótons mais energéticos é mais penetrante (DANTAS, 2010).

A escolha do espectro de raios X para a imagem de mama é um compromisso entre os requisitos para a elevada qualidade da imagem e a baixa dose de radiação no paciente. A qualidade da imagem pode ser melhorada com a redução da energia, enquanto a dose no paciente aumenta (SANTANA, 2010).

2.4. A Mamografia

A mamografia é uma técnica otimizada de diagnóstico por imagem que tem por finalidade a detecção e diagnóstico de doenças mamárias utilizando para isso a interação de um feixe de raios X que é atenuado pelos diferentes tecidos da mama. O feixe filtrado pela mama é utilizado como sinal para formar a imagem. Esta técnica de geração de imagem de projeção é considerada um dos exames mais eficazes usados na detecção de anomalias na mama, o “padrão ouro” para o rastreamento do câncer de mama (OLIVEIRA, 2011; HEYWANG-KOBRUNNER, SCHREER, *et al.*, 1999).

A mama é composta por tecido fibroglandular, que é o tecido mamário que mais absorve o feixe de raios X, e o tecido gorduroso, que é pouco absorvente. A proporção dos tecidos fibroso, glandular e gorduroso varia de indivíduo e segundo a idade da mulher. Assim sendo, esta técnica de geração de imagem faz com que a região onde se localiza o tecido fibroglandular da mama fique mais brilhante na imagem (GABRIEL, 2014; IAEA, 2006).

Na mamografia de rotina (*screening*), cada mama é comprimida e radiografada com o feixe incidindo em dois ângulos diferentes, gerando quatro imagens de projeção, duas de cada mama, sendo uma incidência Crânio-Caudal (CC) e outra Médio-Lateral-Oblíqua (MLO). A compressão uniforme da mama é importante para reduzir o contraste gerado pela variação de espessura, garantindo a melhora de contraste na imagem entre as estruturas internas da mama (GABRIEL, 2014; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002b).

A incidência CC gera uma imagem de projeção súpero-inferior da mama, na qual é possível observar com maior detalhe entre as regiões medial e lateral da mama. A incidência MLO gera uma imagem de projeção que possibilita observar variações entre as regiões superior e inferior da mama, com a vantagem de permitir a observação do

prolongamento axilar da mama, às vezes incluindo os gânglios linfáticos (SAMULSKI, 2006; SECRETARÍA DE SALUD, 2002).

Na mamografia de diagnóstico podem ser realizadas exposições adicionais àquelas realizadas na mamografia de rotina, com a finalidade de melhor definir o tamanho e localização de alterações da mama e realizar imagens do tecido circunvizinho e nódulos linfáticos. Essas imagens adicionais implicam em um aumento da dose depositada nas mamas. Assim, a mamografia de diagnóstico é normalmente mais demorada e fornece maior dose de radiação ao paciente que a mamografia de rotina. Em muitos casos, a mamografia de diagnóstico revela que alterações detectadas na mamografia de rotina são benignas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002b).

Nos últimos anos, a produção de imagens mamográficas evoluiu com a melhora no rendimento dos tubos de raios X e, conseqüentemente, evoluíram também a qualidade do feixe e a qualidade das imagens geradas, levando em conta a otimização da dose recebida pela paciente (GABRIEL, 2014). A evolução da produção das imagens fez com que esta técnica passasse da mamografia convencional para mamografia digital.

Atualmente, o diagnóstico por mamografia divide-se em convencional, que utiliza chassis com filmes radiográficos e telas intensificadoras, e digital, representada pelos sistemas de radiografia computadorizada CR e radiografia direta DR (OLIVEIRA, 2011). Os sistemas CR possuem um digitalizador de imagens e utilizam chassis contendo placas de fósforo, enquanto nos sistemas DR são utilizados os detectores digitais integrados dentro do próprio mamógrafo (OLIVEIRA, OLIVEIRA, *et al.*, 2014; CHALA e BARROS, 2007).

Uma das vantagens que apresenta o sistema CR é poder ser utilizado com os aparelhos de mamografia convencionais, permitindo ao serviço de diagnóstico migrar das radiografias para as imagens digitais com um custo menor. A vantagem que apresenta o sistema DR é de manejar a informação de maneira flexível, rápida e eficaz (TORRES, 2010). A mamografia digital facilita a incorporação de uma série de novas tecnologias, como o sistema de tomossíntese de mama digital DBT, que utiliza uma sequência de projeções adquiridas ao longo de um arco limitado em torno da mama (OLIVEIRA, OLIVEIRA, *et al.*, 2014).

2.5. A Mamografia convencional

Na mamografia convencional as imagens são registradas em filmes formados por uma base de poliéster, que serve para dar sustentação ao filme, uma camada de haletos de prata que interage com os raios X e uma camada protetora (OLIVEIRA, 2011). A Figura 2.3 ilustra a estrutura de um filme para radiografia convencional.

Figura 2.3 Estrutura básica de um filme radiográfico.



Fonte: (OLIVEIRA, 2011)

Após o filme ser exposto à radiação, ele passa por um processamento onde a imagem será revelada e posteriormente fixada por agentes químicos (BLANCO, ANDISCO, *et al.*, 2014).

Atualmente o método usado para a obtenção de imagens em radiografia convencional é fazendo uso do sistema filme-écran. O écran, ou tela intensificadora, possui uma camada fluorescente, que consiste de oxissulfetos de terras raras. Este material fluorescente tem a propriedade de emitir luz quando irradiado por um feixe de raios X, esta luz é que irá aumentar a sensibilização do filme radiográfico. Apenas cerca de 5 % da imagem será formada pela ação direta dos raios X, 95 % será formada pela ação da luz proveniente das telas intensificadoras, resultando em um alto rendimento (MOURÃO e OLIVEIRA, 2009).

O filme radiográfico é muito mais sensível à luz do que aos raios X, conseqüentemente o uso da tela possibilita uma substancial redução do tempo de exposição o que acarreta uma diminuição da dose depositada ao paciente (OLIVEIRA, 2011).

2.6. Mamografia digital

Existem dois tipos genéricos de sistemas de detecção para mamografia digital. O primeiro incorpora uma placa de fósforo fotoestimulável, colocada dentro de um cassete durante a exposição e é frequentemente referido como radiografia computadorizada CR. Os sistemas que contêm outros tipos de detectores, normalmente integrados ao sistema, em vez de cassetes separados, são designados como sistemas de radiografia digital DR (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

2.6.1. Radiografia computadorizada

Em 1975, George Luckey, um pesquisador da Kodak teve aprovada a patente de um meio de armazenamento temporário que liberava imagem após estímulo por luz. Essa patente chamava-se *Apparatus and Method for Producing Images Corresponding to Patterns of High Energy Radiation* - Aparato e método para produção de imagens correspondentes a padrões de radiação em alta energia. Nesse mesmo ano, a Kodak patenteou o primeiro sistema de varredura de ponto a ponto para este sistema, o que deu origem ao sistema de radiografia computadorizada. Em 1981, a Fuji começou comercializar o primeiro sistema completo (SCHAETZING, 2003).

Este sistema radiográfico emprega um material fotoestimulável aos raios X, tipicamente uma composição de bário, fósforo e bromo BaFBr. Estas placas fotossensíveis são mantidas em cassetes que são expostas ao feixe de raios X e depois tem o registro armazenado lido através de uma unidade de leitura (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

Em resposta à absorção de raios X, fotoelétrons energéticos são liberados da estrutura cristalina do material sensível, alguns destes perdem parte de sua energia ao interagir e excitar aos elétrons fracamente ligados à estrutura cristalina e alguns desses ficam retidos em armadilhas existentes no material fotoestimulável que é intencionalmente concebido para este fim. Os elétrons armadilhados podem permanecer estáveis por algum tempo fazendo, dessa forma, o armazenamento de uma imagem latente como uma distribuição espacial de elétrons “presos” (DANCE, CHRISTOFIDES, et

al., 2014). O número de elétrons armadilhados é proporcional à quantidade de radiação incidente sobre o material fotossensível (ALVARENGA, 2008).

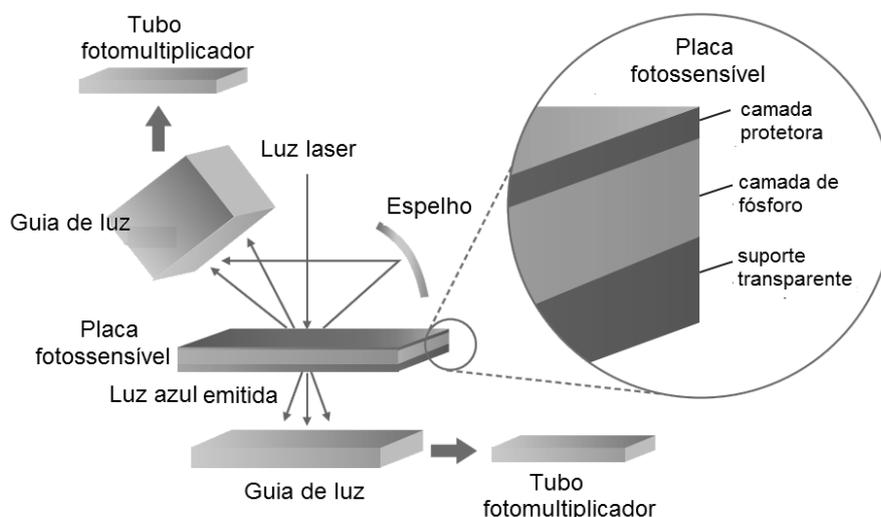
Após a exposição, a placa de fósforo é colocada em uma leitora onde é varrida por um feixe de laser fino. Durante a varredura pelo feixe de laser, os elétrons armadilhados são liberados e retornam a seu estado fundamental emitindo luz, com comprimento de onda pertencente à região azul do espectro (TORRES, 2010).

A luz azul emitida da superfície da placa é canalizada através de uma guia de luz (fibras ópticas) até o tubo fotomultiplicador, e logo após, o sinal detectado é filtrado e convertido em sinal elétrico analógico que posteriormente será amplificado e convertido em um sinal digital. Uma transformação não linear, normalmente logarítmica, é aplicada ao sinal durante a digitalização (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011; CHEVALIER e TORRES, 2010). Nos sistemas CR, uma vez adquirida a imagem, é preciso apagar a informação residual. Isto é realizado liberando os elétrons ainda armadilhados utilizando um feixe intenso de luz. Após este processo, a placa está pronta para ser utilizada novamente (DANCE, CHRISTOFIDES, *et al.*, 2014).

O tempo de digitalização varia segundo o número de fotomultiplicadores disponíveis para realizar a coleta da luz emitida ponto ao ponto ou linha a linha utilizando uma fila de fotomultiplicadores (TORRES, 2010).

Uma das principais limitações destes sistemas é que sua eficiência de detecção (DQE) dos raios X é relativamente baixa. Embora os sistemas CR permitam obter imagens com doses menores às utilizadas nos sistemas convencionais, a qualidade da imagem para estas doses é discutível, e com o tempo de uso, as placas de fósforo vão aumentando os *ghosts*, diminuindo a capacidade de desarmadilhamento (SANTANA, 2010). Aumentando as doses, é possível melhorar a qualidade da imagem, pois o número de fótons X detectados pelo sistema também aumenta. Para melhorar a eficiência de coleta da luz, foi desenvolvido um sistema de dupla leitura, que consiste em coletar a luz emitida quando os elétrons decaem a seu estado fundamental por ambos os lados da placa, como é ilustrado na Figura 2.4 (TORRES, 2010).

Figura 2.4 Esquema de leitura de placa de fósforo de dupla face.



Fonte: (CHEVALIER e TORRES, 2010).

O sistema de leitura CR permite a leitura de placas de mamografia digital e de radiografia digital. Assim, várias unidades geradoras de radiografia e mamografia podem compartilhar um único leitor, o que reduz o custo de migração do sistema de radiografias analógicas para digitais. A introdução manual de dados fica susceptível a erros na rotulagem das imagens e os artefatos de poeira são também mais prováveis de ocorrer em um sistema baseado em cassete. Além disso, a maioria dos sistemas CR não fornece um meio para corrigir a não uniformidade da sensibilidade da placa ou as variações no feixe de raios X. As unidades leitoras CR são normalmente planejadas para que a leitura das imagens possa ser alternada entre o modo de alta resolução para mamografia e um modo de baixa resolução para aplicações radiográficas gerais (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

2.6.2. Sistemas digitais DR

Os sistemas digitais DR são integrados ao aparelho de raios X e não podem ser adaptados em um sistema convencional. Os detectores utilizados nestes sistemas dependem da tecnologia utilizada, de conversão direta, conversão indireta e de contagem de fótons. Nos detectores de conversão direta e indireta, o detector ocupa a superfície completa da placa detectora do feixe transmitido, acoplado a uma matriz ativa

de transistores de filme fino (TFT). No caso do sistema de contagem de fótons, o detector não ocupa toda a superfície detectora. Tanto o feixe de raios X como o sistema detector faz uma varredura ao longo da superfície da mama. Em geral, estes sistemas têm como característica comum, possuir o controle automático de exposição (AEC). Também dispõem de mecanismos de medida da espessura da mama comprimida (CHEVALIER e TORRES, 2010).

Os mamógrafos com AEC possuem um só sensor posicionado após o sistema detector de imagem que pode movimentar-se de lado a lado no centro da área detectora, desde o tórax do paciente até a extremidade da mama. Nestes mamógrafos, se utiliza o próprio DR como sensor do AEC, com a vantagem de que é possível identificar as regiões mais densas da mama e realizar a exposição de maneira que o sinal seja adequado nestas regiões. Por isso, os aparelhos realizam um pequeno pré-disparo antes de realizar o disparo para obter a imagem, com a finalidade de selecionar os fatores de exposição corretos (CHEVALIER e TORRES, 2010; MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

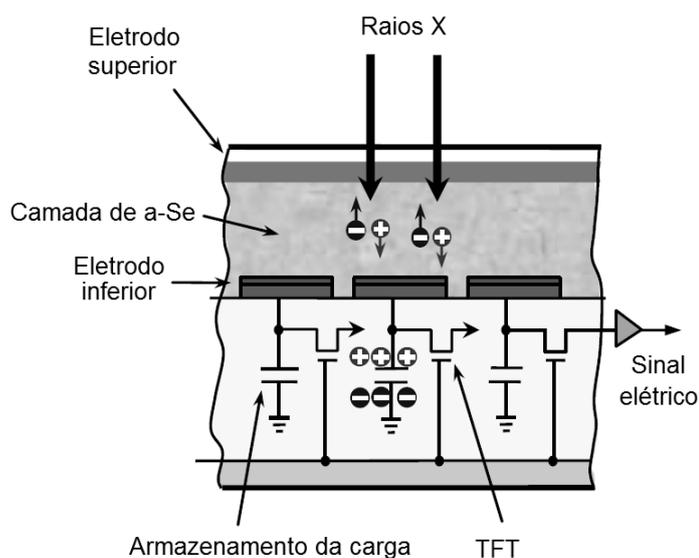
Estes sistemas digitais apresentam vantagens como: os sistemas de painel plano produzem uma imagem imediata, sem processos intermediários de revelação ou leitura, fazendo desaparecer os cassetes, o que reduz o tempo para obtenção da imagem, e conseqüentemente, do diagnóstico. É provável uma redução da dose depositada no paciente dado que a eficiência dos detectores utilizados é sensivelmente maior; apesar de a resolução espacial ser menor do que nos sistemas analógicos, a capacidade de detecção de alto contraste é maior (TORRES, 2010).

2.6.2.1. Detectores de conversão direta

O material utilizado habitualmente na fabricação deste tipo de detectores é um fotocondutor que converte diretamente os fótons de raios X em pares íons-elétrons. A carga gerada é armazenada e medida como um sinal eletrônico (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

Os sistemas DR mais utilizados deste tipo são os que têm detectores de painel plano que se fabrica com selênio amorfo (a-Se). O esquema do funcionamento é ilustrado na Figura 2.5.

Figura 2.5 O detector de placa plana utilizando selênio amorfo.



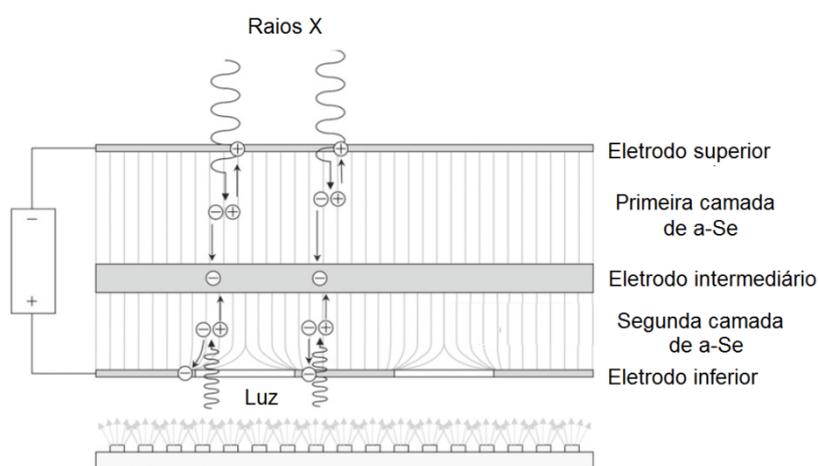
Fonte: (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

O feixe de raios X transmitido incide sobre a camada de selênio gerando pares íons-elétrons. A carga gerada é coletada aplicando-se um campo elétrico intenso entre um par de eletrodos, situados na superfície superior e inferior da camada de selênio. Este método minimiza a dispersão, garantindo uma imagem de maior nitidez e resolução espacial. A carga é lida por uma matriz ativa de TFT em contato direto com a superfície inferior do selênio, cada elemento da matriz TFT é um pixel, seu tamanho individual está próximo de 50 μm (YORKER, JEROMIN, *et al.*, 2002; CHEVALIER e TORRES, 2010).

Uma das principais vantagens que apresenta este tipo de detector de a-Se é sua maior eficiência na detecção da radiação. Isto se deve à maior capacidade de interação dos raios X com o selênio nas energias típicas utilizadas em mamografia, geradas por tensões de alimentação entre 20 kV a 30 kV, comparada com o detector de CsI que utiliza os sistemas de conversão indireta como detectores da radiação. Uma das limitações que se atribui a estes detectores de selênio é uma certa remanência da imagem previamente adquirida, associada à persistência de cargas elétricas residuais uma vez digitalizada a imagem. Esta remanência exige a aplicação de uma técnica de apagamento da imagem prévia, sendo então um pouco mais complexo em relação a outros materiais (YORKER, JEROMIN, *et al.*, 2002).

Uma versão mais avançada deste tipo de detector digital também baseada no a-Se como sistema de detecção dos raios X introduz um novo sistema de leitura que, neste caso, não é uma matriz de TFT. No seu lugar, existe uma segunda camada de a-Se que serve como sistema de leitura da imagem latente detectada pela primeira camada e depositada em um electrodo intermediário. Esta segunda camada dielétrica se ativa mediante a exposição à luz (o selênio é igualmente fotoconductor com as frequências visíveis do espectro eletromagnético) e o sinal elétrico obtido é recolhido mediante um sistema de linhas e um conversor analógico-digital (TORRES, 2010). O esquema do sistema é apresentado na Figura 2.6.

Figura 2.6 Esquema de funcionamento do detector de painel plano de duas camadas de a-Se.



Fonte: (TORRES, 2010).

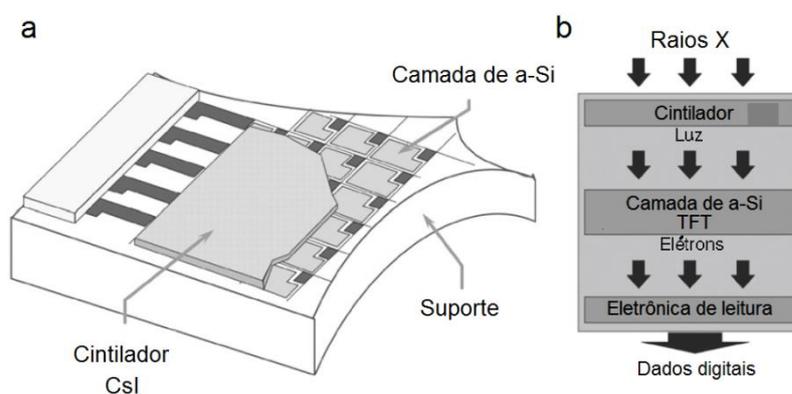
Uma das vantagens é que toda a superfície dos pixels é uma zona ativa e não existem zonas mortas, como acontece nos sistemas que utilizam matrizes de TFT, pois a pequena superfície que ocupa o sistemas de armazenamento da carga elétrica (condensador e TFT) em cada pixel não é sensível ao fóton X. Isto quer dizer que o campo elétrico dirige os pares íons-elétrons ao eletrodo inferior, evitando as zonas mortas do detector. Outra vantagem é que permite realizar disparos consecutivos em tempos muito curtos (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

2.6.2.2. Detectores de conversão indireta

O funcionamento destes sistemas DR se baseia em um duplo processo de conversão. Os fótons do feixe de raios X são primeiramente convertidos em fótons de luz, e depois em sinal elétrico. Neste tipo detector, se usa-se como primeiro detector do feixe de raios X um cintilador feito de CsI. O iodeto de cério, que é conhecido pelo seu uso em intensificadores de imagem, emite luz ao absorver a radiação dos raios X (fenômeno de fluorescência) (CHEVALIER e TORRES, 2010).

Por trás deste detector é colocada uma camada de silício amorfo fotocondutor, cuja função é transformar a luz, produzida no material cintilador, em cargas elétricas. Tais cargas, da mesma maneira que no caso do painel de selênio, são medidas localmente por cada um dos TFT que constituem a matriz eletrônica ativa, resultando em um valor proporcional à quantidade de radiação incidente. O tamanho de cada TFT varia desde 50 até 200 μm e constitui um pixel. Os painéis de silício amorfo não produzem carga elétrica diretamente a partir da interação dos raios X com o detector, por essa razão utilizam um material cintilador na qual a energia absorvida nesta interação se transforma em luz e, logo, em carga (VEDANTHAM, KARELLAS, *et al.*, 2002). Um esquema deste detector é apresentado na Figura 2.7.

Figura 2.7 Estrutura de um detector de painel plano de a-Si (a). Processo esquemático de aquisição de imagens de conversão indireta (b).



Fonte: (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

Geralmente, lâminas de CsI são estruturadas em colunas de poucos microns de diâmetro, e são empilhadas lateralmente que, junto ao acoplamento ideal entre esta camada e a camada de a-Si, permite obter um sistema com uma DQE elevada e, portanto uma boa eficiência (CHEVALIER e TORRES, 2010).

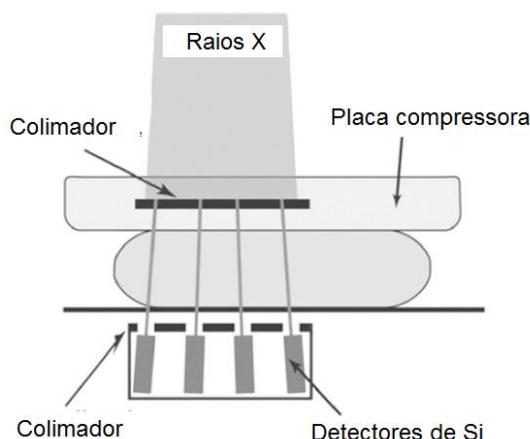
2.6.2.3. Detectores de contagem de fótons

Os sistemas DR descritos até agora, são baseados na captura da carga produzida pelos raios X incidentes em cada um dos elementos componentes do detector e a posterior digitalização do sinal para formar um elemento da imagem. Portanto, operam como detectores integradores de energia. Isto significa que a imagem resultante está relacionada com a energia total absorvida pelo material detector durante a interação dos fótons X com cada um dos elementos detectores (TORRES, 2010).

Os sistemas DR de contagem de fótons se baseiam na contagem individual fóton-a-fóton dos fótons X incidentes. Neste tipo de sistema, utiliza-se um feixe de fótons X muito colimado em direção lateral com colimadores muito estreitos, cerca de 50 μm . O material que absorve diretamente os fótons X incidentes é feito de silício cristalino e está dividido transversalmente por placas de alumínio de 10 mm de espessura, dispostas com uma separação de 50 μm . A abertura da colimação do feixe de raios X, junto com a separação entre as placas determina o tamanho do pixel (LUNDQVIST, DANIELSSON, *et al.*, 2003). Um esquema deste tipo de detector é apresentado na Figura 2.8.

O conjunto de detectores e do feixe de fótons X faz uma varredura da mama deslocando-se lateralmente durante o processo de aquisição da imagem. Desta forma, faz a varredura de toda a área superficial da mama. As placas de alumínio atuam como eletrodos coletando a carga originada no material detector quando há a interação do feixe de raios X. Em cada interação que ocorre no material, dentro das placas, gera cargas que são coletadas e convertidas em um pulso elétrico, que é contabilizado (LUNDQVIST, DANIELSSON, *et al.*, 2003). Outros detectores desse tipo utilizam um gás nobre pressurizado, com alta pressão, visando o aumento da concentração de átomos e conseqüentemente das interações. Os íons gerados no gás são utilizados para gerar o pulso elétrico (BEUVILLE, CAHN, *et al.*, 1998).

Figura 2.8 Esquema de um detector de contagem de fótons.



Fonte: (TORRES, 2010)

Uma das vantagens destes detectores é que o ruído do sistema está somente associado às flutuações do número de fótons que interagem com o detector e não com os processos de conversão (VEDANTHAM, KARELLAS, *et al.*, 2002). Este ruído pode ser eliminado colocando-se um valor de base no sistema de detecção, fazendo-o praticamente zero. Além disso, nestes detectores, a diferença dos outros sistemas, tanto os fótons de baixa energia, mais importantes no contraste da imagem, como os de mais alta energia, são igualmente considerados no balanço final. (TORRES, 2010).

Por tudo isto, estes sistemas são muito eficientes e dão lugar a importantes reduções na dose depositada que podem ser reduzidas em até 50% quando se considera outros detectores, definida para uma mama de 45 mm de espessura (PERRY, BROEDERS, *et al.*, 2008). Uma das desvantagens deste tipo de detector é que não é possível aumentar a dose significativamente visando à melhora da relação sinal-ruído (SNR) sem saturar o sistema de contagem de fótons (CHEVALIER e TORRES, 2010).

2.7. A Imagem digital

A imagem digital consiste em uma matriz bi-dimensional de elementos de imagem, pixels, de tamanho da ordem de 40 a 150 μm . Para cada pixel é atribuído um valor numérico que corresponde a uma determinada tonalidade de cinza que é obtida a

partir da interação dos raios X com esse pixel. O tamanho do pixel (resolução espacial) é importante, pois as estruturas dentro da área coberta por um pixel são representadas por um único valor. Assim, quanto menor for a área de cada pixel, melhor será a resolução espacial da imagem (OLIVEIRA, 2011).

A escala de cinza é determinada em função do número máximo de bits que podem ser armazenadas em um único pixel, ou seja, a intensidade dos raios X em cada pixel (resolução de contraste) é transformada em um número finito (2^n) de níveis, onde n é o número de bits que a imagem é digitalizada. Tipicamente, é usada a digitalização de 12 a 14 bits que produz de 4.096 a 16.384 níveis de intensidade ou de tons de cinza (DANTAS, 2010).

Na área médica, as imagens digitais possuem o formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), que utiliza um conjunto de protocolos para comunicação, transmissão, armazenamento e tratamento das imagens. O formato DICOM tem por objetivo padronizar as imagens utilizadas para o diagnóstico como tomografias, ressonâncias magnéticas, radiografias computadorizadas, ultrassonografias e demais modalidades médicas. Esse padrão permite que imagens médicas e informações associadas sejam trocadas entre computadores e diferentes aparelhos de diagnóstico que adquirem, transmitem, armazenam, imprimem e visualizam imagens (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2012).

Para a avaliação da qualidade em mamografia é necessário a realização de um conjunto de testes: teste de avaliação de parâmetros relacionados com o mamógrafo; teste das unidades de processamento (revelação, sistema tela-filme, CR); teste da qualidade da imagem gerada, através da avaliação da imagem de simuladores de mama e teste de verificação da dose de entrada na pele. (INC, 2012).

Para avaliar a qualidade da imagem digital é necessário avaliar parâmetros de contraste, resolução espacial, ruído, densidade óptica, valor médio de pixel, distorção, processamento analógico ou digital, artefatos. Estes parâmetros são determinantes na qualidade final da imagem e afetam a capacidade de interpretação e visualização de estruturas anormais na imagem radiográfica (ALVARENGA, 2008).

2.7.1. Características da imagem

O contraste de uma imagem pode ser definido como a capacidade de se distinguir cada estrutura das demais estruturas adjacentes, ou da região circunvizinha. Os tecidos que compõem a mama têm densidades muito semelhantes, ou seja, possuem números atômicos e densidades muito próximos, o que dificulta muito a obtenção de imagens com bom contraste, com diferenciação de tons de cinza, que é possível melhorar utilizando feixes de raios X mais penetrantes, porém aumentando também a dose depositada no paciente. (DANTAS, 2010; DOUGHERTY, 2009).

A resolução espacial, nitidez, ou detalhes da imagem, é a quantidade de elementos de imagem por unidade de comprimento. A resolução espacial é normalmente expressa em pares de linha por milímetro, sendo medida com a visualização de linhas paralelas em uma imagem gerada pela exposição de objetos de testes que possuem estruturas já conhecidas (TOENNIES, 2012).

A resolução espacial dos sistemas com detectores feitos com placas de fósforos, nos atuais sistemas de radiografia digital, apresenta uma limitação comparada com os sistemas convencionais, pois nos sistemas convencionais consegue-se um valor de resolução até 20 pares de linha por mm, enquanto que nos sistemas digitais a resolução espacial está em torno de 6 a 10 pares de linhas por milímetros (ALVARENGA, 2008).

A relação sinal-ruído traduz a medida com que uma área de interesse (sinal) se destaca visualmente do ruído de fundo (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002b). As principais fontes de ruído nas imagens radiográficas são: o número insuficiente de fótons necessários para produzir a imagem (ruído quântico); o tamanho não adequado dos grãos fluorescentes da tela intensificadora, que pode produzir uma granulose na imagem final (ruído dos materiais) no sistema convencional tela- filme; flutuações na imagem final, produzidas por estruturas anatômicas observadas como fundo para a anormalidade, ou sinal (ruído das estruturas anatômicas); problemas eletrônicos na conversão do sinal analógico-digital (NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES, 2006).

A distorção da imagem final é a representação diferente, em tamanho ou forma, do objeto radiografado. Efeitos de distorção podem ser minimizados com a diminuição

da distância objeto-detector (DOF). Em mamografia, a redução do efeito de distorção é obtida através da compressão adequada da mama (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2012).

É importante verificar distorções nas imagens nos processos de aquisição, visualização e impressão das imagens, bem como na comparação anatômica de lateralidade, lado esquerdo e direito (INC, 2012).

2.7.2. Fatores que influenciam na imagem

Um dos fatores que mais influencia a qualidade da imagem mamográfica é o processamento. Somente é possível manter a imagem radiográfica dentro de padrões de qualidade satisfatórios, com o acompanhamento contínuo dos parâmetros ligados ao processamento de digitalização ou sistemas que controlem o processo (BATISTA, 2006).

Os sistemas digitais possuem características de verificação e controle dos parâmetros da qualidade para todas as imagens impressas acoplados ao seu sistema de impressão (OLIVEIRA, OLIVEIRA, *et al.*, 2014).

O processamento de imagens digitais envolve procedimentos que são geralmente expressos em forma algorítmica. A maioria das funções de processamento de imagens (aprimoramento de borda, ajuste de janelamento, brilho, contraste, nitidez e zoom) podem ser implementadas por software. O aumento da latitude da imagem, utilização de filtros eletrônicos, ampliação e uso de software de auxílio à detecção do câncer, permitem visualizar melhor as estruturas diminuindo, assim, os números de incidências e repetição dos exames (SANTANA, 2010).

As imagens brutas são imagens que não sofrem processamento de nenhuma espécie e contêm as informações que foram capturadas pelo detector, preservando a quantidade máxima de dados originais da imagem. As imagens brutas não são processadas por nenhum algoritmo (DOUGHERTY, 2009).

O uso de grades antidifusoras tem como objetivo diminuir a radiação espalhada que atinge o sistema detector, seja o filme radiográfico ou a placa detectora. É então fator indispensável para a melhoria no contraste e conseqüentemente na qualidade da imagem mamográfica (DANCE, CHRISTOFIDES, *et al.*, 2014).

O uso da grade antidifusora aumenta a dose de radiação a que a paciente é exposta por causa da perda de radiação primária, que contribuiria com a formação da imagem. Porém, o ganho na qualidade da imagem que ela proporciona justifica o seu uso (MAWDSLEY, BLOOMQUIST e YAFFE, 2011).

A função resposta do detector é a relação entre o valor médio de pixel (MPV) que corresponde à sensibilidade do detector, dado pela radiação incidente e o kerma no ar, esta relação deve ser linear. A resposta é apresentada em gráfico pelo valor médio de pixel de uma região de interesse (ROI) de referência versus o logaritmo de kerma no ar (TOENNIES, 2012).

Pixel significa o menor elemento de uma imagem digital. O tamanho do pixel é definido pela distância física entre os centros e os pixels vizinhos. Para imagens no padrão DICOM o tamanho de pixel é chamado de Imager Pixel Spacing e normalmente representa o tamanho do elemento do detector que, no caso do CR, é a placa de fósforo (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2012).

O valor de pixel é a representação numérica discreta referente a uma escala de tons de cinza. Em mamografia os valores de tons de cinza, ou os valores dos pixels, variam entre 1024 (10 bits) e 16384 (14 bits) dependendo do tipo de sistema, forma de aquisição da imagem, processamento e entrega final para visualização em monitores e sistemas de impressão (DOUGHERTY, 2009).

Quando se seleciona uma região de interesse (ROI) tem-se uma quantidade de pixels selecionada; logo é possível obter o valor médio desses pixels MPV da ROI e, conseqüentemente, o seu desvio padrão (SANTANA, 2010).

O ROI é a região a ser analisada, que é selecionada pela delimitação de uma área em uma região da imagem. Entende-se como sendo a região definida pelo operador (ou automaticamente a partir de parâmetros obtidos na própria imagem) onde o processamento estará totalmente concentrado (ALVARENGA, 2008).

2.8. Grandezas dosimétricas

As grandezas dosimétricas são uma maneira de avaliar os efeitos da interação da radiação com a matéria, utilizando algum efeito ou subproduto. Tais como, utilizando a carga elétrica dos elétrons ou íons produzidos pela ionização, a energia transferida ao material pela radiação, a energia absorvida pelo material, a luminescência, a alteração da condutividade elétrica, o calor produzido, o defeito cristalino, a alteração química, entre outros. De modo semelhante, utilizando relações com a massa ou volume, é possível definir grandezas radiológicas como, exposição, kerma e dose absorvida. São grandezas dosimétricas, pois estão associadas à quantidade de radiação a que um material foi submetido ou absorveu (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2003; IAEA, 2006).

2.8.1. O kerma no ar

O kerma no ar está definido pela equação 4.1, na qual dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm .

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad 4.1$$

No passado os resultados das medições eram expressos em termos de dose absorvida no ar, mas as dificuldades experimentais para determinar a dose no ar, especialmente em proximidades de uma interface entre dois meios distintos fez com que se utilizasse a grandeza kerma. Na realidade, o que indicam os aparelhos de dosimetria não é a energia da radiação absorvida pelo ar, e sim a energia transferida pela radiação às partículas carregadas resultantes da ionização. Por esta razão, foi recomendado o uso do kerma no ar no lugar da dose absorvida no ar. A unidade do kerma no ar é joule por quilograma e seu nome especial é o gray (Gy) (IAEA, 2013).

Na área de radiodiagnóstico, a grandeza fundamental na qual os padrões nacionais são calibrados é o kerma no ar. A partir do kerma no ar, podem-se determinar todas as demais grandezas de uso prático. As medições de radiação, nesta área, são fundamentais para os programas de controle de qualidade dos aparelhos de raios X e para medir ou estimar doses a que estão submetidos os pacientes, ou seja, na dosimetria

do paciente. Para o controle de qualidade, a grandeza kerma no ar é suficiente, tanto na caracterização e controle da fonte, que é o campo de radiação incidente no paciente, quanto para a avaliação do desempenho do sistema de captação e registro da imagem, que é o campo de radiação pós-paciente (LNMRI, 2011).

Capítulo 3

Materiais e Métodos

Na primeira parte deste capítulo, serão descritas as características das placas CR que serão avaliadas, suas unidades leitoras e os aparelhos de raios X utilizados para realizar os testes.

Na segunda parte, será descrito o instrumento que foi utilizado para medir o kerma no ar incidente na placa CR e os materiais utilizados para estimar qualitativamente a resolução das placas CR, como as placas de PMMA, peneiras granulométricas e as amostras de microcalcificações. Além disso, descreve-se, de maneira breve, o uso do software ImageJ, utilizado neste trabalho para a análise das imagens.

Na terceira parte, será descrita a metodologia seguida para a aquisição das imagens brutas com cada placa CR, a medição do kerma no ar incidente sobre uma das placas CR e a metodologia para adquirir as imagens com o objeto simulador de mama comprimida.

Na última parte, será detalhada a análise com o software ImageJ para extrair a informação contida nas imagens adquiridas com o objeto simulador de mama comprimida.

3.1. Mamografia e sistema CR

Para o desenvolvimento deste estudo, trabalhou-se com três placas CR que foram expostas cada uma em um aparelho de raios X diferente. As principais características destes aparelhos são apresentadas a seguir, chamados de A, B e C.

3.1.1. Sistema mamográfico A

O primeiro aparelho de raios X utilizado é da marca VMI, modelo Graph Mammo AF, que possui um tubo de raios X de anodo giratório com velocidade de 3.400 rpm, com

combinação ânodo/filtro de Mo/Mo e sua bandeja de suporte para o apoio da mama tem uma área útil de 18x24 cm² (VMI INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA, 2002). Na Figura 3.1, é apresentado este mamógrafo.

Figura 3.1 Aparelho de mamografia Graph Mammo AF VMI.



Este mamógrafo trabalha com tensões na faixa de 20 a 35 kV, em incrementos de 1,0 kV. A carga (mA·s) pode variar em uma faixa de 4,2 a 700 mA·s, para uma corrente fixa de 70 mA e tempo de exposição variando numa faixa de 0,06 a 10,0 s. O aparelho apresenta a opção de utilização de foco fino e, para esta escolha, a corrente do tubo de raios X é de 20 mA. Conseqüentemente, para a mesma faixa de tempo de exposição, implica em uma carga que varia de 1 a 6 mA·s. Os principais parâmetros de variação podem ser manipulados por meio do painel de controle (VMI INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA, 2002).

Este aparelho foi utilizado para realizar as exposições da placa CR fabricada pela empresa Konica Minolta, modelo Regius RP6M110, de tamanho 18x24 cm². Segundo dados do fabricante, esta possui um material fotoestimulável à base de fósforo capaz de reter informações inseridas por um feixe de raios X durante um período de tempo

relativamente pequeno (KONICA MINOLTA INC., 2016). A placa Regius RP6M110 é mostrada na Figura 3.2.

Figura 3.2 Placa CR modelo Regius RP6M110, tamanho 18 x 24 cm².



O equipamento digitalizador da imagem retida na placa Regius RP6M110 é uma leitora da marca Konica Minolta, modelo Regius 110HQ, apresentada na Figura 3.3. Para a placa escolhida, segundo o fabricante, esta leitora possui uma função de leitura de 43,75 μm , tamanho do pixel da imagem (KONICA MINOLTA INC., 2016). A variação da intensidade de registro, também conhecido como nível de gradação digital, possui uma escala de 4.096 níveis, 12 bits. Assim sendo, na coloração na escala de cinzas, quando se utilizam todos os 4.096 níveis, o valor zero corresponde ao branco e o valor 4.095 ao preto.

Figura 3.3 Unidade digitalizadora modelo Regius 110HQ.



As imagens digitais são geradas no padrão DICOM 3.0, com extensão de arquivo *.dcm*, e o ajuste dos parâmetros de processamento da imagem e as condições de saída podem ser manipulados mediante o console CS-7 de controle da leitora.

Este sistema mamográfico (mamógrafo, placa CR e unidade digitalizadora) se encontra instalado no Laboratório de Radiologia do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais.

3.1.2. Sistema mamográfico B

O segundo aparelho de raios X utilizado é da marca GE modelo DMR, que possui um tubo de raios X de anodo giratório com combinação anodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e Mo/Al e sua bandeja de suporte para o apoio da mama tem uma área útil de 18x24 cm² (X RAY BAY, 2011). Na Figura 3.4 é apresentada uma imagem deste mamógrafo.

Este mamógrafo trabalha com tensões de alimentação do tubo de raios X na faixa de 20 a 49 kV, em incrementos de 1,0 kV. A carga (mA·s) pode variar em uma faixa de 40 a 600 mA·s. Os principais parâmetros de variação podem ser manipulados por meio do painel de controle (X RAY BAY, 2011).

Figura 3.4 Aparelho de mamografia GE-DMR.



Este aparelho foi utilizado para realizar as exposições da placa CR, fabricada pela Fujifilm modelo IP Cassette type CH, de tamanho 18x24 cm². Esta placa CR pode ser observada na Figura 3.5.

Figura 3.5 Imagem da placa CR modelo IP Cassette type CH, tamanho 18 x 24 cm².



O aparelho digitalizador da imagem retida na placa IP Cassette type CH é uma leitora fabricada pela Fujifilm, modelo FCR Capsula XLII, apresentada na Figura 3.6.

Figura 3.6 Unidade digitalizadora modelo FCR Capsula XLII.



Para a placa escolhida, segundo o fabricante, esta leitora possui uma função de leitura com resolução de 50 μm , tamanho do pixel da imagem, em 12 bits, e as condições de saída das imagens podem ser manipulados mediante o console HR-V de controle da unidade leitora (FUJIFILM CORPORATION, 2013a).

Este sistema mamográfico (mamógrafo, placa CR e unidade digitalizadora) se encontra instalado no Laboratório Cronos Radiologia da Clínica Médica Agnus Dei.

3.1.3. Sistema mamográfico C

O terceiro aparelho de raios X utilizado é da marca GE modelo Senographe DMR, apresentado na Figura 3.7. Possui um tubo de raios X de anodo giratório com combinação anodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e Mo/Al e sua bandeja de suporte para o apoio da mama tem uma área útil de 18x24 cm^2 (MEDWOW LTD, 2014).

Figura 3.7 Aparelho de mamografia GE Senographe DMR.



Este aparelho trabalha nas mesmas faixas de carga e tensões de alimentação do tubo de raios X que o mamógrafo do sistema B. Os principais parâmetros de variação podem ser manipulados por meio do painel de controle (MEDWOW LTD, 2014).

Este aparelho foi utilizado para realizar as exposições da placa CR fabricada pela Fujifilm modelo IP Cassette type DM, de tamanho 18x24 cm², que está apresentada na Figura 3.8.

Figura 3.8 Placa CR modelo IP Cassette type DM, tamanho 18 x 24 cm².



O aparelho digitalizador da imagem retida na placa IP Cassette type DM é uma leitora fabricada pela Fujifilm, modelo FCR Profect One, apresentada na Figura 3.9.

Figura 3.9 Unidade digitalizadora modelo FCR Profect One.



Para a placa escolhida, segundo o fabricante, esta leitora possui uma função de leitura a dupla face com o tamanho do pixel de 50 μm e 12 bits; as condições de saída das imagens podem ser manipulados mediante o console ST-VI de controle da unidade leitora (FUJIFILM CORPORATION, 2013b).

Este sistema mamográfico (mamógrafo, placa CR e unidade digitalizadora) se encontra instalado no Centro de Mamografia Gênesis, localizado na Clínica Santa Lúcia.

3.2. Materiais de testes

Neste item, são descritas as principais características do medidor de dose utilizado para este estudo e os materiais utilizados para execução dos testes com o objeto simulador de mama comprimida.

3.2.1. Detector de estado sólido

O medidor de dose da marca Unfors Xi foi utilizado para medir simultaneamente a tensão (kV), o kerma no ar (mGy), taxa de dose ($\text{mGy}\cdot\text{s}^{-1}$) e a camada semi redutora em milímetros de alumínio. Este medidor consiste em dois componentes principais: a unidade de base e o detector.

Figura 3.10 Medidor Unfors Xi.



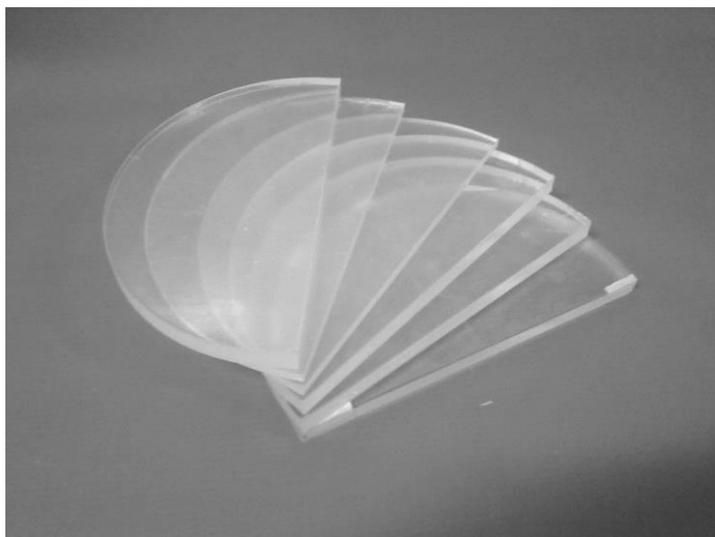
Fonte: (MEDISCIENIFIC, 2016).

O detector de estado sólido fica conectado por um cabo de 2 m de comprimento à unidade base de leitura durante a medição (MEDISCIENIFIC, 2016). Na Figura 3.10, é apresentada uma imagem ilustrativa do detector e da base de medição.

3.2.2. Placas de acrílico de Polimetilmetacrilato (PMMA)

Para simular uma mama comprimida e suas diferentes espessuras foram desenvolvidas no Laboratório de Radiologia do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, seis placas semicirculares de PMMA, com 10 mm e 5 mm de espessura. Estas placas foram utilizadas para avaliar a resolução da placa CR e são apresentadas na Figura 3.11.

Figura 3.11 Placas de PMMA.



3.2.3. Microcalcificações

Aglomerados produzidos a partir de cascas de ovos foram utilizados para simular microcalcificações para determinar de maneira qualitativa a resolução da placa CR. O material de base foi limpo de impurezas, lavado e dissecado ao forno. Então, foi triturado, separado e aglomerado, para depois, com ajuda de um almofariz de porcelana com pistilo, pulverizar os fragmentos para sua posterior separação segundo o tamanho das partículas. Na Figura 3.12, é apresentada a amostra preparada para ser separada pelo tamanho das partículas.

Figura 3.12 Amostras de compósitos de cálcio.



No laboratório do Departamento de Engenharia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, as amostras das microcalcificações foram separadas pelo tamanho das partículas utilizando as peneiras disponíveis para análise granulométrica marca Bertel, e um agitador mecânico. Na Tabela 3.1, são apresentadas as aberturas das peneiras utilizadas.

Tabela 3.1 Abertura das peneiras Bertel.

| Norma ASTM | Abertura μm |
|-----------------------|--|
| Nº 50 | 300 |
| Nº 80 | 177 |
| Nº 100 | 150 |
| Nº 140 | 106 |
| Nº 200 | 75 |
| Nº 270 | 53 |
| Nº 325 | 45 |

Fonte: (BERTEL INDUSTRIA METALURGICA LTDA, 2011).

Algumas destas peneiras que foram utilizadas no processo de separação das amostras segundo seu tamanho são apresentadas na imagem da Figura 3.13.

Figura 3.13 Peneiras padrão nº 80, nº 200 e base coletora.



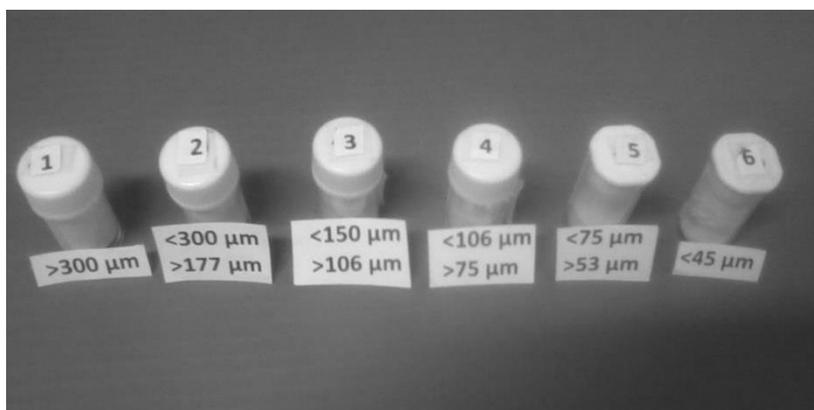
No processo de separação das amostras, cada volume de amostra foi colocado dentro da peneira para que, com ajuda de um agitador mecânico, as partículas fossem separadas segundo o tamanho da peneira. A montagem com as peneiras é ilustrada na Figura 3.14.

Figura 3.14 Processo de separação das amostras por tamanho.



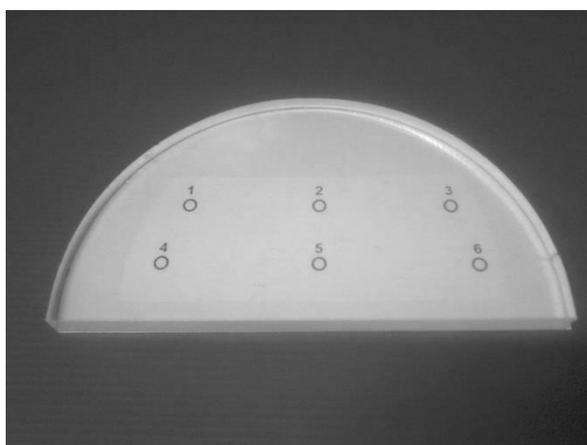
Mediante este procedimento, foram obtidas seis amostras de tamanhos diferentes, apresentadas na Figura 3.15. As amostras N° 3, 4 e 6 foram preparadas para ser enviadas ao laboratório do Departamento de Engenharia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, onde foi avaliada a medida das partículas que foram separadas com as peneiras com o analisador de partículas Cilas 1090 que utiliza a difração laser para realizar as medidas.

Figura 3.15 Amostras de microcalcificações separadas por seu tamanho.



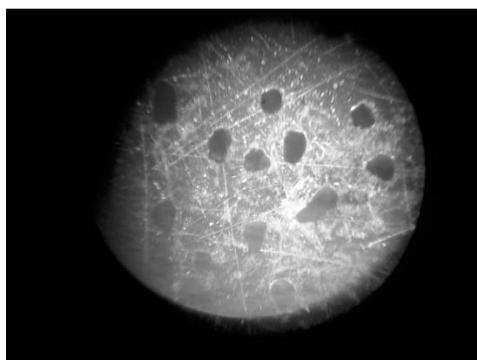
As seis amostras foram distribuídas sobre uma placa de PMMA, cada uma em uma região específica e, com ajuda de um microscópio, cada partícula da amostra foi posicionada, uma separada da outra, de maneira que cada uma fosse identificada. Para facilitar a identificação da região onde estão localizadas foi feito um padrão com o número da amostra. Na Figura 3.16, é apresentada uma imagem da placa de PMMA com o padrão.

Figura 3.16 Placa de PMMA com o padrão para a localização das amostras.



Uma vista ampliada no microscópio marca Novel que apresenta uma das amostras com as partículas separadas umas das outras é apresentada na Figura 3.17. Esta placa de PMMA em que estão distribuídas as amostras que serão utilizadas para simular microcalcificações formará, juntamente com as outras placas, o objeto simulador de mama comprimida utilizado neste estudo.

Figura 3.17 Vista ampliada da distribuição de uma amostra.

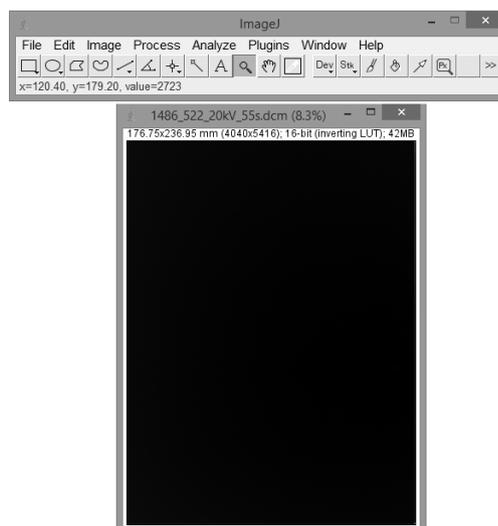


3.2.4. O software ImageJ

O ImageJ é um software de domínio público utilizado para o processamento de imagens e análises em Java, inspirado na NIH Image para Macintosh. Ele permite exibir, editar, analisar, processar, salvar e imprimir imagens de 8, 16 e 32 bits, e ler muitos formatos de imagem, tais como TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS e “raw” (NIH, 2016).

Este software pode calcular a estatística da área e dos valores dos pixels selecionados pelo usuário e suporta funções padrão de processamentos de imagens tais como manipulação do contraste, nitidez, suavização e filtração (NIH, 2016). Uma captura da tela do software é apresentada na Figura 3.18.

Figura 3.18 Captura da tela do software ImageJ.



Para a análise das imagens adquiridas nos testes para este estudo foi utilizado o software ImageJ versão 1.50i.

3.3. Aquisição de imagens

Para começar com a aquisição das imagens com o sistema mamográfico A, foram determinados os parâmetros para as exposições do mamógrafo, como a corrente, a tensão aplicada e o tempo de exposição. Com esta finalidade, foram escolhidas quatro tensões de alimentação de 20, 25, 30 e 35 kV para realizar as exposições sucessivas

diretas da placa CR variando o tempo de exposição num intervalo de 0,5 a 5,5 s em passos de 0,5 s, mantendo constante a corrente aplicada em 70 mA e a distância entre o foco e o detector em 60 cm. Este procedimento foi feito com o aparelho no modo manual para poder manipular os parâmetros de controle e, uma vez feita a exposição da placa CR, realizou-se a leitura no digitalizador, conseguindo obter 11 imagens para cada tensão. Finalmente, foram salvas as imagens brutas (não processadas).

De modo semelhante, esta metodologia foi seguida para adquirir as imagens com o sistema mamográfico B e C, mas somente com a tensão de 30 kV e variando o tempo de exposição num intervalo de 0,5 a 3,5 s em passos de 0,5 s, mantendo constante a corrente aplicada e a distância entre o foco e o detector.

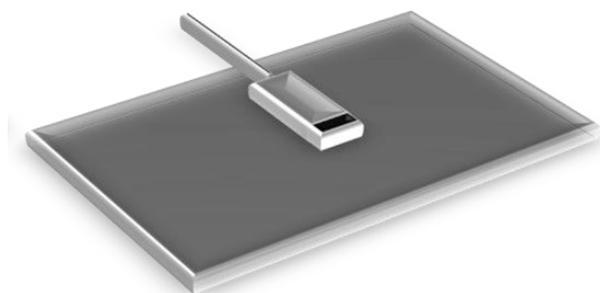
As principais características das imagens coletadas com as placas CR de cada sistema mamográfico, como o tamanho da imagem, tamanho do pixel e resolução, são apresentadas na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 Características das imagens obtidas com as placas CR dos sistemas mamográficos com os parâmetros selecionados

| Placa CR | Tamanho da imagem (mm ²) | Tamanho da imagem (pixel) | Tamanho do pixel (µm ²) | Número de bits | Resolução (pixel·mm ⁻¹) |
|----------|--------------------------------------|---------------------------|-------------------------------------|----------------|-------------------------------------|
| A | 176,75×236,95 | 4040×5416 | 43,75 | 12 | 22,86 |
| B | 177,0×236,5 | 3540×4730 | 50,0 | 12 | 20 |
| C | 177,0×236,5 | 3540×4730 | 50,0 | 12 | 20 |

Posteriormente, utilizando as mesmas técnicas de exposição efetuadas com o primeiro sistema mamográfico, foram medidos os valores do kerma no ar incidente na placa A, produzido por um feixe direto, para cada tensão e tempo de exposição com ajuda do detector de estado sólido Unfors Xi posicionando-o diretamente sobre a bandeja de suporte para o apoio da mama, de maneira que sua parte sensível esteja a 40 mm da borda, onde a mama é posicionada. A medição foi realizada sem o uso da bandeja de compressão, filtração adicional, nem placas de PMMA. Este procedimento foi repetido três vezes para cada medida. A Figura 3.19 ilustra o posicionamento do detector para realizar as medições do kerma no ar.

Figura 3.19 Localização do detector Unfors para a medição do kerma no ar incidente na placa CR.



Finalmente, para a aquisição das imagens com o objeto simulador de mama comprimida utilizando cada um dos sistemas mamográficos, seus correspondentes aparelhos de raios X foram colocados no modo automático, de maneira que o aparelho determina automaticamente o tempo de exposição com a tensão de 28 kV.

Com a espessura do objeto simulador em 50 mm se realizaram exposições sucessivas variando a altura em que se encontram as microcalcificações dentro deste objeto, que foi posicionado sobre a bandeja de suporte para apoio da mama; depois, mudando a espessura do objeto simulador para 40 mm, novamente foram realizadas as exposições variando a altura das microcalcificações. Este procedimento foi repetido para as espessuras do objeto simulador em 30 e 20 mm e com cada sistema mamográfico. Uma ilustração da variação da altura das microcalcificações com o objeto simulador de 50 mm de espessura é mostrada na Figura 3.20.

As alturas em que foram posicionadas as microcalcificações dentro do objeto simulador para cada espessura do objeto simulador de mama comprimida são apresentadas na Tabela 3.3.

As imagens das microcalcificações adquiridas com os três sistemas mamográficos serão avaliadas em todas estas alturas considerando a espessura do objeto simulador de mama comprimida.

Figura 3.20 Posicionamento das microcalcificações em relação à altura do objeto simulador de mama comprimida com espessura de 50 mm. 45 mm (a), 40 mm (b), 30 mm (c), 20 mm (d) e 10 mm (e).

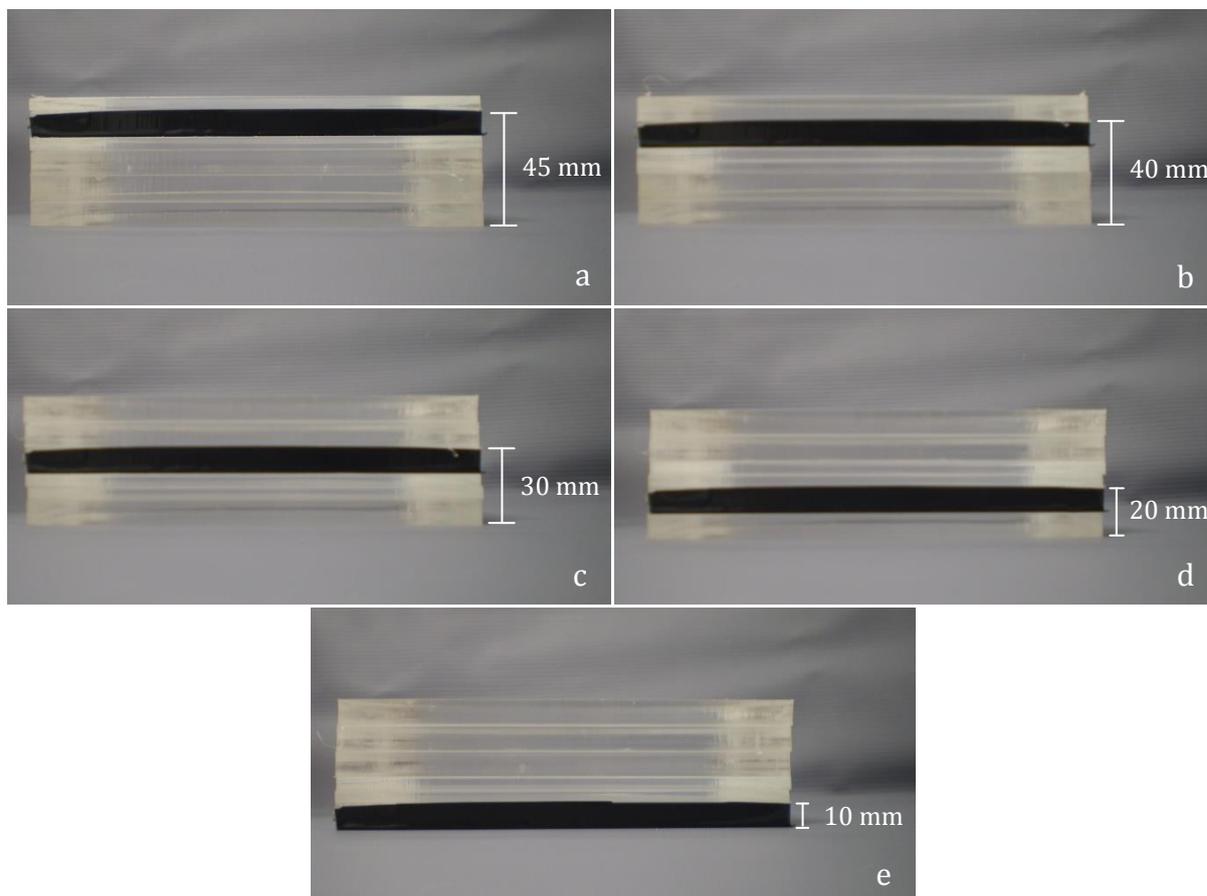


Tabela 3.3 Espessura do objeto simulador de mama comprimida e a variação da altura das microcalcificações.

| Espessura do objeto simulador (mm) | Altura das Microcalcificações (mm) |
|------------------------------------|------------------------------------|
| 50 | 45 |
| | 40 |
| | 30 |
| | 20 |
| | 10 |
| 40 | 35 |
| | 30 |
| | 20 |
| | 10 |
| 30 | 25 |
| | 20 |
| | 10 |
| 20 | 15 |
| | 10 |

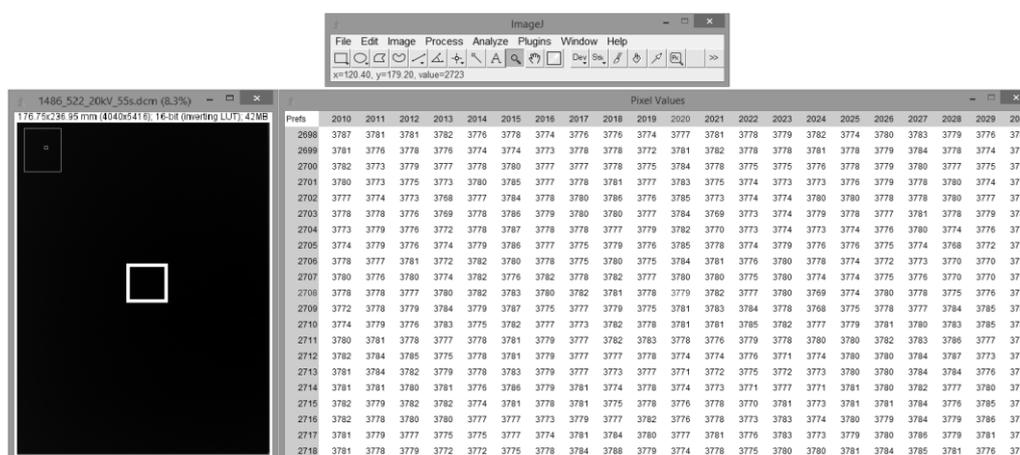
3.4. Análise de imagens

A análise das imagens brutas foi dividida em três partes segundo o objetivo proposto. A primeira análise foi para determinar a região de saturação da placa CR dos três sistemas mamográficos. A segunda análise foi para determinar a variação da intensidade de registro só da placa B e a terceira foi para determinar de maneira qualitativa a resolução da placa CR dos três sistemas mamográficos.

3.4.1. Determinação da região de saturação da placa CR

Na análise das imagens para determinar a região de saturação de cada uma das placas CR, foi escolhida uma região de interesse (ROI) de 21×21 pixels, localizada na parte central de cada imagem para, com as ferramentas do software, extrair os valores da intensidade de registro que representa o grau de escurecimento de cada pixel e determinar o valor médio da intensidade de registro nesta região. Este procedimento foi repetido com todas as imagens brutas adquiridas com cada placa CR e a análise de uma imagem é ilustrada na Figura 3.21.

Figura 3.21 Análise do grau de escurecimento dos pixels da região central da imagem com o software ImageJ.



Com os valores médios da intensidade de cada imagem, se verificou quais destes já teriam atingido a saturação, em cujo caso a média dos valores será 4.095. A partir destes dados, foram feitas as curvas de saturação correlacionando a intensidade de

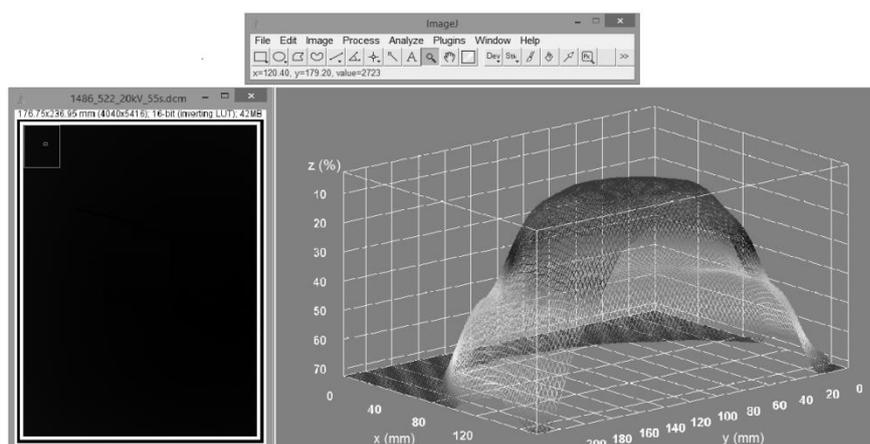
registro média com o tempo de exposição para cada valor de tensão e para cada placa CR, levando em conta só os valores médios de intensidade das imagens com tempos menores que ainda não saturaram até a primeira imagem que apresentou a saturação. Para determinar o tempo de saturação para cada uma destas curvas, foi feito um ajuste exponencial e, mediante a equação que define a curva, foram calculados os tempos para os quais a placa CR começa a apresentar a saturação.

Em seguida, foi calculada a média dos valores do kerma no ar incidente na placa CR do sistema mamográfico A para realizar a correlação destes valores médios com os valores médios da intensidade de registro na região central da imagem. Para definir estas curvas de correlação, foi feito um ajuste logarítmico que foi utilizado para estimar os valores do kerma no ar na região da imagem onde a intensidade registrada foi mínima.

3.4.2. Determinação da variação de intensidade na placa CR

A análise das imagens para determinar a variação de intensidade de registro, em tons de cinza, foi feita com todas as imagens adquiridas com o sistema mamográfico A. Nestas imagens foi, selecionada a área total da imagem para realizar um mapeamento da variação na intensidade da imagem e obter o valor máximo e mínimo de intensidade. Na Figura 3.22 é ilustrado o gráfico obtido da variação de intensidade na escala de cinzas na área exposta da placa CR.

Figura 3.22 Análise da imagem para obter a variação de intensidade na área exposta da placa CR.



Para determinar a região específica onde se localizam o valor máximo e mínimo foram selecionadas ROIs nas regiões onde, segundo o mapeamento, estes se encontravam.

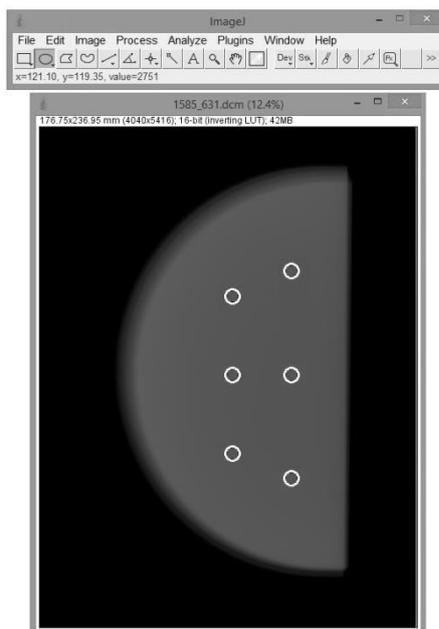
Posteriormente, foram selecionadas as imagens com o tempo de exposição 1,0; 1,5 e 2,0 s de cada uma das tensões com a finalidade de comparar o valor da diferença entre o percentual que corresponde à intensidade máxima e mínima registrada na placa CR quando são aplicados diferentes valores de tensões ao tubo de raios X.

Adicionalmente, com a equação que define a curva de ajuste logarítmico realizado nas correlações do kerma no ar com os valores médios da intensidade registrada, foi feita a estimativa do kerma no ar mínimo partindo do valor mínimo da intensidade encontrado na imagem.

3.4.3. Avaliação qualitativa da resolução da placa CR

Para avaliar a resolução das três placas CR, nas imagens obtidas com o objeto simulador de mama comprimida, com o software ImageJ, foram localizadas as regiões onde se encontravam as microcalcificações para observar quais destas eram visíveis na imagem. Este procedimento é ilustrado na Figura 3.23.

Figura 3.23 Identificação das regiões onde se encontram as microcalcificações.



As imagens adquiridas com as três placas CR foram comparadas para avaliar qual delas apresentava maior resolução na imagem.

Capítulo 4

Resultados e Discussões

Neste capítulo, são apresentados os resultados dos testes realizados com os três sistemas mamográficos para determinar a resposta das placas CR aplicando diferentes valores de tensão de alimentação ao tubo de raios X.

Primeiramente, são mostrados os resultados da análise das imagens na região central para determinar o tempo de saturação das placas CR mediante curvas de ajuste, avaliando a intensidade de registro, em escala de cinzas, em relação ao tempo de exposição para cada imagem. Estes resultados correspondem às tensões de 20, 25, 30 e 35 kV para a placa A e de 30 kV para as placas B e C. De modo semelhante, apresentam-se os resultados da correlação da intensidade de registro com o kerma no ar incidente na placa CR para obtenção das curvas de ajuste correspondentes.

Em seguida, são apresentados os resultados da análise na área total da imagem visando observar a variação percentual da intensidade de registro da placa A e os valores máximo e mínimo de intensidade, que depois são utilizados para estimar o kerma no ar mínimo incidente na placa CR.

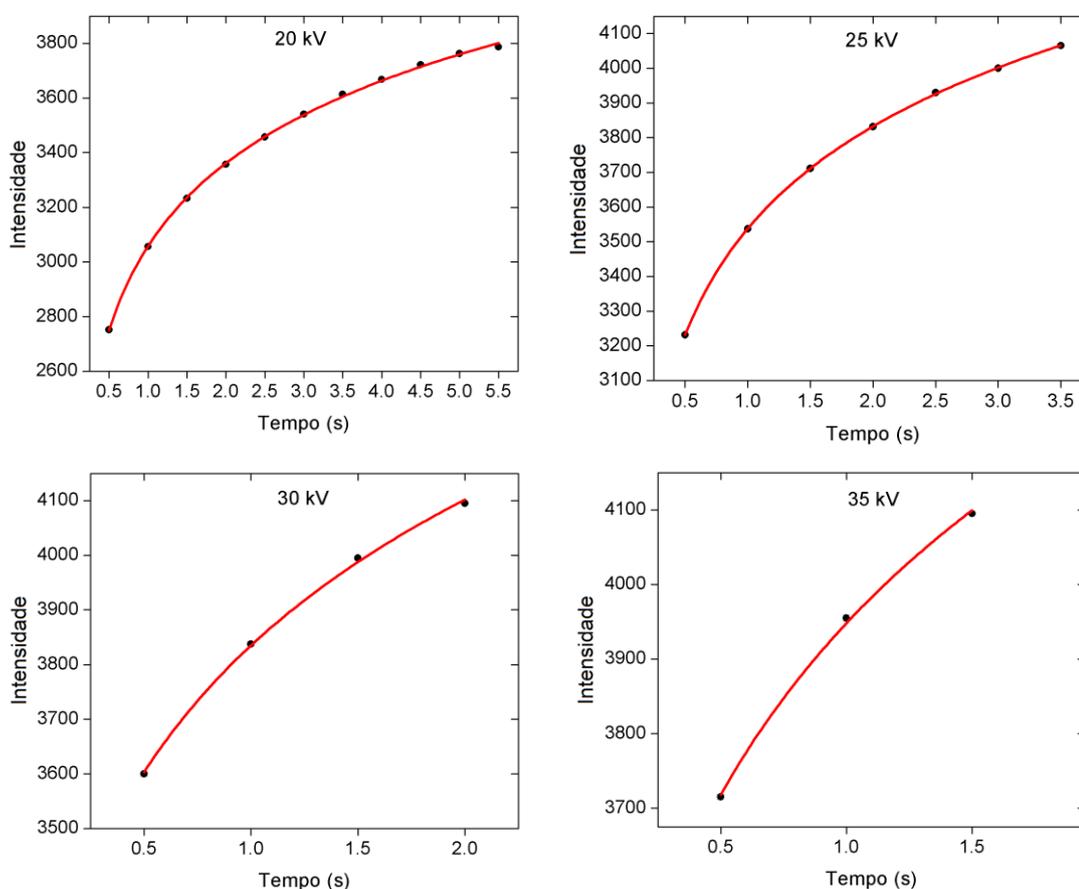
Para finalizar, neste capítulo são apresentados os resultados dos testes feitos utilizando a tensão de 28 kV, usando um objeto simulador feito de placas de PMMA, correspondendo a uma mama comprimida de espessura variável e grupos de microcalcificações de diferentes tamanhos posicionadas de forma dispersa e em alturas distintas dentro do volume do objeto simulador.

4.1. Determinação da região de saturação da placa CR

Após a avaliação na região central de cada imagem, realizou-se a correlação da intensidade de registro que representa o grau do escurecimento na escala de cinzas com relação ao tempo de exposição para verificar o tempo no qual a placa CR começa a saturar na região central.

O cálculo para estimar o tempo de saturação da placa CR na região central quando irradiada diretamente, foi realizado utilizando as equações matemáticas das curvas obtidas a partir dos pontos registrados experimentalmente. Na Figura 4.1 são apresentados os gráficos que correlacionam a intensidade, em escala de cinzas, e o tempo de exposição obtido para as quatro valores de tensão de alimentação do tubo de raios X para a placa A.

Figura 4.1 Curvas com ajuste logarítmico do comportamento da intensidade versus tempo de exposição para a placa A.



As curvas obtidas correlacionam a intensidade de registro na placa (I) com o tempo de exposição (t), definidas através da equação 4.1 cujos valores das constantes estão apresentados na Tabela 4.2.

$$I = a - b \cdot \ln(t + c) \quad (4.2)$$

Tabela 4.1 Valores dos coeficientes das curvas de intensidade versus tempo de exposição para a placa A.

| Tensão (kV) | Coef. de Correlação | <i>a</i> | <i>b</i> | <i>c</i> |
|-------------|---------------------|----------|----------|----------|
| 20 | 0,9994 | 3066,39 | -431,87 | -0,02 |
| 25 | 0,9999 | 3560,13 | -408,80 | -0,05 |
| 30 | 0,9999 | 3733,70 | -453,98 | 0,25 |
| 35 | 0,9999 | 3847,52 | -449,88 | 0,25 |

Os tempos de saturação obtidos para a irradiação direta da placa CR na região central utilizando a equação 4.2, estão apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 Tempos de saturação da placa A para cada tensão aplicada ao tubo de raios X

| Tensão aplicada (kV) | Tempo de saturação (s) |
|----------------------|------------------------|
| 20 | 10,84±0,03 |
| 25 | 3,75±0,03 |
| 30 | 1,98±0,01 |
| 35 | 1,48±0,05 |

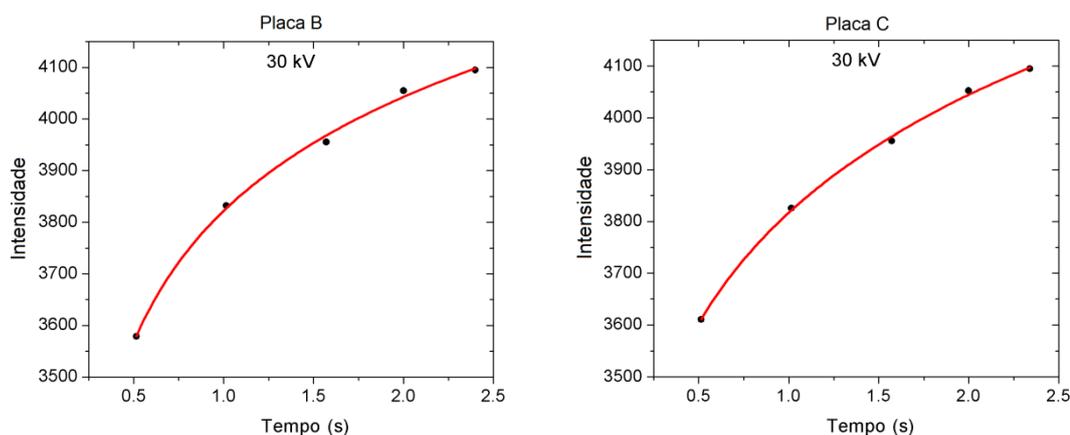
O comportamento logarítmico da intensidade de registro apresenta uma região de saturação que ocorre em tempos de exposição menores para maiores valores de tensão de alimentação do tubo.

Para as tensões de 25, 30 e 35 kV o valor máximo de intensidade registrado foi de 4.095, o maior valor da escala. No entanto, para a tensão de 20 kV o valor máximo registrado foi de 3.798, pois o tempo de exposição utilizado foi o máximo disponível no aparelho e, mesmo assim, para esta tensão, não houve saturação do registro de intensidade pela placa CR, na sua região central, em irradiação direta. Por esta razão foi realizada a extrapolação do valor de saturação utilizando a equação 4.2 para encontrar o tempo de saturação de 10,84 s, como é apresentado na Tabela 4.2.

Da mesma maneira, o cálculo para estimar o tempo de saturação das placas B e C, foi realizado utilizando a equação matemática da curva obtida a partir dos pontos registrados experimentalmente aplicando só a tensão de 30 kV. A Figura 4.2 apresenta

os gráficos que correlacionam a intensidade, em escala de cinzas, e o tempo de exposição para estas placas CR.

Figura 4.2 Curvas com ajuste logarítmico do comportamento da intensidade versus tempo de exposição correspondente as placas B e C.



As curvas obtidas que correlacionam a intensidade de registro para estas placas CR com o tempo de exposição estão definidas através da equação 4.1 cujos valores das constantes são apresentados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 Valores dos coeficientes das curvas de intensidade versus tempo de exposição.

| Placa CR | Tensão (kV) | Coef. de correlação | a | b | c |
|----------|-------------|---------------------|---------|---------|-------|
| B | 30 | 0,9948 | 3871,13 | -281,50 | -0,16 |
| C | 30 | 0,9973 | 3786,19 | -349,89 | 0,09 |

Os tempos de saturação obtidos para a irradiação direta destas placas CR avaliados na região central estão apresentados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 Tempos de saturação correspondentes à tensão aplicada ao tubo de raios X de 30 kV.

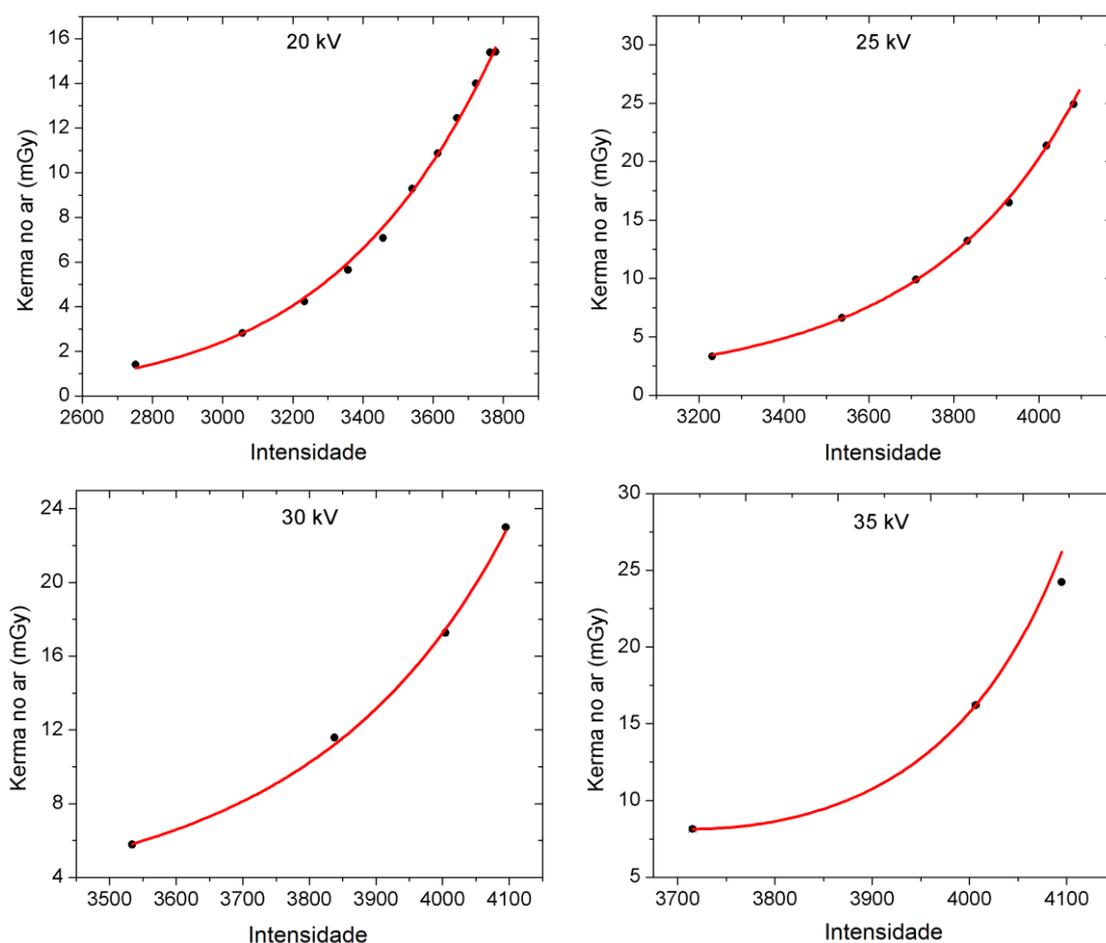
| Placa CR | Tensão aplicada (kV) | Tempo de saturação (s) |
|----------|----------------------|------------------------|
| B | 30 | 2,36±0,02 |
| C | 30 | 2,31±0,02 |

O ajuste logarítmico realizado para determinar o tempo em que a placa CR começa a saturar apresenta uma boa correlação com os valores da intensidade de registro obtidos com as três placas CR, sendo os valores da intensidade adquiridos com a placa A os que melhor se ajustam à curva e, como consequência os valores dos seus coeficientes de correlação para todas as tensões utilizadas e se encontram mais próximos a 1 comparados com os coeficientes obtidos para as placas CR dos sistemas B e C.

Comparando o tempo de saturação para a tensão de 30 kV da placa A com o tempo de saturação correspondente às placas B e C, pode ser verificado que para esta tensão, estas duas últimas placas demoram mais tempo para atingir a saturação.

4.2. Correlação da intensidade de registro com o kerma no ar

Figura 4.3 Curvas de ajuste exponencial do kerma no ar com relação à intensidade de registro da placa A.



Posteriormente, com os valores médios da intensidade, na escala de cinza, da região central da imagem e com os valores do kerma no ar medidos para os mesmos tempos de exposição, realizou-se a correlação do kerma no ar com relação à intensidade registrada na placa A para cada tempo e tensão aplicada.

Observa-se que esta função descreve um comportamento exponencial, no qual, o valor do kerma no ar é acrescentado mais rapidamente quanto mais perto se encontra do valor de saturação da intensidade de registro e quanto maior for o valor de tensão aplicado. A relação dos valores medidos do kerma no ar para cada tensão aplicada nas exposições feitas com a placa A é mostrado na Figura 4.3.

As curvas obtidas correlacionam o kerma no ar incidente na placa CR (k) com a intensidade de registro (I), definidas através da equação 4.3 onde os valores das constantes estão apresentados na Tabela 4.5.

$$k = e^{a+b \cdot I+c \cdot I^2} \quad (4.3)$$

Tabela 4.5 Valores dos coeficientes para o ajuste logarítmico correspondente a cada tensão utilizando a placa A.

| Tensão (kV) | Coef. de Correlação | a | b | c |
|-------------|---------------------|--------|-----------------------|-----------------------|
| 20 | 0,9986 | -9,51 | $4,33 \cdot 10^{-3}$ | $-2,87 \cdot 10^{-7}$ |
| 25 | 0,9961 | -1,02 | $-5,97 \cdot 10^{-4}$ | $4,01 \cdot 10^{-7}$ |
| 30 | 0,9975 | 8,43 | $-5,62 \cdot 10^{-3}$ | $1,06 \cdot 10^{-6}$ |
| 35 | 0,8637 | 112,98 | $-5,97 \cdot 10^{-2}$ | $8,04 \cdot 10^{-6}$ |

Segundo os coeficientes de correlação estimados para cada tensão, os valores do kerma no ar têm um bom ajuste à curva exponencial, exceto para a tensão de 35 kV devido ao fato de que o ajuste foi feito com apenas três pontos experimentais, devido à saturação ocorrida em menor tempo.

4.3. Determinação da variação percentual da intensidade de registro na placa CR

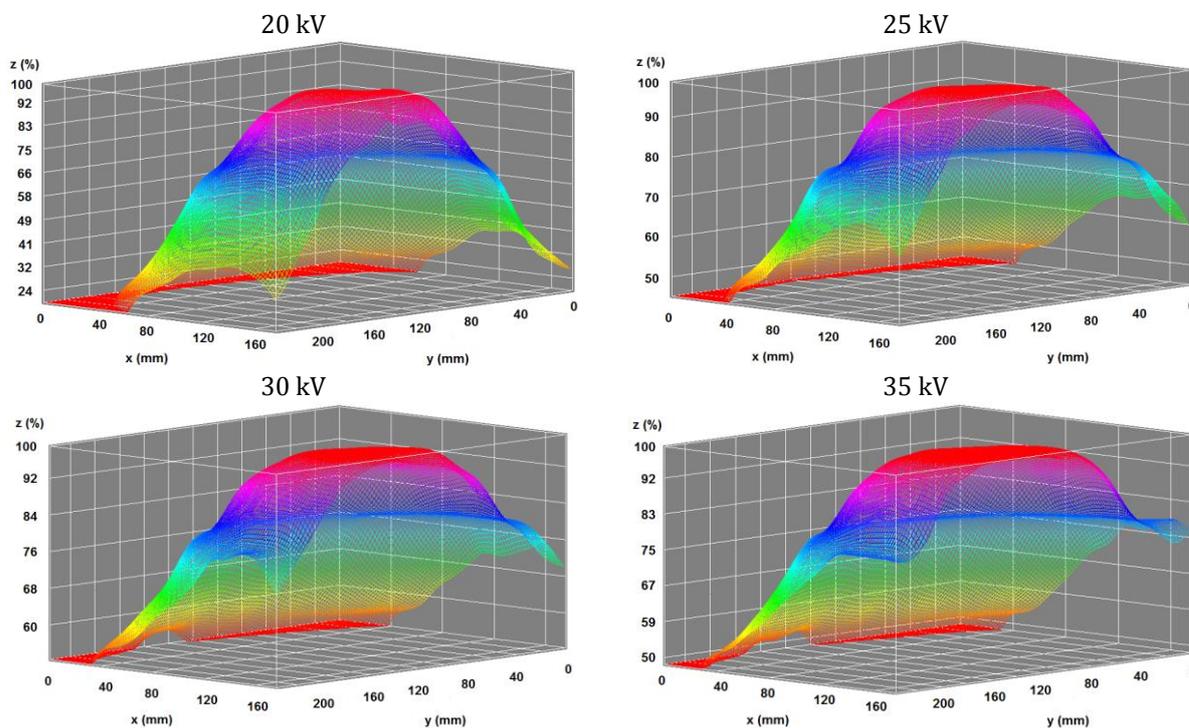
Após a análise de toda a área da imagem, foram obtidos os gráficos que representam a variação da intensidade de registro em cada ponto da imagem evidenciando a região onde se encontra o valor máximo e o mínimo da intensidade registrada pela placa A. Como os valores máximos e mínimos da intensidade registrada na imagem variam segundo o tempo de exposição e a tensão aplicada, estes resultados foram agrupados segundo os tempos de exposição de 1,0; 1,5 e 2,0 s para avaliar a variação da intensidade em relação à tensão aplicada ao tubo de raios X para a exposição da placa A.

Na Figura 4.4, são apresentados os gráficos que representam a variação percentual da intensidade registrada pela placa CR utilizando as tensões de 20, 25, 30 e 35 kV com o tempo de exposição de 1,0 s. O eixo *x* e o eixo *y* representam a área útil da placa, sendo o eixo *x* o lado menor e o eixo *y* o lado maior da placa que fica mais perto do anodo; o eixo *z* representa a variação percentual da intensidade. A vista anterior do eixo *y*, onde aparecem os valores, é o lado da placa que fica mais próximo do tronco do paciente durante a exposição.

Embora nenhuma destas imagens esteja saturada ao valor máximo de intensidade na escala de cinzas, pode-se observar que existe uma região onde a intensidade registrada foi máxima para este tempo de exposição. A região de intensidade máxima aumenta com o aumento do valor da tensão de alimentação do tubo de raios X.

O comportamento da intensidade registrada pela placa evidencia que o feixe de raios X não atinge toda a área da placa CR com a mesma intensidade. Na região central da placa, mais próxima da lateral que fica justaposta à parede torácica do paciente, registros de valores máximos de intensidade. No entanto, na região lateral da placa, que fica mais distante do corpo do paciente, são registrados os valores mínimos de intensidade, evidenciando o efeito anódico.

Figura 4.4 Variação percentual da intensidade de registro da placa A com a tensão, para o tempo de exposição de 1,0 s.



Nos gráficos, o percentual de 100% corresponde ao valor máximo de intensidade registrado nessa imagem e o percentual mínimo corresponde ao valor mínimo da intensidade registrada nessa imagem, considerado o 0% como o valor de intensidade zero na escala de cinza que se registra quando a placa CR não foi exposta. Observa-se que com o tempo de exposição de 1,0 s a placa A não satura para nenhuma das quatro tensões.

Na Tabela 4.6 são apresentados os valores do percentual mínimo que representam o valor mínimo de intensidade e a variação percentual que representa a diferença entre o percentual máximo (100%) e o percentual mínimo para cada gráfico apresentado da Figura 4.4.

Tabela 4.6 Variação percentual da intensidade para as imagens obtidas com a placa A com um tempo de exposição de 1,0 s.

| Tensão aplicada (kV) | Percentual mínimo (%) | Variação percentual (%) |
|----------------------|-----------------------|-------------------------|
| 20 | 21,0 | 79,0 |
| 25 | 47,2 | 52,8 |
| 30 | 50,5 | 49,5 |
| 35 | 49,7 | 50,3 |

Observa-se que os valores da variação percentual vão diminuindo à medida que a tensão de alimentação do tubo aumenta e diminui a absorção diferencial, e por tanto, existe uma perda do contraste, isto significa que o intervalo entre os valores mínimo e máximo da intensidade vai decrescendo, ocasionando que os valores mínimos estejam cada vez mais próximos dos valores máximos.

Conhecendo o valor mínimo da intensidade de registro na escala de cinza e o comportamento do kerma no ar com relação à intensidade, pode-se estimar o kerma no ar mínimo correspondente à intensidade mínima registrada na imagem, mediante a equação 4.3 e utilizando os coeficientes de ajuste correspondentes a cada tensão aplicada.

Na Tabela 4.7 estão apresentados os valores do kerma no ar incidente na placa CR obtidos com o medidor Unfors Xi e o valor do kerma no ar máximo e mínimo estimado com o valor de intensidade máxima e mínima, respectivamente, para cada tensão aplicada ao tubo de raios X.

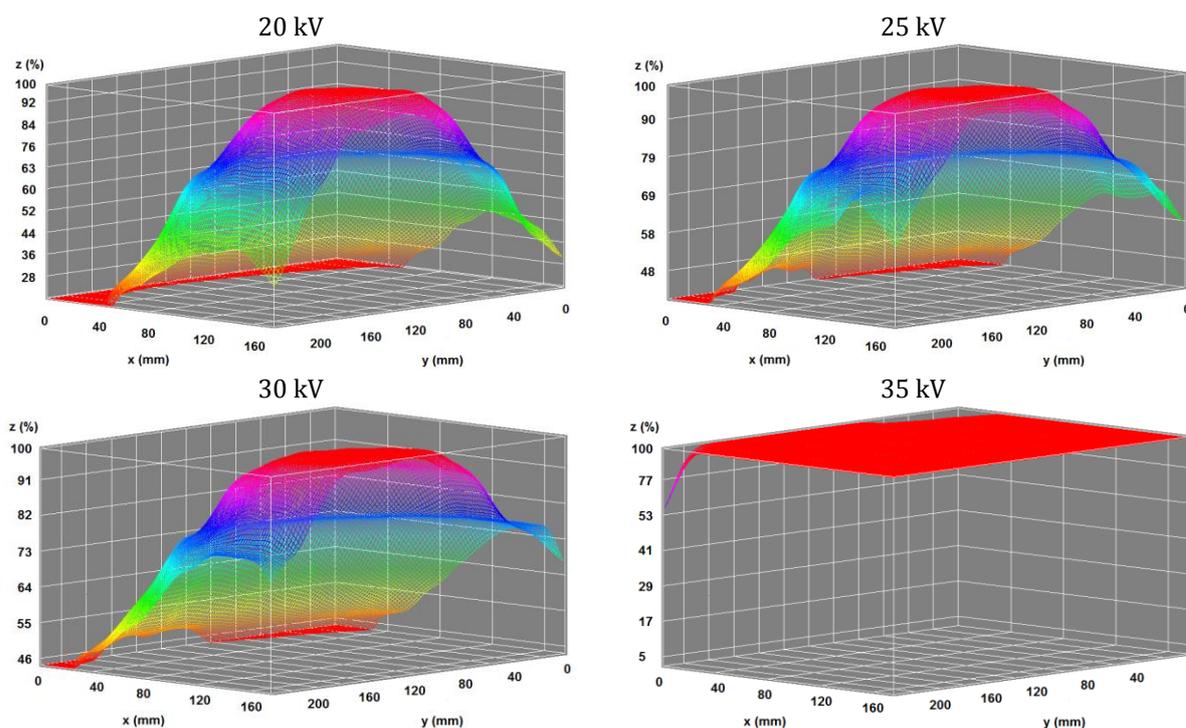
Tabela 4.7 Valores de kerma no ar medido e estimativa do kerma no ar máximo e mínimo para o tempo de exposição de 1,0 s.

| Tensão aplicada (kV) | Kerma no ar medido (mGy) | Kerma no ar máximo (mGy) | Kerma no ar mínimo (mGy) |
|----------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 20 | 2,819±0,002 | 3,103±0,002 | 0,0010±0,002 |
| 25 | 6,624±0,008 | 7,214±0,005 | 0,401±0,005 |
| 30 | 11,576±0,006 | 12,559±0,006 | 3,039±0,009 |
| 35 | 16,210±0,001 | 20,670±0,009 | 4,503±0,008 |

Os valores máximos do kerma no ar estimados se encontram próximos aos valores medidos com o detector, estes valores vão aumentando à medida que a tensão aplicada aumenta e os valores mínimos são consideravelmente menores comparados com os valores máximos.

Prosseguindo da mesma maneira, apresentam-se os resultados obtidos para o tempo de exposição de 1,5 s. Na Figura 4.5, são apresentados os gráficos que representam a variação percentual da intensidade registrada na placa CR utilizando as tensões de 20, 25, 30 e 35 kV com o tempo de exposição de 1,5 s.

Figura 4.5 Variação percentual da intensidade de registro da placa A com a tensão, para o tempo de exposição de 1,5 s.



Nos gráficos da Figura 4.5, é possível observar que a placa fica com o registro praticamente saturado para a tensão de 35 kV com este tempo de exposição. Neste caso, o valor máximo de intensidade na imagem será o valor máximo na escala de cinzas, 4.095 e somente as regiões onde se encontram os valores mínimos de intensidade não apresentam esta saturação, no lado que fica mais distante do paciente.

Tabela 4.8 Variação percentual da intensidade para as imagens obtidas com a placa A com um tempo de exposição de 1,5 s.

| Tensão aplicada (kV) | Percentual mínimo (%) | Variação percentual (%) |
|----------------------|-----------------------|-------------------------|
| 20 | 25,8 | 74,2 |
| 25 | 44,9 | 55,1 |
| 30 | 45,7 | 54,3 |
| 35 | 54,6 | 45,4 |

Na Tabela 4.8 são apresentados os valores percentuais mínimos que representam o valor mínimo de intensidade e a variação percentual que representa a diferença entre o percentual máximo (100%) e o percentual mínimo para cada gráfico apresentado na Figura 4.5.

Observa-se que a variação percentual diminui muito rapidamente para as duas primeiras tensões, 20 e 25 kV, depois varia mais lentamente até os 30 kV e finalmente para tensão de 35 kV se encontra o menor valor da variação percentual, nesta última tensão a imagem já se encontra saturada.

Na Tabela 4.9 são apresentados os valores do kerma no ar incidente na placa CR medido com o medidor Unfors Xi e os valores do kerma no ar máximo e mínimo estimados com o valor de intensidade máxima e mínima, respectivamente, para cada tensão aplicada ao tubo de raios X.

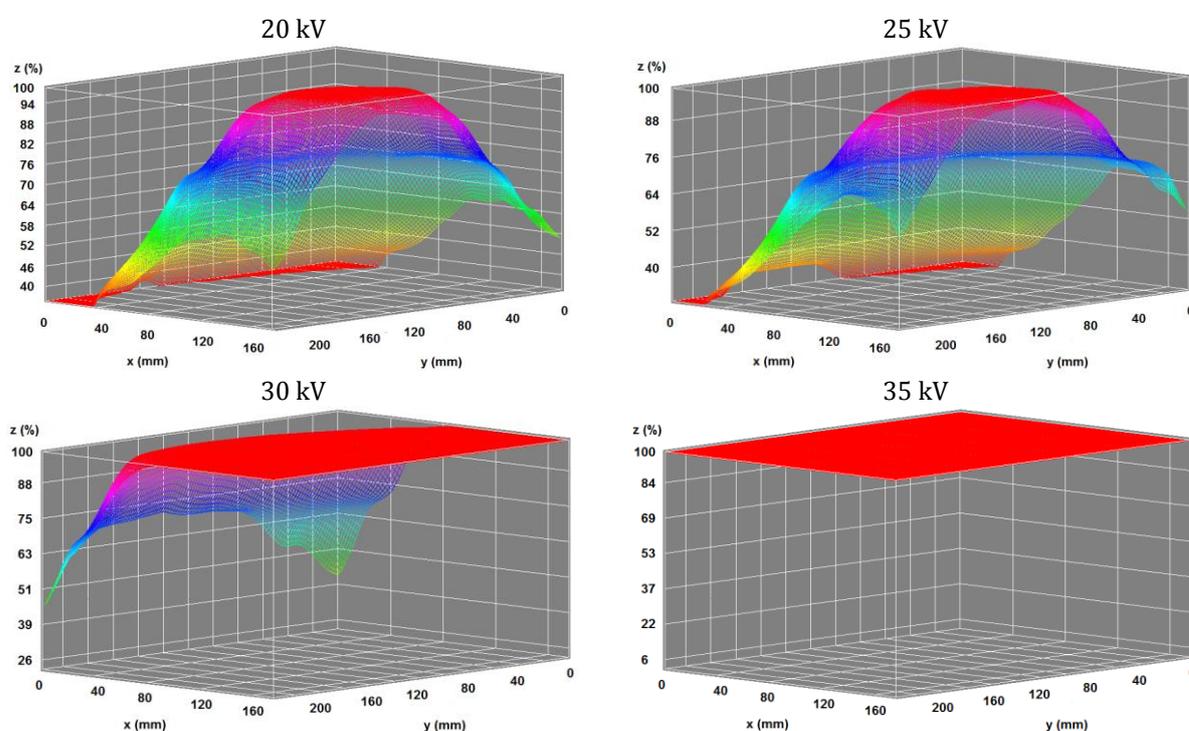
Tabela 4.9 Valores de kerma no ar medido e estimativa do kerma no ar máximo e mínimo para o tempo de exposição de 1,5 s.

| Tensão aplicada (kV) | Kerma no ar medido (mGy) | Kerma no ar máximo (mGy) | Kerma no ar mínimo (mGy) |
|----------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 20 | 4,232±0,002 | 4,824±0,007 | 0,0020±0,0006 |
| 25 | 9,897±0,008 | 10,821±0,009 | 0,410±0,006 |
| 30 | 17,274±0,006 | 19,840±0,003 | 5,869±0,007 |
| 35 | 24,226±0,001 | 26,655±0,004 | 8,385±0,003 |

Estes valores do kerma no ar são maiores que os apresentados para o tempo de exposição de 1,0 s e para a tensão de 35 kV, quando a placa está quase saturada, é estimado o maior valor do kerma no ar.

Continuando com a análise da variação da intensidade na placa CR para o tempo de exposição de 2,0 s, na Figura 4.6, são apresentados os gráficos que representam a variação percentual da intensidade registrada placa CR utilizando as tensões de 20, 25, 30 e 35 kV com o tempo de exposição de 2,0 s.

Figura 4.6 Variação percentual da intensidade de registro da placa A com a tensão, para o tempo de exposição de 2,0 s.



Pode-se observar, através dos gráficos da Figura 4.6, que a placa A começa a saturar para a tensão de 30 kV, e já está totalmente saturada para a tensão de 35 kV com este tempo de exposição, sendo o valor da intensidade máxima para estas imagens de 4.095.

Na Tabela 4.10, são apresentados os valores de percentual mínimo que representam o valor mínimo de intensidade e a variação percentual que representa a

diferença entre o percentual máximo (100%) e o percentual mínimo para cada gráfico apresentado na Figura 4.6.

Tabela 4.10 Variação percentual da intensidade para as imagens obtidas com a placa A com um tempo de exposição de 2,0 s.

| Tensão aplicada (kV) | Percentual mínimo (%) | Variação percentual (%) |
|-----------------------------|------------------------------|--------------------------------|
| 20 | 34,4 | 65,6 |
| 25 | 37,3 | 62,7 |
| 30 | 45,6 | 54,4 |
| 35 | 100,0 | 0,0 |

No caso da variação percentual para a tensão de 35 kV, se tem um valor do 0% devido ao fato de que toda a placa CR se encontra saturada, e por esta razão o valor da intensidade máxima e mínima registrada tem o mesmo valor de 4.095.

Na Tabela 4.11 são apresentados os valores do kerma no ar incidente na placa CR medidos com o medidor Unfors Xi e os valores do kerma no ar máximo e mínimo estimados com os valores de intensidade máxima e mínima, respectivamente, para cada tensão aplicada ao tubo de raios X.

Tabela 4.11 Valores de kerma no ar medido e estimativa do kerma no ar máximo e mínimo para o tempo de exposição de 2,0 s.

| Tensão aplicada (kV) | Kerma no ar medido (mGy) | Kerma no ar máximo (mGy) | Kerma no ar mínimo (mGy) |
|-----------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| 20 | 5,646±0,002 | 5,545±0,001 | 0,009±0,006 |
| 25 | 13,210±0,008 | 14,540±0,003 | 0,351±0,004 |
| 30 | 22,992±0,006 | 22,822±0,007 | 5,043±0,002 |
| 35 | 32,154±0,001 | 26,655±0,004 | 8,698±0,001 |

O valor máximo do kerma no ar para a tensão de 30 kV se encontra muito próximo ao valor do kerma no ar para 35 kV, no qual a placa CR se encontra totalmente saturada. O kerma no ar mínimo para esta última tensão estimada com o ajuste exponencial não coincide com a variação percentual. Isto significa, que os valores máximo e mínimo deveriam ser os mesmos devido à saturação total da placa CR.

O valor do kerma no ar em que a placa CR satura é de 26,65 mGy. A partir deste valor a placa CR perde toda sensibilidade, de tal forma que, se fossem aplicados parâmetros mais altos de tensão e de tempo de exposição, só se conseguiria aumentar, desnecessariamente, a dose no paciente se o sinal de saída no paciente e entrada na placa fosse igual ou maior que este valor.

4.4. Avaliação da resolução da placa CR

As amostras das microcalcificações identificadas como N° 3, 4 e 6 foram enviadas ao laboratório do Departamento de Engenharia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, para avaliação dos tamanhos, tendo sido separadas com peneiras granulométricas. A amostra N° 3 tem um conjunto de grãos de tamanhos entre 106 e 150 μm , de acordo com a abertura das peneiras. Estes grãos, segundo avaliação granulométrica do laboratório, têm a sua maioria com tamanhos entre 85,68 e 160,78 μm . Para a amostra N° 4, cujos tamanhos esperados seriam entre 75 e 106 μm quando separadas pelas peneiras, segundo os resultados obtidos no ensaio granulométrico, têm tamanhos entre 68 e 123 μm . Para a amostra N° 6, se esperava que os tamanhos fossem menores que 45 μm , mas os resultados dos ensaios granulométricos determinaram o tamanho das microcalcificações entre 32 e 55 μm . O formulário desta avaliação pode ser verificado no Anexo 1.

A resolução da placa CR será avaliada utilizando um simulador de mama comprimida cuja espessura varia de 50, 40, 30 e 20 mm, contendo conjuntos de microcalcificações de diferentes tamanhos.

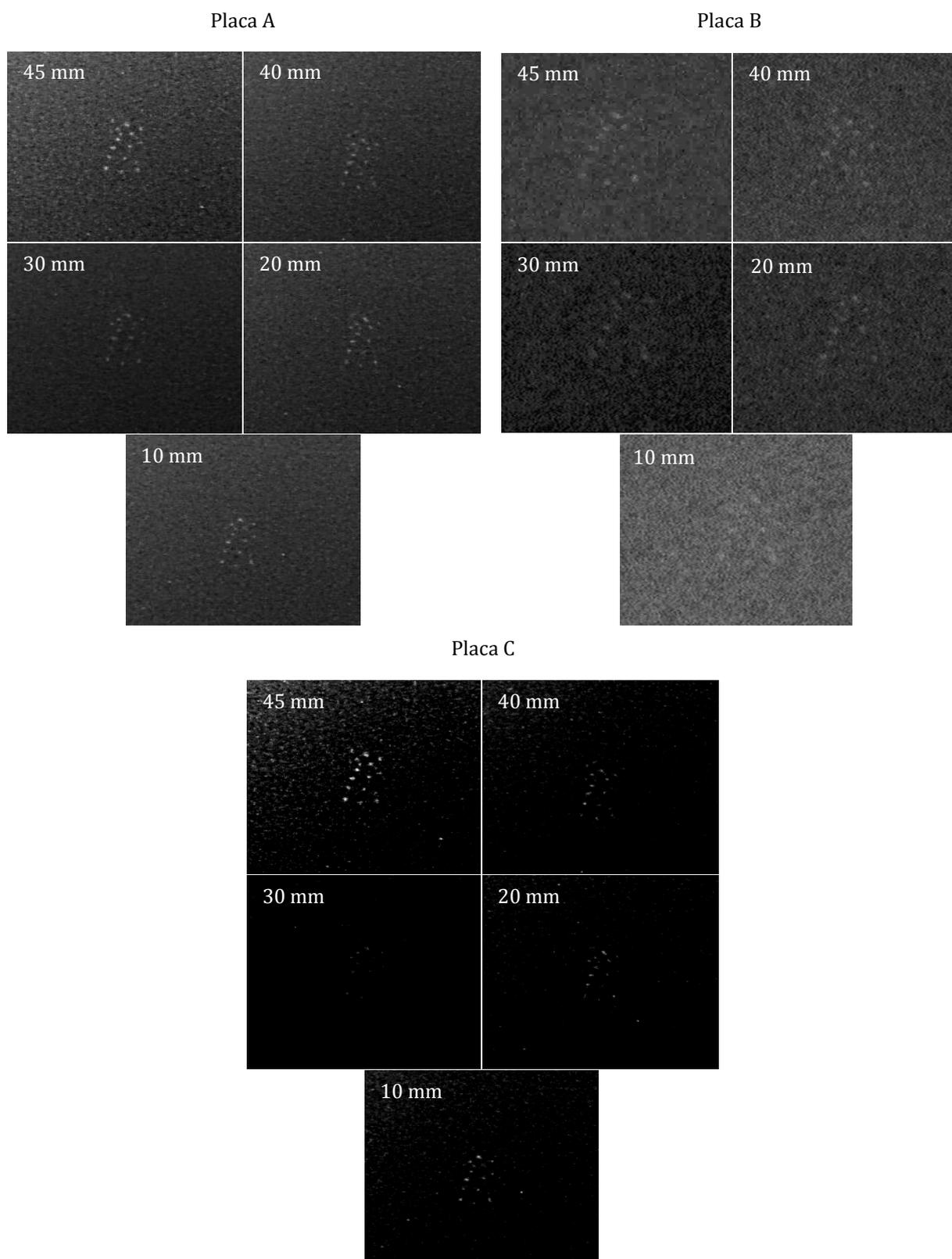
4.4.1. Espessura de 50 mm

Os testes foram realizados com o objeto simulador de mama comprimida de 50 mm de espessura, contruído com as seis placas de PMMA. Uma das placas continha os conjuntos de microcalcificações. Foram obtidas exposições sucessivas com deslocamento da placa de PMMA contendo as microcalcificações ao longo do eixo vertical do volume do objeto simulador. Estes testes foram realizados aplicando a tensão e o tempo de exposição determinados pelo mamógrafo no modo automático para as três placas CR.

Na Figura 4.7 são apresentadas as imagens amplificadas da região onde se encontram as microcalcificações de maior tamanho (maiores que 300 μm) a diferentes alturas dentro do objeto simulador com espessura de 50 mm para as placas A, B e C.

Comparando as imagens obtidas com as três placas é possível observar com maior facilidade as microcalcificações da amostra N° 1 que se encontram a alturas de 45 e 10 mm, do que nas imagens das mesmas microcalcificações quando se encontram nas alturas de 40, 30 e 20 mm. Na imagem, quando observadas no monitor, também podem ser identificadas tenuamente as microcalcificações da amostra N° 2 cujos tamanhos estão entre 177 e 300 μm .

Figura 4.7 Sequência das imagens amplificadas na região onde se localizam as microcalcificações de $300\ \mu\text{m}$ a diferentes alturas dentro do objeto simulador de 50 mm de espessura.



4.4.2. Espessura de 40 mm

Com o objeto simulador de mama comprimida de espessura 40 mm, diminuindo assim, a distância objeto - detector, e foi realizada outra sequência de exposições variando a altura de posicionamento das microcalcificações no interior do objeto simulador, em 35, 30, 20 e 10 mm. As imagens obtidas com cada placa são apresentadas na Figura 4.8.

Nestas imagens também podem ser visualizadas claramente as imagens das microcalcificações da primeira amostra. A segunda amostra, novamente, é muito fracamente observada. Comparando as imagens obtidas com as três placas, as placas A e C são as que apresentam as melhores imagens das microcalcificações de 300 μm . No entanto, com a placa B, as microcalcificações posicionadas nas alturas de 30 e 20 mm são pouco distinguíveis.

4.4.3. Espessura de 30 mm

Utilizando o objeto simulador com 30 mm de espessura, foi adquirida uma sequência de imagens com a mesma técnica anteriormente descrita para cada placa CR. Na Figura 4.9, são apresentadas as sequências das imagens que foram obtidas das microcalcificações para as alturas de 25, 20 e 10 mm dentro do objeto simulador de mama comprimida para as três placas CR.

Com o objeto simulador com espessura de 30 mm diminuiu mais a distância objeto - detector por tanto a magnificação do objeto na imagem e diminuiu o borramento, obtendo uma projeção mais nítida das microcalcificações.

Nestas imagens, apesar de a espessura de objeto simulador é menor só podem ser visibilizadas as microcalcificações de maior tamanho (maiores que 300 μm). Também, é possível observar melhor as microcalcificações utilizando as placas A e C. As imagens da placa B, em especial quando as microcalcificações se encontram na altura de 20 mm, são muito difíceis de serem observadas, sendo mais difícil ainda no tamanho real da imagem, sem amplificação.

Figura 4.8 Sequência das imagens amplificadas na região onde se localizam as microcalcificações de 300 μm a diferentes alturas dentro do objeto simulador de 40 mm de espessura.

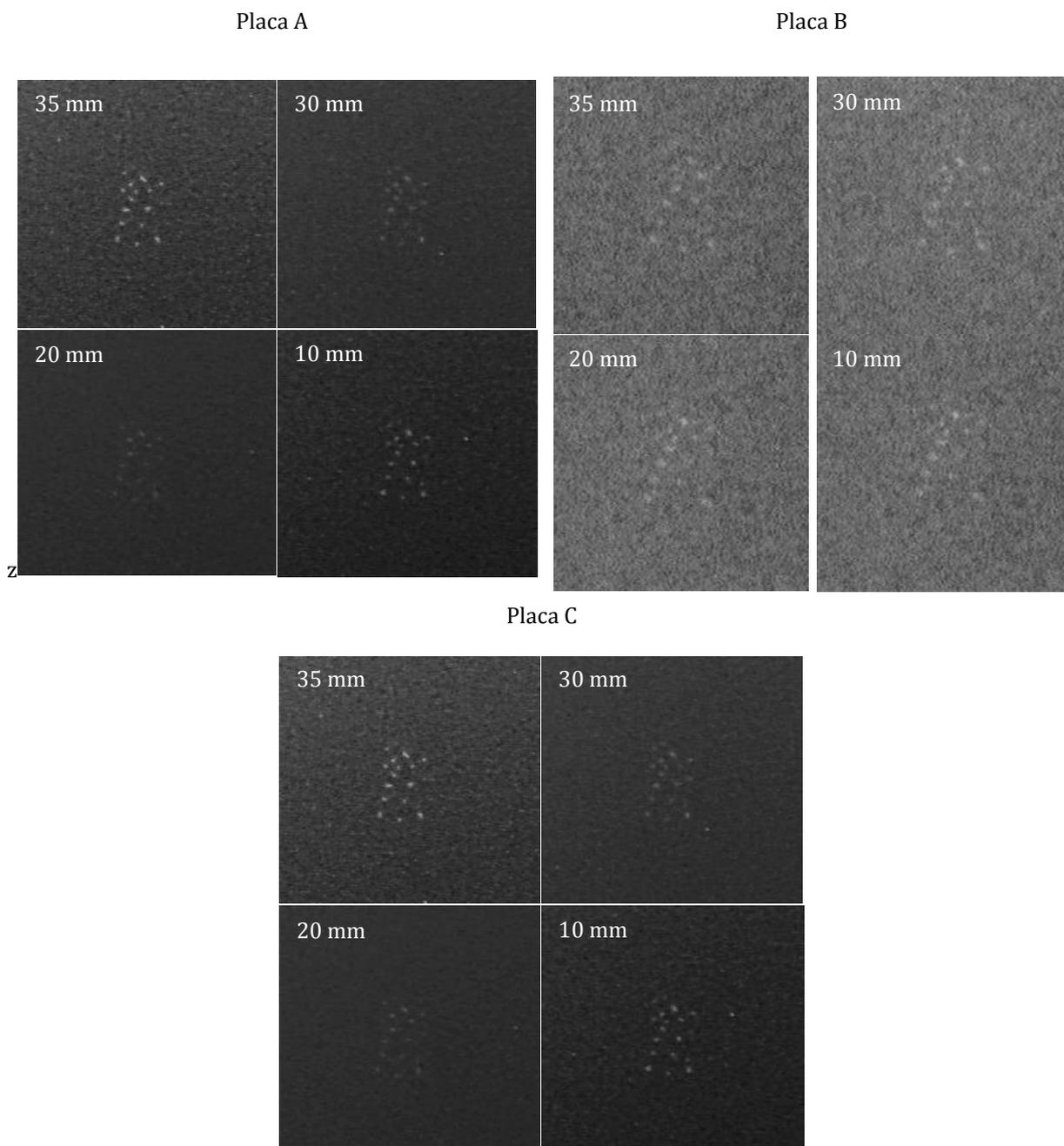
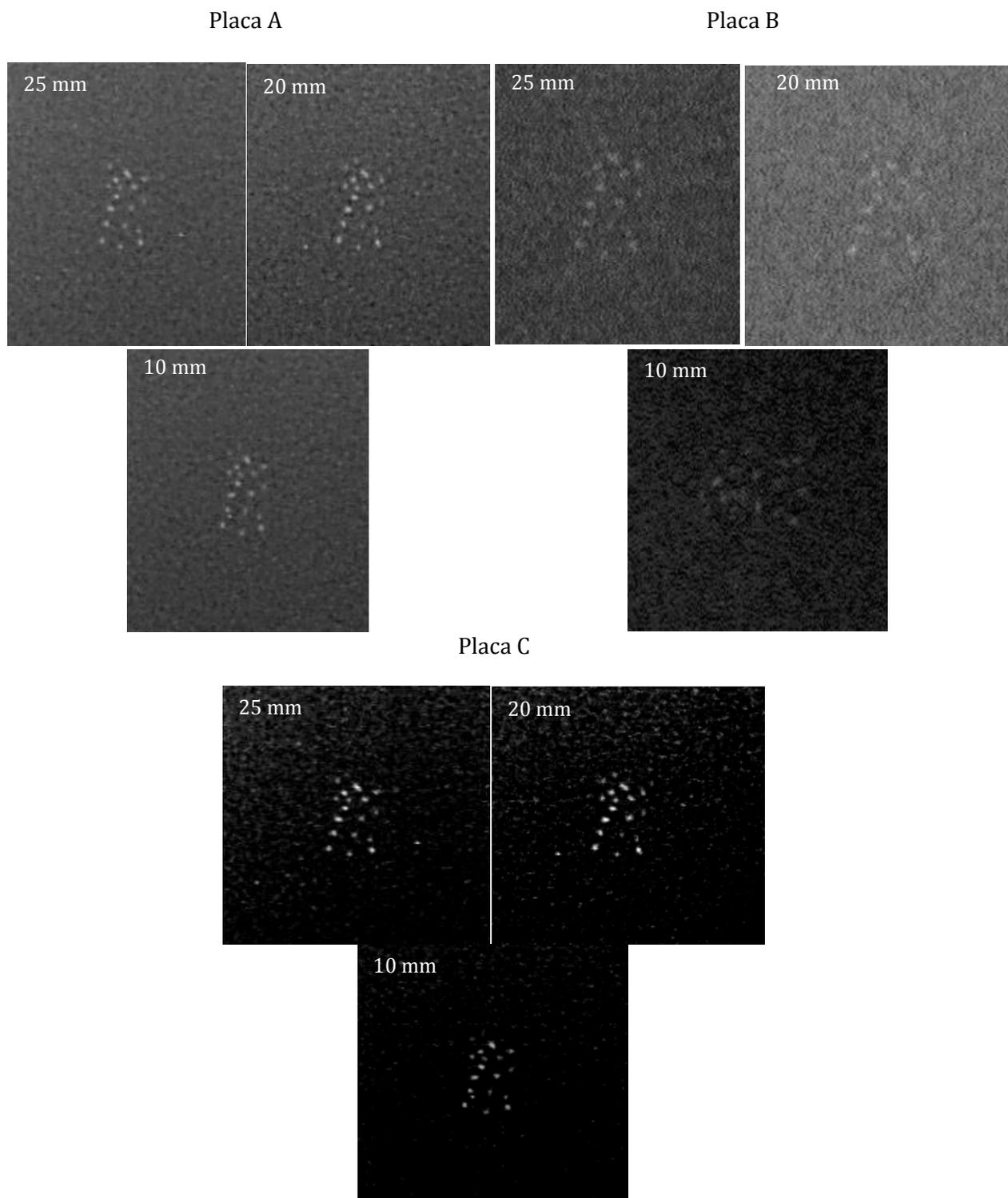


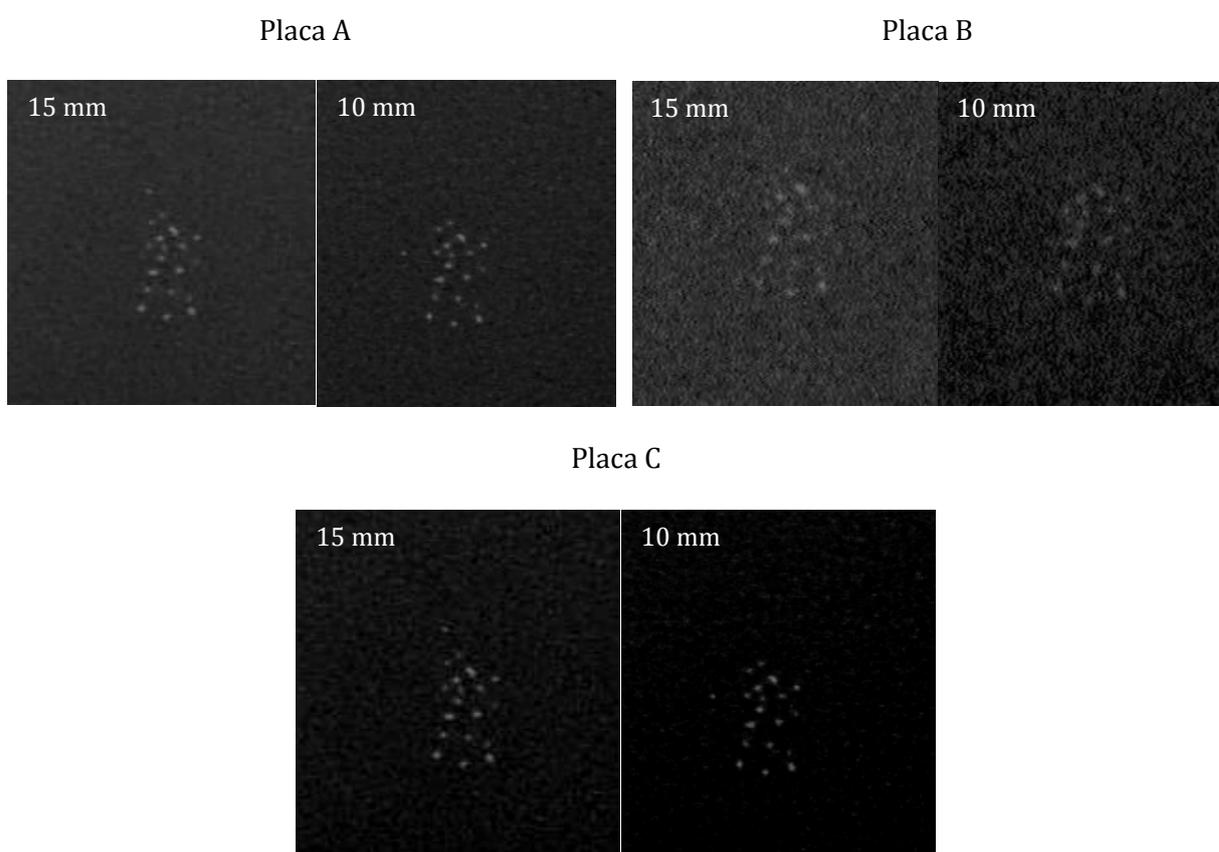
Figura 4.9 Sequência das imagens amplificadas na região onde se localizam as microcalcificações de $300\ \mu\text{m}$ a diferentes alturas dentro do objeto simulador de 30 mm de espessura.



4.4.4. Espessura de 20 mm

Para o objeto simulador de mama comprimida com 20 mm de espessura, foram obtidas imagens com as microcalcificações posicionadas em duas alturas com as três placas CR. Na Figura 4.10, são apresentadas as seqüências das imagens das microcalcificações da primeira amostra de 300 μm nas alturas de 15 e 10 mm.

Figura 4.10 Seqüência das imagens amplificadas na região onde se localizam as microcalcificações de 300 μm a diferentes alturas dentro do objeto simulador de 20 mm de espessura.



Da mesma forma que nas imagens anteriores, as imagens obtidas com a placa B são as que apresentam maior dificuldade para distinguir as microcalcificações comparadas com as imagens obtidas com as outras duas placas CR, e as obtidas com a placa C, são as que apresentam maior nitidez. Para as imagens obtidas com as placas A e C, a visualização das microcalcificações nas duas alturas foi satisfatória.

4.4.5. Comparação entre as imagens das placas CR

De maneira geral, em virtude da diminuição da distância objeto-detector, devido à redução da espessura do objeto simulador, houve uma redução no borramento na imagem. Neste teste, observou-se que apenas as microcalcificações de maior tamanho, maiores que 300 μm , são facilmente distinguíveis na imagem de rotina utilizando o foco grosso dos mamógrafos,

As microcalcificações de tamanho acima de 177 μm e menores que 300 μm são tenuemente distinguíveis devido ao borramento nas imagens de rotina. Além disso, as microcalcificações maiores a 300 μm são mais facilmente distinguíveis quando estão localizadas nas alturas de 10 e 45 mm comparadas com as que estão localizadas a alturas intermediárias, quando o teste foi feito com o objeto simulador de mama comprimida com espessura 50 mm.

Com as outras espessuras do objeto simulador acontece um comportamento semelhante, quando as microcalcificações que estão localizadas nas alturas intermediárias aparecem mais fracas nas imagens do que quando estão localizadas nos extremos do simulador de mama comprimida, mais próximos da superfície superior e inferior.

As imagens obtidas com a placa C que tem uma resolução de 50 μm e cuja leitura na unidade digitalizadora foi feita de dupla face são as que apresentaram as microcalcificações facilmente distinguíveis, seguidas pelas imagens obtidas com a placa A que tem uma resolução de 43 μm . A imagem das microcalcificações obtidas com a placa B são tenues e isto não melhora quando a espessura do objeto simulador é diminuída.

Comparando as imagens obtidas com as três placas CR, usando o objeto simulador com diferentes espessuras (50, 40, 30 e 20 mm), o conjunto de imagens que apresentou uma melhor resolução foi com o objeto simulador com 30 mm de espessura, seguido por as imagens obtidas com o objeto simulador de 20 mm de espessura.

Capítulo 5

Conclusão

O sistema de mamografia digital CR é amplamente utilizado no Brasil e o conhecimento das características e resposta das placas CR, quando são aplicados diferentes parâmetros de exposição, são essenciais para a obtenção de imagens de boa qualidade visando a reduzir a energia depositada no paciente.

A placa de CR possui uma faixa de operação linear. Fora dessa região de operação, a placa entra em um processo de perda de sensibilidade. Neste trabalho constata-se que, a perda de sensibilidade é caracterizada por uma saturação da resposta da placa. A região de operação em que a resposta do sistema começa a saturar deve ser evitada, pois nessa região de operação, o paciente recebe uma quantidade desnecessária de energia por quilograma de tecido e depositada no paciente, tendo em vista a perda de sensibilidade da placa, o que pode comprometer a qualidade das imagens obtidas com o uso desta técnica. Neste estudo, também ficou evidente que a saturação da placa depende tanto dos parâmetros de aquisição como das características do material irradiado.

Nos testes realizados, se observou que a intensidade com que o feixe de raios X atinge a superfície da placa CR não é mesma, o que faz com que a saturação da placa CR comece primeiro na região central mais próxima ao tórax, e à medida que se atinge a saturação, o intervalo dos valores máximos e mínimos de intensidade começa a diminuir provocando perda no contraste da imagem. Esse comportamento do feixe de raios X pode ser prejudicial principalmente para o diagnóstico de mamas grandes que ocupam uma parcela maior da área de exposição da placa.

A resolução da placa CR nem sempre garante que na imagem digitalizada adquirida será possível visualizar pequenas estruturas de interesse para o diagnóstico da mama, em especial, quando o tamanho destas estruturas é comparável à resolução da placa como acontece com as microcalcificações.

A escolha correta dos parâmetros de aquisição reduz os efeitos da saturação, permitindo a obtenção de imagens com boa qualidade diagnóstica capazes de visibilizar

estruturas pequenas, como microcalcificações, aliada com todos os benefícios intrínsecos da radiografia computadorizada.

5.1. Propostas de trabalhos futuros

Em continuidade ao trabalho iniciado há um enorme interesse em fazer outras pesquisas para desenvolver objetos simuladores de mama comprimida que permitam representar todas as estruturas mamárias, incluindo microcalcificações, cistos e massas com características patológicas semelhantes às da mama real, para avaliar a qualidade da imagem.

Objetos simuladores que permitam posicionar sistemas de dosimetria visando obter o registro da dose glandular média é outro objetivo, a fim de otimizar protocolos de redução de dose absorvida garantindo a qualidade diagnóstica da imagem.

Testes em mamógrafos utilizando objetos simuladores de mama comprimida com maiores densidades seriam também de interesse, visto que a incidência de câncer de mama em mulheres mais jovens tem aumentado significativamente.

Assim, testes mais complexos sistemas de diagnósticos de mama por raios X poderiam ser feitos desde que fosse possível utilizar objetos simuladores que representassem a diversidade de características das mamas, tais como variações de espessura, densidades, tamanhos e proporções tissulares de composição da mama, além da possibilidade de criar condições para medições de dose média glandular utilizando os objetos simuladores.

Referências

- ALVARENGA, F. L. **Análise de parâmetros e controle da qualidade de sistemas de radiologia computadorizada para mamografia**. 2008. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais). Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Belo Horizonte. 2008.
- BATISTA, E. V. **Sistema dosimétrico micocontrolado, baseado em detectores semicondutores, para análise de desempenho de equipamentos mamográficos**. 2006. Tesis (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares). Universidade Federal de Pernambuco. Recife, p. 110. 2006.
- BERTEL INDUSTRIA METALURGICA LTDA. Peneiras Granulométricas (Tamis), 2011. Disponível em: <<http://www.bertel.com.br/peneira.html>>. Acesso em: 31 outubro 2016.
- BEUVILLE, E. et al. High resolution mammography using a scanned slit silicon strip detector. **Computational Imaging and Vision**, Nijmegen, v. 13, p. 27-30, 1998. ISSN 1381-6446.
- BLANCO, S. et al. La digitalización de equipos de mamografía: elementos fundamentales a tener en cuenta para beneficiarnos de la tecnología. **Revista Argentina de Radiología**, Buenos Aires, v. 78, n. 4, p. 236-239, Noviembre 2014. ISSN 0048-7619.
- BUSHBERG, J. T. et al. **The essential physics of medical imaging**. 3rd. ed. Philadelphia: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2012. ISBN 978-0-7817-8057-5.
- CHALA, L. F.; BARROS, N. Avaliação das mamas com métodos de imagem. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 40, n. 1, p. iv-vi, Jan/Feb 2007. ISSN 1678-7099.
- CHEVALIER, M.; TORRES, R. Mamografía digital. **Revista de Física Médica**, Madrid, v. 11, n. 1, p. 11-26, 2010.
- CHRISANTHAR, R. **Resistance to chemotherapy in breast cancer**. 2008. PhD Thesis. University of Bergen. Norway. 2008.
- DANCE, D. R. et al. **Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students**. Vienna: IAEA, 2014. 682 p. ISBN 978-92-131010-1.
- DANTAS, M. V. A. **Dose glandular e controle de qualidade da imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada**. 2010. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia

das Radiações, Minerais e Materiais). Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Belo Horizonte. 2010.

DOUGHERTY, G. **Digital image processing for medical applications**. 1st ed. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2009. 485 p. ISBN 978-0-511-53343-3.

FUJIFILM CORPORATION. FCR Cápsula XLII, 2013a. Disponível em: <http://www.fujifilm.com/products/medical/products/computed_radiography/capsula_xl2/>. Acesso em: 30 setembro 2016.

FUJIFILM CORPORATION. FCR Profect One, 2013b. Disponível em: <http://www.fujifilm.com/products/medical/products/computed_radiography/profect_one/>. Acesso em: 6 outubro 2016.

GABRIEL, R. P. **Clasificación de masas en imágenes de mamografías utilizando redes bayesianas**. 2014. Disertación (Maestría en Tecnologías de Cómputo Aplicado). Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León. 2014.

HEYWANG-KOBRUNNER, S. H. et al. **Mama - Diagnóstico por imagem**. Rio de Janeiro: Revinter, 1999.

IAEA. **Control de calidad en Mamografía IAEA-TECDOC-1517**. IAEA. Vienna. 2006. (92-0-310306-6).

IAEA. **Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 457**. International Atomic Energy Agency. Vienna, p. 372. 2007. (0074-1914).

IAEA. Protección Radiológica de los Pacientes. **Magnitudes y unidades de radiación**, 2013. Disponível em: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Contentes/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/QuantitiesUnits.htm>. Acesso em: 24 outubro 2016.

IARC. Cancer Today, 2012. Disponível em: <<http://gco.iarc.fr/today>>. Acesso em: 23 setembro 2016.

INC. **Programa de control de cáncer de mama - Manual operativo para el uso de mamografía en tamizaje**. Buenos Aires: Instituto Nacional del Cáncer, 2012. 82 p.

KONICA MINOLTA INC. Regius Model 110HQ, 2016. Disponível em: <<http://www.konicaminolta.com/healthcare/products/mammo/model110hq/>>. Acesso em: 25 agosto 2016.

LNMRI. **Grandezas e unidades para radiação ionizante**. Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes. Rio de Janeiro, p. 27. 2011.

LUNDQVIST, M. et al. Measurements on a full-field digital mammography system with a photon counting crystalline silicon detector. **Proceedings of SPIE**, v. 5030, p. 547-552, July 2003.

MAWDSLEY, G. E.; BLOOMQUIST, A. K.; YAFFE, M. J. **Digital mammography quality control for the mammographic physicist**. Mammographic Physics Consulting Group. Toronto, p. 166. 2011.

MEDISCIENIFIC. Unfors Xi, 2016. Disponível em: <http://www.mediscientific.co.uk/files/xi_platinum_plus_short_version_leaflet.pdf>. Acesso em: 15 outubro 2016.

MEDWOW LTD. Su plataforma global de equipamentos médicos. **Especificaciones del fabricante - Senographe DMR, GE Healthcare**, 2014. Disponível em: <<http://es.medwow.com/med/mammography-unit/ge-healthcare/senographe-dmr/24417.model-spec>>. Acesso em: 4 outubro 2016.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Atlas de mortalidade por câncer no Brasil 1979-1999**. Rio de Janeiro: INCA, 2002a. 412 p. ISBN 85-7318-080-3.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Equipamentos médico - hospitalares e o gerenciamento da manutenção: capacitação a distância**. Brasília: Ministério da Saúde, 2002b. 709 p. ISBN 85-334-0556-1.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Instituto Nacional do Câncer. **Câncer- Mama**, 2016. Disponível em: <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama>>. Acesso em: 26 setembro 2016.

MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. D. **Fundamentos de radiología e imagem**. São Caetano do Sul: Difusão, 2009. ISBN 978-85-7808-048-8.

NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES. **Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems - NHSBSP Equipment Report 0604**. Guildford, p. 64. 2006.

NIH, N. I. O. H. ImageJ Image Processing and Analysis in Java, 2016. Disponível em: <<https://imagej.nih.gov/ij/>>. Acesso em: outubro 31 2016.

OLIVEIRA, B. B. et al. Dosimetria e avaliação da qualidade da imagem em um sistema de radiografia direta. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 47, n. 6, p. 361-367, Nov/Dez 2014. ISSN 0100-3984.

OLIVEIRA, M. A. **Avaliação da dose glandular e qualidade de imagem de pacientes submetidos a mamografias com processamento de imagem digital**. 2011. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais). Centro de Desenvolvimento da Tecnologia. Belo Horizonte. 2011.

OLIVEIRA, M. et al. Average glandular dose and phantom image quality in mammography. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A**, v. 580, n. 1, p. 574-577, Setembro 2007. ISSN 10.1016/j.nima.2007.05.228.

PARKIN, D. M.; BRAY, F. I.; DEVESA, S. S. Cancer burden in the year 2000. The global picture. **European Journal of Cancer**, v. 37, n. 8, p. 4-66, 2001. ISSN 10.1016/S0959-8049(01)00267-2.

PERRY, N. et al. **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis**. 4th ed. ed. Luxembourg: European Communities, 2008. ISBN 92-79-01258-4.

SAMULSKI, M. R. M. **Classification of breast lesions in digital mamograms**. 2006. Master's thesis. University Medical Center Nijmegen. Netherlands. 2006.

SANTANA, C. P. **Desenvolvimento de metodologia para avaliação automatizada da qualidade de imagens digitais em mamografia**. 2010. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais). Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Belo Horizonte. 2010.

SCHAETZING, R. **Computed radiography technology**. In: **Advances in digital radiography**. RSNA categorical course in diagnostic radiology physics. Chicago, p. 7-22. 2003.

SECRETARÍA DE SALUD. **Manual control de calidad en mastografía**. 1ra. ed. México D. F.: Dirección General de Salud Reproductiva, 2002. ISBN 970-721-092-3.

SOUTO, D. Ebah. **Equipamento de mamografia**, 2013. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAVoEAH/equipamento-mamografia>>. Acesso em: 30 setembro 2016.

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5. ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2003. 242 p.

TOENNIES, K. D. **Guide to medical image analysis**. London: Springer, 2012. 489 p. ISBN 978-1-4471-2750-5.

TORRES, C. R. The state of the art in technology for digital mammography. **Radiología**, v. 52, n. S1, p. 7-13, 2010. ISSN 0033-8338.

VEDANTHAM, S. et al. Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flat panel detector. **Medical Physics**, v. 27, p. 558-567, 2002.

VMI INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA. **manual do usuário aparelho de mamografia mod. Graph Mammo AF. Código 0043_01/02**. [S.l.], p. 51. 2002.

X RAY BAY. GE DMR mammography unit, 2011. Disponível em: <<http://www.xraybay.co.uk/mammography/131-ge-dmr-mammography-unit.html>>. Acesso em: 3 setembro 2016.

YORKER, J. G. et al. Characterization of a full field digital mammography based on direct X-ray conversion in selenium. **Proceedings of SPIE**, v. 4682, p. 21-29, May 2002. ISSN 9780819444271.

Anexo



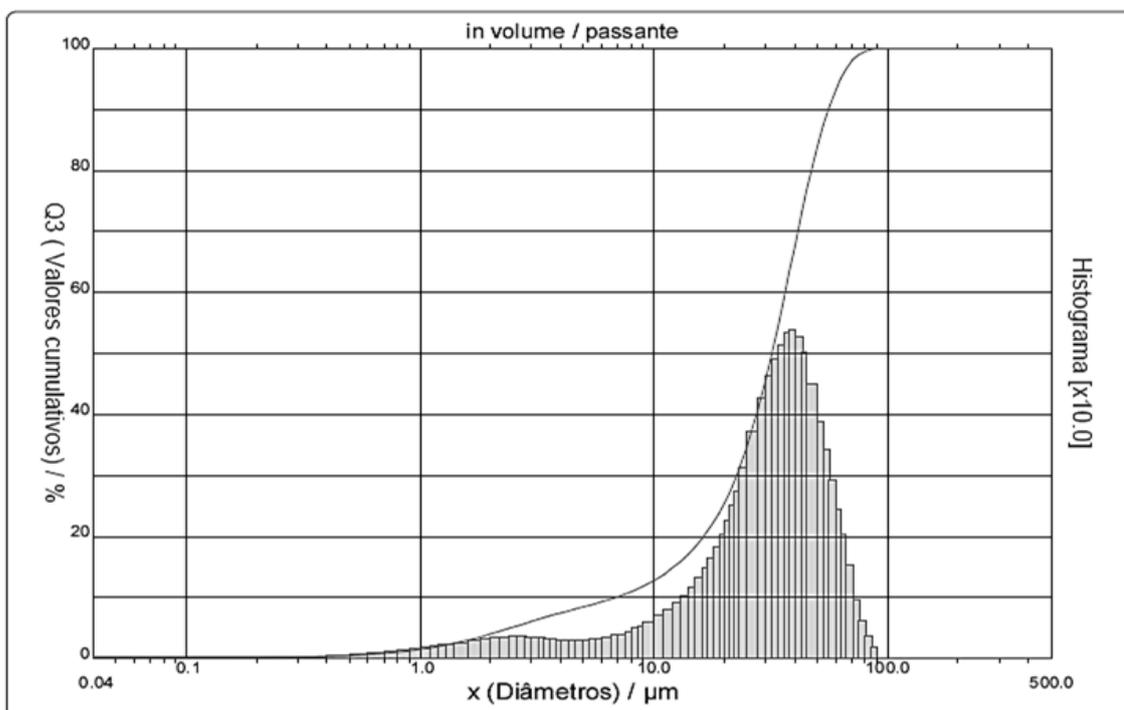
DISTRIBUIÇÃO GRANULOMÉTRICA

CILAS 1090 Líquido

Faixa : 0.04 μm - 500.00 μm / 100 Classes

| | |
|--------------------|--------------------|
| Ref da amostra | : luciana<45 |
| Sample Type | : Casca de ovo |
| Sample type | : |
| Comentários | : |
| Líquido | : |
| Agente dispersante | : |
| Operador | : JULIANA |
| Empresa | : DEMAT - CEFET MG |
| Localização | : Belo Horizonte |
| Data : 03/08/2016 | Hora : 13:27:36 |
| Índice med. | : 914 |
| Database name | : CilasDB1 |

| | | |
|-----------------------|--------------|---------------|
| Ultrasom | : 60 | s |
| Obscuration | : 14 % | |
| Diâmetro a 10% | : 6.84 | μm |
| Diâmetro a 50% | : 32.00 | μm |
| Diâmetro a 90% | : 55.76 | μm |
| Diâmetro médio | : 32.24 | μm |
| Fraunhofer | | |
| Densidade/Fator | ----- | |
| Superfície específica | ----- | |
| Diluição automática | : Não / Não | |
| Medida ./Limp. | : 60s/60s/4 | |
| SOP name | : Fraunhofer | |





DISTRIBUIÇÃO GRANULOMÉTRICA

CILAS 1090 Líquido

Faixa : 0.04 µm - 500.00 µm / 100 Classes

| | |
|-----------------------------------|---------------------------------|
| Ref da amostra : luciana<45 | Ultrasom : 60 s |
| Sample Type : Casca de ovo | Obscuration : 14 % |
| Sample type : | Diâmetro a 10% : 6.84 µm |
| Comentários : | Diâmetro a 50% : 32.00 µm |
| Líquido : | Diâmetro a 90% : 55.76 µm |
| Agente dispersante : | Diâmetro médio : 32.24 µm |
| Operador : JULIANA | Fraunhofer |
| Empresa : DEMAT - CEFET MG | Densidade/Fator ----- |
| Localização : Belo Horizonte | Superfície específica ----- |
| Data : 03/08/2016 Hora : 13:27:36 | Diluição automática : Não / Não |
| Índice med. : 914 | Medida./Limp. : 60s/60s/4 |
| Database name : CilasDB1 | SOP name : Fraunhofer |

Valores cumulados característicos

in volume / passante

| | | | | | | | | | | |
|----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| x | 0.04 | 0.07 | 0.10 | 0.20 | 0.30 | 0.40 | 0.50 | 0.60 | 0.70 | 0.80 |
| Q3 | 0.03 | 0.05 | 0.06 | 0.16 | 0.28 | 0.40 | 0.52 | 0.67 | 0.84 | 1.05 |
| q3 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.01 | 0.02 | 0.03 | 0.04 | 0.05 | 0.07 | 0.10 |
| x | 0.90 | 1.00 | 1.10 | 1.20 | 1.30 | 1.40 | 1.60 | 1.80 | 2.00 | 2.20 |
| Q3 | 1.27 | 1.51 | 1.75 | 2.00 | 2.26 | 2.52 | 3.03 | 3.54 | 4.03 | 4.50 |
| q3 | 0.12 | 0.15 | 0.17 | 0.19 | 0.21 | 0.23 | 0.25 | 0.28 | 0.31 | 0.32 |
| x | 2.40 | 2.60 | 2.80 | 3.00 | 3.20 | 3.40 | 3.60 | 3.80 | 4.00 | 4.30 |
| Q3 | 4.95 | 5.37 | 5.76 | 6.12 | 6.44 | 6.74 | 7.01 | 7.27 | 7.50 | 7.82 |
| q3 | 0.34 | 0.35 | 0.35 | 0.34 | 0.33 | 0.33 | 0.31 | 0.32 | 0.30 | 0.29 |
| x | 4.60 | 5.00 | 5.30 | 5.60 | 6.00 | 6.50 | 7.00 | 7.50 | 8.00 | 8.50 |
| Q3 | 8.12 | 8.49 | 8.75 | 9.00 | 9.32 | 9.72 | 10.13 | 10.54 | 10.96 | 11.40 |
| q3 | 0.29 | 0.29 | 0.29 | 0.30 | 0.31 | 0.33 | 0.36 | 0.39 | 0.43 | 0.48 |
| x | 9.00 | 10.00 | 11.00 | 12.00 | 13.00 | 14.00 | 15.00 | 16.00 | 17.00 | 18.00 |
| Q3 | 11.85 | 12.80 | 13.79 | 14.84 | 15.93 | 17.08 | 18.29 | 19.58 | 20.93 | 22.35 |
| q3 | 0.52 | 0.59 | 0.68 | 0.79 | 0.90 | 1.02 | 1.15 | 1.32 | 1.47 | 1.63 |
| x | 19.00 | 20.00 | 21.00 | 22.00 | 23.00 | 25.00 | 28.00 | 30.00 | 32.00 | 34.00 |
| Q3 | 23.85 | 25.43 | 27.09 | 28.85 | 30.69 | 34.64 | 41.02 | 45.47 | 49.99 | 54.50 |
| q3 | 1.83 | 2.03 | 2.24 | 2.49 | 2.72 | 3.12 | 3.70 | 4.24 | 4.61 | 4.90 |
| x | 36.00 | 38.00 | 40.00 | 43.00 | 45.00 | 50.00 | 53.00 | 56.00 | 60.00 | 63.00 |
| Q3 | 58.96 | 63.33 | 67.51 | 73.29 | 76.75 | 83.93 | 87.36 | 90.22 | 93.26 | 95.05 |
| q3 | 5.13 | 5.32 | 5.36 | 5.26 | 5.01 | 4.48 | 3.87 | 3.42 | 2.90 | 2.41 |
| x | 66.00 | 71.00 | 75.00 | 80.00 | 85.00 | 90.00 | 95.00 | 100.0 | 112.0 | 125.0 |
| Q3 | 96.47 | 98.14 | 98.93 | 99.53 | 99.85 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 |
| q3 | 2.01 | 1.50 | 0.95 | 0.61 | 0.35 | 0.17 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| x | 130.0 | 140.0 | 150.0 | 160.0 | 170.0 | 180.0 | 190.0 | 200.0 | 212.0 | 224.0 |
| Q3 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 |
| q3 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| x | 240.0 | 250.0 | 280.0 | 300.0 | 315.0 | 355.0 | 400.0 | 425.0 | 450.0 | 500.0 |
| Q3 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 |
| q3 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 |

x : diâmetro / µm Q3 : valor cumulativo / % q3 : density distribution

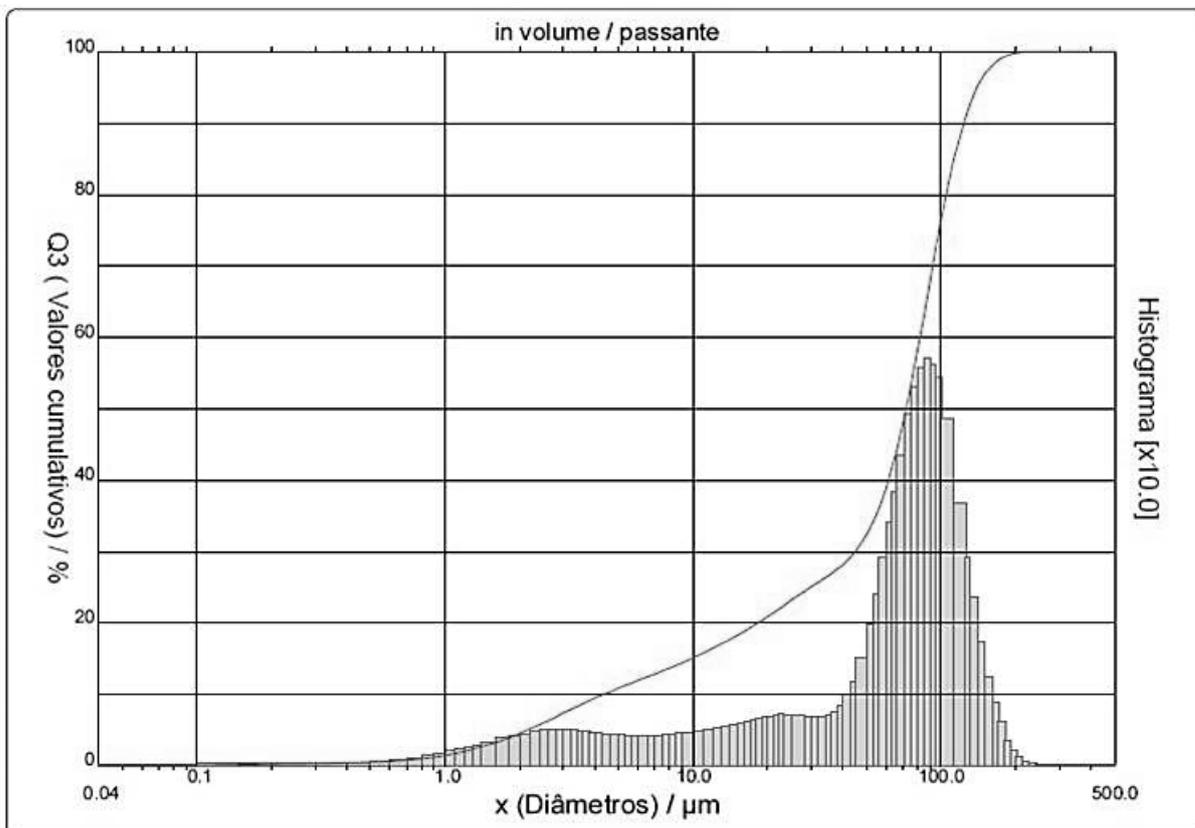


DISTRIBUIÇÃO GRANULOMÉTRICA

CILAS 1090 Líquido

Faixa : 0.04 μm - 500.00 μm / 100 Classes

| | | | |
|--------------------|--------------------|-----------------------|------------------------|
| Ref da amostra | : luciana<106>75 | Ultrasom | : 60 s |
| Sample Type | : Casca de ovo | Obscuration | : 13 % |
| Sample type | : | Diâmetro a 10% | : 4.37 μm |
| Comentários | : | Diâmetro a 50% | : 72.07 μm |
| Líquido | : | Diâmetro a 90% | : 123.03 μm |
| Agente dispersante | : | Diâmetro médio | : 68.40 μm |
| Operador | : JULIANA | Fraunhofer | |
| Empresa | : DEMAT - CEFET MG | Densidade/Fator | ----- |
| Localização | : Belo Horizonte | Superfície específica | ----- |
| Data : 03/08/2016 | Hora : 13:52:31 | Diluição automática | : Não / Não |
| Índice med. | : 914 | Medida./Limp. | : 60s/60s/4 |
| Database name | : CilasDB1 | SOP name | : Fraunhofer |





DISTRIBUIÇÃO GRANULOMÉTRICA

CILAS 1090 Líquido

Faixa : 0.04 µm - 500.00 µm / 100 Classes

| | | | | |
|--------------------|--------------------|-----------------------|--------------|----|
| Ref da amostra | : luciana<106>75 | Ultrasom | : 60 | s |
| Sample Type | : Casca de ovo | Obscuration | : 13 | % |
| Sample type | : | Diâmetro a 10% | : 4.37 | µm |
| Comentários | : | Diâmetro a 50% | : 72.07 | µm |
| Líquido | : | Diâmetro a 90% | : 123.03 | µm |
| Agente dispersante | : | Diâmetro médio | : 68.40 | µm |
| Operador | : JULIANA | Fraunhofer | | |
| Empresa | : DEMAT - CEFET MG | Densidade/Fator | ----- | |
| Localização | : Belo Horizonte | Superfície específica | ----- | |
| Data | : 03/08/2016 | Diluição automática | : Não / Não | |
| Índice med. | : 914 | Medida./Limp. | : 60s/60s/4 | |
| Database name | : CilasDB1 | SOP name | : Fraunhofer | |

Valores cumulados característicos in volume / passante

| | | | | | | | | | | |
|----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| x | 0.04 | 0.07 | 0.10 | 0.20 | 0.30 | 0.40 | 0.50 | 0.60 | 0.70 | 0.80 |
| Q3 | 0.07 | 0.07 | 0.08 | 0.19 | 0.35 | 0.46 | 0.54 | 0.64 | 0.78 | 0.98 |
| q3 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.01 | 0.03 | 0.03 | 0.02 | 0.04 | 0.06 | 0.10 |
| x | 0.90 | 1.00 | 1.10 | 1.20 | 1.30 | 1.40 | 1.60 | 1.80 | 2.00 | 2.20 |
| Q3 | 1.21 | 1.47 | 1.74 | 2.03 | 2.33 | 2.63 | 3.26 | 3.90 | 4.53 | 5.15 |
| q3 | 0.13 | 0.17 | 0.19 | 0.22 | 0.25 | 0.27 | 0.32 | 0.36 | 0.40 | 0.44 |
| x | 2.40 | 2.60 | 2.80 | 3.00 | 3.20 | 3.40 | 3.60 | 3.80 | 4.00 | 4.30 |
| Q3 | 5.76 | 6.33 | 6.87 | 7.38 | 7.85 | 8.29 | 8.69 | 9.07 | 9.42 | 9.90 |
| q3 | 0.47 | 0.48 | 0.49 | 0.49 | 0.49 | 0.49 | 0.47 | 0.47 | 0.46 | 0.44 |
| x | 4.60 | 5.00 | 5.30 | 5.60 | 6.00 | 6.50 | 7.00 | 7.50 | 8.00 | 8.50 |
| Q3 | 10.33 | 10.85 | 11.21 | 11.54 | 11.95 | 12.42 | 12.86 | 13.28 | 13.68 | 14.06 |
| q3 | 0.43 | 0.42 | 0.41 | 0.40 | 0.40 | 0.39 | 0.40 | 0.41 | 0.41 | 0.42 |
| x | 9.00 | 10.00 | 11.00 | 12.00 | 13.00 | 14.00 | 15.00 | 16.00 | 17.00 | 18.00 |
| Q3 | 14.44 | 15.15 | 15.82 | 16.46 | 17.08 | 17.67 | 18.24 | 18.80 | 19.34 | 19.87 |
| q3 | 0.44 | 0.45 | 0.47 | 0.49 | 0.52 | 0.53 | 0.55 | 0.58 | 0.60 | 0.62 |
| x | 19.00 | 20.00 | 21.00 | 22.00 | 23.00 | 25.00 | 28.00 | 30.00 | 32.00 | 34.00 |
| Q3 | 20.39 | 20.90 | 21.39 | 21.87 | 22.34 | 23.21 | 24.39 | 25.08 | 25.71 | 26.31 |
| q3 | 0.64 | 0.67 | 0.67 | 0.69 | 0.71 | 0.70 | 0.70 | 0.67 | 0.65 | 0.66 |
| x | 36.00 | 38.00 | 40.00 | 43.00 | 45.00 | 50.00 | 53.00 | 56.00 | 60.00 | 63.00 |
| Q3 | 26.90 | 27.50 | 28.13 | 29.18 | 29.97 | 32.34 | 34.06 | 36.02 | 39.02 | 41.50 |
| q3 | 0.69 | 0.74 | 0.82 | 0.97 | 1.16 | 1.50 | 1.97 | 2.38 | 2.91 | 3.40 |
| x | 66.00 | 71.00 | 75.00 | 80.00 | 85.00 | 90.00 | 95.00 | 100.0 | 112.0 | 125.0 |
| Q3 | 44.16 | 48.90 | 52.93 | 58.04 | 63.09 | 67.95 | 72.49 | 76.66 | 84.86 | 90.87 |
| q3 | 3.83 | 4.34 | 4.92 | 5.30 | 5.57 | 5.69 | 5.62 | 5.44 | 4.84 | 3.66 |
| x | 130.0 | 140.0 | 150.0 | 160.0 | 170.0 | 180.0 | 190.0 | 200.0 | 212.0 | 224.0 |
| Q3 | 92.57 | 95.18 | 96.94 | 98.13 | 98.93 | 99.44 | 99.71 | 99.86 | 99.95 | 99.99 |
| q3 | 2.90 | 2.36 | 1.71 | 1.23 | 0.88 | 0.60 | 0.33 | 0.20 | 0.10 | 0.05 |
| x | 240.0 | 250.0 | 280.0 | 300.0 | 315.0 | 355.0 | 400.0 | 425.0 | 450.0 | 500.0 |
| Q3 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 |
| q3 | 0.01 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 |

x : diâmetro / µm Q3 : valor cumulativo / % q3 : density distribution

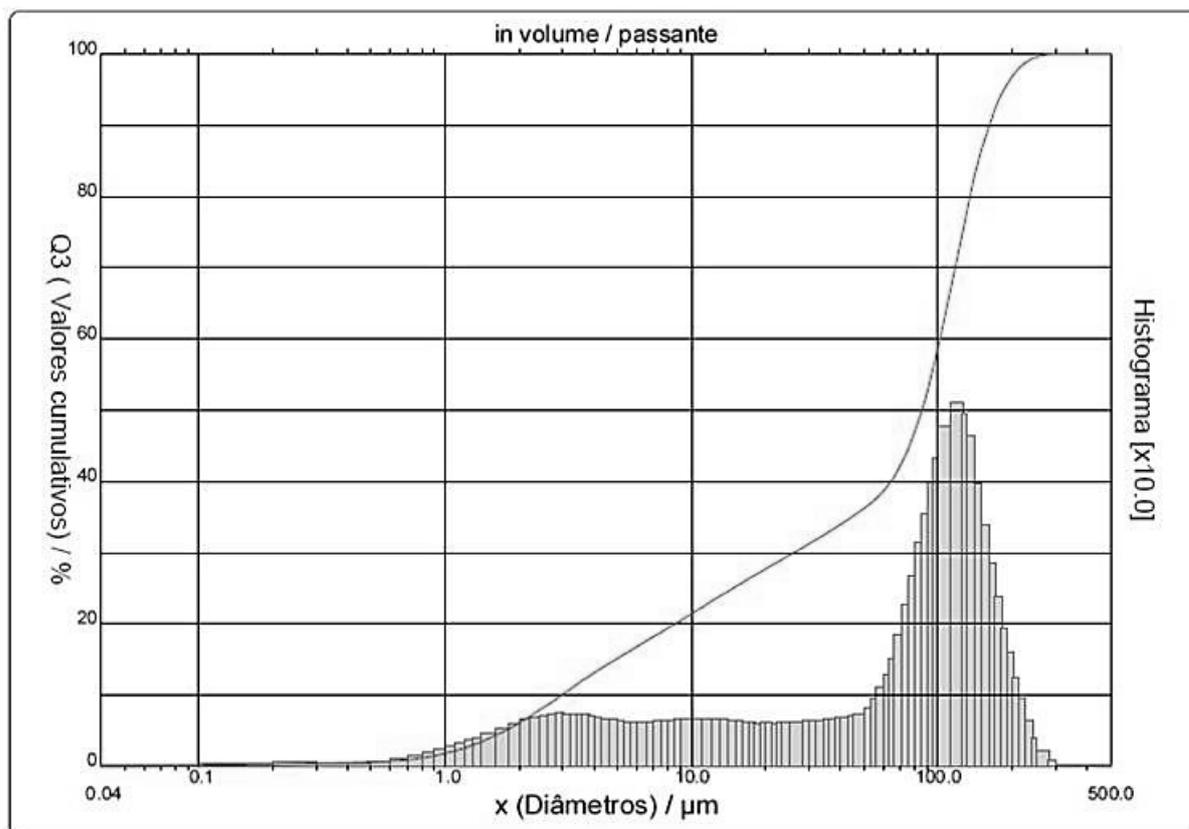


DISTRIBUIÇÃO GRANULOMÉTRICA

CILAS 1090 Líquido

Faixa : 0.04 μm - 500.00 μm / 100 Classes

| | | | | |
|--------------------|--------------------|-----------------------|--------------|---------------|
| Ref da amostra | : luciana<150>106 | Ultrasom | : 60 | s |
| Sample Type | : Casca de ovo | Obscuration | : 20 | % |
| Sample type | : | Diâmetro a 10% | : 2.96 | μm |
| Comentários | : | Diâmetro a 50% | : 85.68 | μm |
| Líquido | : | Diâmetro a 90% | : 160.78 | μm |
| Agente dispersante | : | Diâmetro médio | : 81.05 | μm |
| Operador | : JULIANA | Fraunhofer | | |
| Empresa | : DEMAT - CEFET MG | Densidade/Fator | ----- | |
| Localização | : Belo Horizonte | Superfície específica | ----- | |
| Data : 03/08/2016 | Hora : 14:03:12 | Diluição automática | : Não / Não | |
| Índice med. | : 914 | Medida./Limp. | : 60s/60s/4 | |
| Database name | : CilasDB1 | SOP name | : Fraunhofer | |





DISTRIBUIÇÃO GRANULOMÉTRICA

CILAS 1090 Líquido

Faixa : 0.04 µm - 500.00 µm / 100 Classes

| | |
|---|---|
| Ref da amostra : luciana<150>106 Sample Type : Casca de ovo Sample type : Comentários : Líquido : Agente dispersante : Operador : JULIANA Empresa : DEMAT - CEFET MG Localização : Belo Horizonte Data : 03/08/2016 Hora : 14:03:12 Índice med. : 914 Database name : CilasDB1 | Ultrassom : 60 s Obscuration : 20 % Diâmetro a 10% : 2.96 µm Diâmetro a 50% : 85.68 µm Diâmetro a 90% : 160.78 µm Diâmetro médio : 81.05 µm Fraunhofer Densidade/Fator : ----- Superfície específica : ----- Diluição automática : Não / Não Medida./Limp. : 60s/60s/4 SOP name : Fraunhofer |
|---|---|

Valores cumulados característicos in volume / passante

| | | | | | | | | | | |
|----|-------|-------|-------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| x | 0.04 | 0.07 | 0.10 | 0.20 | 0.30 | 0.40 | 0.50 | 0.60 | 0.70 | 0.80 |
| Q3 | 0.08 | 0.09 | 0.10 | 0.22 | 0.40 | 0.51 | 0.59 | 0.71 | 0.89 | 1.16 |
| q3 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.01 | 0.03 | 0.03 | 0.02 | 0.05 | 0.08 | 0.14 |
| x | 0.90 | 1.00 | 1.10 | 1.20 | 1.30 | 1.40 | 1.60 | 1.80 | 2.00 | 2.20 |
| Q3 | 1.47 | 1.82 | 2.20 | 2.59 | 3.01 | 3.43 | 4.31 | 5.20 | 6.09 | 6.97 |
| q3 | 0.18 | 0.23 | 0.27 | 0.31 | 0.36 | 0.39 | 0.45 | 0.52 | 0.58 | 0.64 |
| x | 2.40 | 2.60 | 2.80 | 3.00 | 3.20 | 3.40 | 3.60 | 3.80 | 4.00 | 4.30 |
| Q3 | 7.83 | 8.64 | 9.41 | 10.14 | 10.81 | 11.44 | 12.03 | 12.58 | 13.09 | 13.79 |
| q3 | 0.68 | 0.70 | 0.71 | 0.73 | 0.71 | 0.71 | 0.71 | 0.70 | 0.68 | 0.67 |
| x | 4.60 | 5.00 | 5.30 | 5.60 | 6.00 | 6.50 | 7.00 | 7.50 | 8.00 | 8.50 |
| Q3 | 14.42 | 15.19 | 15.72 | 16.21 | 16.82 | 17.53 | 18.19 | 18.81 | 19.39 | 19.94 |
| q3 | 0.64 | 0.64 | 0.63 | 0.61 | 0.61 | 0.61 | 0.61 | 0.62 | 0.62 | 0.62 |
| x | 9.00 | 10.00 | 11.00 | 12.00 | 13.00 | 14.00 | 15.00 | 16.00 | 17.00 | 18.00 |
| Q3 | 20.47 | 21.45 | 22.34 | 23.16 | 23.90 | 24.59 | 25.22 | 25.80 | 26.33 | 26.83 |
| q3 | 0.64 | 0.64 | 0.64 | 0.65 | 0.64 | 0.64 | 0.63 | 0.62 | 0.60 | 0.60 |
| x | 19.00 | 20.00 | 21.00 | 22.00 | 23.00 | 25.00 | 28.00 | 30.00 | 32.00 | 34.00 |
| Q3 | 27.29 | 27.73 | 28.15 | 28.54 | 28.92 | 29.65 | 30.65 | 31.27 | 31.86 | 32.41 |
| q3 | 0.59 | 0.59 | 0.59 | 0.58 | 0.59 | 0.60 | 0.61 | 0.62 | 0.63 | 0.62 |
| x | 36.00 | 38.00 | 40.00 | 43.00 | 45.00 | 50.00 | 53.00 | 56.00 | 60.00 | 63.00 |
| Q3 | 32.94 | 33.44 | 33.93 | 34.62 | 35.07 | 36.17 | 36.85 | 37.59 | 38.68 | 39.59 |
| q3 | 0.64 | 0.64 | 0.66 | 0.66 | 0.68 | 0.72 | 0.80 | 0.92 | 1.09 | 1.28 |
| x | 66.00 | 71.00 | 75.00 | 80.00 | 85.00 | 90.00 | 95.00 | 100.0 | 112.0 | 125.0 |
| Q3 | 40.61 | 42.55 | 44.35 | 46.84 | 49.59 | 52.53 | 55.66 | 58.88 | 66.74 | 74.88 |
| q3 | 1.51 | 1.83 | 2.26 | 2.65 | 3.12 | 3.54 | 3.98 | 4.32 | 4.77 | 5.10 |
| x | 130.0 | 140.0 | 150.0 | 160.0 | 170.0 | 180.0 | 190.0 | 200.0 | 212.0 | 224.0 |
| Q3 | 77.69 | 82.67 | 86.63 | 89.80 | 92.29 | 94.26 | 95.77 | 96.95 | 98.00 | 98.75 |
| q3 | 4.93 | 4.62 | 3.95 | 3.38 | 2.83 | 2.37 | 1.92 | 1.58 | 1.24 | 0.94 |
| x | 240.0 | 250.0 | 280.0 | 300.0 | 315.0 | 355.0 | 400.0 | 425.0 | 450.0 | 500.0 |
| Q3 | 99.37 | 99.60 | 99.93 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 | 100.00 |
| q3 | 0.62 | 0.39 | 0.20 | 0.07 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 |

x : diâmetro / µm Q3 : valor cumulativo / % q3 : density distribution