

MINISTÉRIO DA SAÚDE



COORDENAÇÃO DE ENSINO
Residência em Física Médica – Imagem

ANTONIO SANTOS DO CARMO

**COMPARAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM EM SISTEMAS DE MAMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA CR UTILIZANDO PLACAS DE IMAGEM COM
DIFERENTES TEMPOS DE USO**

Rio de Janeiro
2019

ANTONIO SANTOS DO CARMO

**COMPARAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM EM SISTEMAS DE MAMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA CR UTILIZANDO PLACAS DE IMAGEM COM
DIFERENTES TEMPOS DE USO**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Instituto Nacional de
Câncer José Alencar Gomes da Silva como
requisito parcial para a conclusão do
Programa de Residência em Física Médica
– Imagem

Orientador: Prof. MSc. Fernando Mecca
Augusto

Rio de Janeiro

2019

C287 CARMO, Antônio Santos do.

Comparação da qualidade da imagem em sistemas de mamografia computadorizada CR utilizando placas de imagem com diferentes tempos de uso / Antônio Santos do Carmo. – Rio de Janeiro : INCA 2019.

49f.

Orientador: Fernando Mecca Augusto.

Monografia (Residência Multiprofissional em Oncologia) – Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, 2019.

1. Neoplasias da mama. 2. Mamografia. 3. Imagem mamográfica. I. Augusto, Fernando Mecca. II. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. III. Título.

CDD 614.5999

Bibliotecário Responsável: Robson Dias Martins CRB-7: 5284

ANTONIO SANTOS DO CARMO

**Comparação da qualidade da imagem em sistemas de mamografia
computadorizada CR utilizando placas de imagem com diferentes tempos de
uso**

Avaliado e Aprovado por:

Orientador: Prof. MSc. Fernando Mecca Augusto

Prof^a. Dra. Elizabeth Aparecida Vianello

Prof. MSc. Leonardo Vieira Travassos

Data: 12 / 03 / 2019

Rio de Janeiro

201

Dedico este trabalho à minha querida mãe, senhora Maria Francisca, pois diante de todas as adversidades vividas, entre elas a de não poder estudar, sempre se esforçou para me manter na escola, e inspirou-me a buscar o melhor e sempre lutar por aquilo que eu sonhava para minha vida.

AGRADECIMENTOS

À minha família, principalmente à minha mãe, a senhora Maria Francisca e ao meu irmão João e sua esposa Vilma por me receberem em sua casa durante todo esse período.

Ao Prof. Dr. Jorge Wagner Esteves da Silva que muito me ajudou no desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu orientador, Prof. MSc. Fernando Mecca Augusto, pelos ensinamentos e paciência, pois muito do que aprendi neste trabalho devo a ele.

Ao Ministério da Saúde pela concessão da bolsa de estudos, sem a qual seria muito mais difícil minha estadia aqui no Rio de Janeiro.

A todos, muito obrigado!

Na ciência tentamos informar as pessoas, de um modo que seja entendido por todos, alguma coisa que ninguém sabia até então.

Paul Dirac

RESUMO

O câncer de mama é, atualmente, uma das maiores causas de morte entre as mulheres em todo o mundo, por isso surge à necessidade de um diagnóstico o mais preciso possível. Logo, tem-se também que haja nos serviços de mamografia um controle de qualidade capaz de garantir uma imagem mamográfica de qualidade. No mundo todo, sistemas nacionais de saúde têm implantado programas de rastreamento populacional de câncer de mama baseados em mamografia, pois há cada vez mais se evidencia a preocupação com a qualidade desse tipo de imagem, bem como o uso seguro da radiação visando oferecer a melhor imagem com o menor nível possível de risco para a paciente. Nas técnicas de imagens médicas usadas em radiologia, a energia usada para produzir a imagem deve ser capaz de penetrar os tecidos de modo que ocorra uma interação entre os fótons de raios X e o tecido em análise. Essa interação leva à preocupação com a possibilidade do surgimento de um câncer induzido por essa radiação. Os avanços tecnológicos nas últimas décadas melhoraram muito a qualidade da imagem mamográfica e, conseqüentemente, a precisão diagnóstica. Por outro lado, também têm surgido novos desafios no Controle de Qualidade em Mamografia. Neste contexto, este trabalho apresenta uma análise comparativa das imagens mamográfica obtidas utilizando-se três grupos de cassetes Agfa MM3.0 usados em um serviço de mamografia. Os cassetes possuem diferentes tempos de uso e as imagens geradas nos testes foram obtidas utilizando-se o Controle Automático de Exposição (AEC) e foram analisadas com o auxílio do COQ, o plugin do soft *ImageJ*. Os testes empregados aqui visam a análise da Linearidade do Receptor de Imagem, o Ruído, a Função Transferência de Modulação (MTF), a Eficiência Quântica do Detector (DQE), a Razão contraste-ruído em função da espessura de PMMA e a Dose Glandular Média (DGM) medida no serviço.

Palavras chaves: Câncer de mama. Mamografia. Imagem mamográfica.

ABSTRACT

The breast cancer is currently one of the leading causes of death among women worldwide, so there is a need for as accurate a diagnosis as possible. Therefore, there is also a need for quality control in mammography services that can guarantee a quality image. Throughout the world, national health systems have implemented population mammography screening programs based on mammography, as there is increasing concern about the quality of this type of image, as well as the safe use of radiation to provide the best image with the lowest possible level of risk to the patient. In medical imaging techniques used in radiology, the energy used to produce the image must be able to penetrate the tissues so that an interaction between the X-ray photons and the tissue under analysis occurs. This interaction leads to concern about the possibility of cancer arising from exposure of the patient to radiation. The technological advances in the last decades have greatly improved the quality of the image produced in mammography exams and, consequently, the diagnostic accuracy. On the other hand, new challenges have arisen in Mammography Quality Control. In this context, this work presents a comparative analysis of the images using three groups of Agfa MM3.0 cassettes used in a mammography service. The cassettes have different times of use and the images generated in the tests were obtained using Automatic Exposure Control (AEC) and analyzed using the COQ, the soft ImageJ plugin. The tests used here are aimed at analyzing the Image Receiver Linearity, Noise, Modulation Transfer Function (MTF), Detective Quantum Efficiency (DQE), Signal-to-Noise Ratio as a function of PMMA thickness and Mean Glandular Dose (MGD) measured in the service.

Keywords: Breast cancer. Mammography. Mammographic image.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Ilustração da CNR..... | 24 |
| Figura 2 - Representação da análise da SNR. | 25 |
| Figura 3 - Representação esquemática do conceito MTF..... | 27 |
| Figura 4 – Exemplo de gráfico da Função de resposta do detector. | 31 |
| Figura 5 - Posicionamento do detector para o teste da linearidade. | 32 |
| Figura 6 - Exemplo de gráfico da relação do logaritmo natural do kerma em função dos VMP..... | 33 |
| Figura 7 - Exemplo de gráfico dos valores de pixel linearizado em função do kerma na entrada. | 34 |
| Figura 8 - Exemplo de gráfico das componentes do ruído em função do VMP'. | 35 |
| Figura 9 - Gráfico da resposta do detector referente ao Grupo 1..... | 37 |
| Figura 10 - Gráfico da resposta do detector referente ao Grupo 2..... | 38 |
| Figura 11 - Gráfico da resposta do detector referente ao Grupo 3..... | 38 |
| Figura 12 - Gráfico do ruído total referente ao Grupo 1. | 40 |
| Figura 13 - Gráfico do ruído total referente ao Grupo 2. | 41 |
| Figura 14 - Gráfico do ruído total referente ao Grupo 3. | 41 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Linearidade do Receptor de Imagem. | 37 |
| Tabela 2 – Apresenta os valores de ruído Eletrônico, Quântico e Estrutural referente aos três grupos de cassetes..... | 39 |
| Tabela 3 - Apresenta os valores de ruído total referente aos cassetes do grupo 1..... | 40 |
| Tabela 4 - Apresenta os valores de ruído total referente aos cassetes do grupo 2..... | 40 |
| Tabela 5 - Apresenta os valores de ruído total referente aos cassetes do grupo 3..... | 41 |
| Tabela 6 - Frequências aceitáveis nas quais a MTF cai a 50% e a 20%. | 42 |
| Tabela 7 - Frequências nas quais o MTF cai a 50% e 20% (ciclos / mm)..... | 42 |
| Tabela 8 – DQE Pico e DQE a 5 mm^{-1} no kerma no ar no modo AEC utilizado no serviço de mamografia com 2 mm AL adicionado à filtragem do feixe..... | 43 |
| Tabela 9 - Valores limites referentes a cada espessura de PMMA. | 44 |
| Tabela 10 - Razão Contraste-Ruído para o serviço de Mamografia referente ao Grupo 1. | 44 |
| Tabela 11 - Razão Contraste-Ruído para o serviço de Mamografia referente ao Grupo 2. | 44 |
| Tabela 12 - Razão Contraste-Ruído para o serviço de Mamografia referente ao Grupo 3. | 44 |
| Tabela 13 - Valores medidos para Dose Glandular Média (DGM) no serviço. | 45 |

SUMÁRIO

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO | 13 |
| 2 | OBJETIVOS | 18 |
| 2.1 | OBJETIVO GERAL | 18 |
| 2.2 | OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 18 |
| 3 | FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 19 |
| 3.1 | A QUALIDADE DA IMAGEM MAMOGRÁFICA | 21 |
| 4 | MATERIAIS E MÉTODOS | 30 |
| 4.1 | FUNÇÃO DE RESPOSTA DO DETECTOR DA PLACA DE IMAGEM | 30 |
| 4.1.1 | <i>LINEARIDADE DE RESPOSTA DO DETECTOR</i> | 31 |
| 4.1.2 | <i>RUÍDO DA IMAGEM</i> | 34 |
| 4.2 | CÁLCULO DA SNR, CNR, MTF E DQE | 36 |
| 5 | DISCUSSÃO DOS RESULTADOS | 37 |
| 5.1 | LINEARIDADE DO RECEPTOR DE IMAGEM | 37 |
| 5.2 | RUÍDO DA IMAGEM | 39 |
| 5.3 | FUNÇÃO TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO (MTF) | 42 |
| 5.4 | EFICIÊNCIA QUÂNTICA DO DETECTOR (DQE) | 42 |
| 5.5 | RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DE PMMA | 43 |
| 5.6 | DOSE GLANDULAR MÉDIA (DGM) MEDIDA NO SERVIÇO | 45 |
| 6 | CONCLUSÃO | 46 |
| | REFERÊNCIAS | 47 |

1. INTRODUÇÃO

As Doenças e Agravos Não Transmissíveis (DANT) – cardiovasculares, neoplasias, respiratórias crônicas e diabetes – constituem atualmente, segundo Inca (2017, p. 25), as principais causas de adoecimento e mortes no mundo. Estima-se que em 2008 foram 36 milhões de óbitos, dos quais 21% são atribuídas ao câncer. “A estimativa mundial mostra que, em 2012, ocorreram 14,1 milhões de casos novos de câncer e 8,2 milhões de óbitos” (INCA, 2017, p. 25), sendo que a maior frequência em mulheres corresponde ao câncer de mama com 25,2%. Tem-se ainda que, a Organização Mundial da Saúde estima 1 milhão de casos novos de câncer deste tipo por ano no mundo (INCA, 2012, p. 25). Sendo que, no Brasil, o câncer de mama é, atualmente, a segunda causa de mortes em mulheres e a primeira entre as neoplasias malignas (INCA, 2012, p. 25). Nesse contexto, o exame de mamografia têm se tornado cada vez mais indispensável no diagnóstico e controle do avanço desta doença. A mamografia é um exame de raios X da mama. Seu principal objetivo é facilitar a detecção deste tipo de câncer em um estágio anterior de seu desenvolvimento natural em relação ao que é possível pelo exame clínico (MCLEAN, 2011, p. 1).

No mundo todo, sistemas nacionais de saúde têm implantado programas de rastreamento populacional de câncer de mama baseados em mamografia. Uma vez que há a preocupação com a qualidade da imagem mamográfica e o uso seguro da radiação visando oferecer a melhor imagem com o menor nível possível de exposição da paciente, ou seja, menor dose recebida pela paciente possível.

O uso de aparelhos para a aquisição de imagem médica do corpo humano requer o uso de alguma forma de energia. Nas técnicas de imagens médicas usadas em radiologia, a energia usada para produzir a imagem deve ser capaz de penetrar os tecidos, uma vez que neste caso a luz visível tem capacidade limitada na penetração de tecidos em profundidade. Logo, esta é usada principalmente fora do departamento de radiologia. Na radiologia diagnóstica, o espectro eletromagnético fora da região da luz visível é usado para a aquisição de imagens médicas tais como radiografias, mamografias, tomografia computadorizada (CT). Temos ainda, radiofrequência (RF), usada em ressonância magnética, ou ainda, energia mecânica, na forma de ondas sonoras de alta frequência, utilizada para gerar imagens de ultrassom.

Todas as imagens médicas exigem que a energia usada para penetrar nos tecidos do corpo também interaja com esses tecidos. Se a energia passasse pelo corpo e não houvesse algum tipo de interação, a energia detectada não possuiria nenhuma informação útil sobre a anatomia e, portanto, não seria possível construir uma imagem da anatomia interna do tecido utilizando essa tecnologia. Portanto, para a produção de imagens médicas é necessário alguma forma de radiação eletromagnética fora da região do espectro da luz visível. Nesse caso, a forma mais comum utilizada ainda são os Raios X.

Atualmente, cada vez mais têm surgido tecnologias capazes de produzir imagens médicas de alta qualidade. Em todo caso, em imagens médicas, a qualidade não está relacionada com a aparência, mas com a forma como ela transmite informações anatômicas ou funcionais ao médico que irá interpretá-las, de modo que o diagnóstico possa ser feito de forma mais precisa possível. De fato, as imagens radiológicas adquiridas com radiação ionizante quase sempre podem ser feitas de forma muito mais definida e com uma melhor resolução. Para isto, bastaria simplesmente ao aumentar os níveis de radiação utilizados, mas a dose de radiação no paciente constitui uma preocupação importante, uma vez que uso descontrolado dessa radiação pode fazer com que surjam efeitos indesejáveis no paciente. As imagens médicas de diagnóstico, portanto, requerem uma série de compensações importantes, nas quais a qualidade da imagem não é necessariamente maximizada, mas sim otimizada para que seja possível sua utilização com o objetivo de diagnóstico específico para o qual o exame foi solicitado.

Como já foi mencionado, há várias tecnologias que são utilizadas na aquisição de imagens médicas, cada uma com um fim bem específico. Para fins deste trabalho, a tecnologia de interesse é a utilizada em aparelhos de mamografia, ou seja, a produção de raios X específicos para a produção de imagens mamográficas. Um mamógrafo constitui basicamente de um tubo de raios X e um receptor de imagens acoplados em lados opostos.

A mamografia é um exame radiográfico desenvolvido para detectar as patologias da mama, particularmente o câncer de mama. O rastreio do câncer da mama com mamografia ajuda na detecção de possíveis lesões em uma fase muito precoce e mais tratável, e é um procedimento clínico importante para o diagnóstico e tratamento desta patologia. Os avanços tecnológicos nas últimas décadas melhorou muito a qualidade da imagem mamográfica e, conseqüentemente, a precisão

diagnóstica. Avanços tecnológicos proporcionaram uma imagem de melhor qualidade, mas também, o surgimento de novos desafios para médicos, técnicos, físicos médicos, engenheiros.

De acordo com Almeida (2014, p. 1), existem atualmente duas formas de aquisição de imagens utilizadas em mamografia digital, as quais representam diferentes gerações dessa tecnologia. Um utiliza mamógrafos convencionais para gerar a imagem que será registrada em uma placa de fósforo fotoestimulável. Após a exposição dessa placa, ela é inserida em um aparelho digitalizador, o qual irá converter a informação armazenada em sinal eletrônico que dará origem a uma imagem digital. Este sistema é conhecido como sistema de mamografia digital computadorizada CR. O outro utiliza um mamógrafo específico que gera e registra imediatamente a imagem do tecido em uma matriz de detectores. Este sistema é conhecido como mamografia digital direta, DR.

O Ministério da Saúde em consonância com órgãos internacionais (International Atomic Energy Agency – IAEA, American College of Radiology – ACR) tem estabelecido a obrigatoriedade de programas de controle da qualidade da imagem e da dose de radiação como pré-requisitos para participação nos serviços de rastreamento do câncer de mama por meio da mamografia.

O Programa de Certificação da Qualidade em Mamografia (PCQM/CBR) incluiu em seu processo de avaliação do Serviço de Mamografia requisitos técnicos de qualidade da imagem estabelecidos pela Portaria N° 453/98, do Ministério da Saúde. Um programa de controle de qualidade em radiodiagnóstico compõe um conjunto de testes e avaliações que torna possível identificar de forma confiável algum problema que seja capaz de comprometer a qualidade final da imagem médica, bem como a segurança dos envolvidos no processo de aquisição da imagem radiológica. Por Controle de Qualidade em Imagem Mamográfica entende-se um conjunto de testes para assegurar a qualidade deste tipo de imagem, o quais também têm como base os requisitos técnicos da mamografia estabelecidos na Portaria nº 453/98.

De acordo com Mclean (2011, p. 3), a mamografia em tela-filme é bem estabelecida como uma ferramenta para detecção e diagnóstico radiológico do câncer de mama. Usado na triagem de rotina de mulheres assintomáticas, tem sido demonstrado que contribui para a redução da mortalidade. Ainda é a técnica de imagem mais utilizada para detectar o câncer de mama e tem as vantagens de ser

relativamente barata e acessível. No entanto, esse tipo de exame mamográfico possui algumas limitações, como a deterioração da resposta do filme em baixas e altas exposições; inflexibilidade no ajuste do brilho e contraste da imagem, e ligação rígida destes ao nível de exposição aos raios X; a falta de eficiência na utilização da dose de radiação incidente; ruído associado à granularidade do filme e estrutura da tela; a ineficiência dos métodos de rejeição de radiação dispersa; limitações na otimização de imagens; inconveniência no armazenamento e recuperação de imagens; e questões ambientais relacionadas ao descarte de produtos químicos utilizados no processamento das imagens. Ainda, segundo Mclean (2011, p. 3), a mamografia digital foi submetida a uma avaliação bastante extensa, tanto técnica como clínica, incluindo comparações entre mamografias digitais e de filmes para rastreamento e tem demonstrado vantagem em termos de sensibilidade em mulheres com mamas densas, mulheres com menos de 50 anos de idade e mulheres na pré-menopausa. Mclean (2011, p. 3) ainda enumera algumas vantagens da mamografia digital, tais como: melhoria da precisão do diagnóstico na mama densa; maior rendimento na aquisição de imagem; redução da dose na paciente; a capacidade de distribuir a em rede de forma que possa ser visualizada em vários locais simultaneamente; eliminação de problemas associados ao processamento químico (ou seja, questões ambientais e de saúde ocupacional, e custos relacionados à química de filmes e processamento); a possibilidade de introdução de novas técnicas (computer assisted detection (CAD), telemografia, tomossíntese, mamografia digital com contraste). Por outro lado, conforme Mclean (2011, p. 3) há alguns desafios a serem superados como é o caso do aumento do tempo necessário para a interpretação da imagem, juntamente com a necessidade de os radiologistas se ajustarem a novos atributos de imagem; a necessidade de radiologistas, radiologistas, etc., se adaptarem à nova tecnologia; características de desempenho técnico mais pobres de alguns sistemas digitais em comparação com o sistema de tela-filme, conforme expresso por sua função de transferência de modulação (MTF), eficiência quântica de detecção (DQE) e relação sinal-ruído (SNR), dentre outros. Nesse contexto, a definição de padrões de desempenho e qualidade de imagens de equipamentos de mamografia digital, bem como a otimização de doses de radiação são de grande importância para o funcionamento de serviços de mamografia, pois permitem a maximização dos benefícios nesse tipo de exame, possibilitando uma melhor precisão no diagnóstico, e ao mesmo tempo minimiza o risco das pessoas

envolvidas no processo devido ao uso da radiação ionizante. Portanto, torna-se necessário a definição de parâmetros que descrevam as propriedades de imagem específicas de dispositivos de imagens mamográficas digitais.

De acordo com a IEC¹ 62220-1-2 (2007, p. 5), há um consenso crescente no mundo científico de que a Eficiência Quântica do Detector (DQE) é o parâmetro mais adequado para descrever o desempenho de imagem de um aparelho de imagem de raios X. A DQE descreve a capacidade do dispositivo de imagem de preservar a relação sinal-ruído do campo de radiação para os dados de imagem digital resultante, uma vez que na imagem de raios X, o ruído no campo de radiação está intimamente ligado ao nível de exposição. Tem-se ainda que, os valores da DQE também podem ser considerados para descrever a eficiência da dose de um dado dispositivo de imagem.

A DQE já é amplamente utilizada pelos fabricantes para descrever o desempenho de seus equipamentos. A especificação da DQE também é exigida pelas agências reguladoras internacionais para os procedimentos de admissão do uso de um determinado aparelho.

Este trabalho utiliza algumas técnicas e procedimentos já definidos na literatura atual que visam a definição de parâmetros físicos que possam ser utilizados na análise de uma imagem mamográfica. Dentre esse parâmetros temos a DQE, a Resposta do Detector.

¹ International Electrotechnical Commission (IEC) é uma organização mundial de padronização que inclui todos os comitês nacionais de eletrotécnica (Comitês Nacionais da IEC). O objetivo do IEC é promover a cooperação internacional em todas as questões relativas à padronização nos campos elétricos e eletrônicos.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar a resposta de três grupos de sistemas de detectores (placas de imagens; cassetes) em função de seu tempo de uso, por meio da correlação de diferentes parâmetros de qualidade de imagem.

2.2 Objetivos específicos

- (i) Analisar a linearidade da resposta do detector em função da dose;
- (ii) Analisar os componentes ruído (Noise) – coeficientes de ruídos eletrônico, quântico e estrutural da imagem – utilizados para analisar a relação entre o kerma no detector e ruído na imagem;
- (iii) Medir a Razão Contraste-Ruído (CNR) em cada placa de imagem;
- (iv) Obter e analisar os valores da Eficiência Quântica do Detector (DQE) cada placa de imagem.

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

O câncer de mama é o tipo mais comum entre as mulheres em todo o mundo e é uma das principais causas de mortalidade por câncer em mulheres. De acordo com INCA (2017, p. 25), foi o segundo tipo de câncer mais incidente no mundo, com 1,7 milhão de casos. Estima-se ainda, para o Brasil, biênio 2018-2019, a ocorrência de 600 mil casos novos de câncer, para cada ano e, destes, estima-se aproximadamente 60 mil novos casos de câncer de mama. Neste contexto, exames de mamografia de alta qualidade diagnóstica são importantíssimos no combate a esse tipo de câncer.

Uma mama humana saudável é composta por um complexo sistema de estruturas fibroglandulares, conhecidos como o parênquima. Com o passar do tempo, tecido adiposo vai substituindo o parênquima. De acordo com Brasil (2007, p.29), essa substituição

“é um processo dinâmico que ocorre na mama da maioria das mulheres, de acordo com a faixa etária. Embora seja um processo fisiológico, não existe correlação perfeita entre a faixa etária e a substituição adiposa, pois é comum encontrarmos mulheres jovens com a mama bem substituída e mulheres idosas com pouca ou nenhuma substituição na mama”.

O tecido adiposo aparece escuro em uma mamografia, enquanto o fibroglandular é mais opaco e resulta em áreas mais claras.

De acordo com Mclean (2011, p. 1), tem sido demonstrado que a triagem de rotina com mamografia de alta qualidade é eficaz na redução da mortalidade por câncer de mama em mulheres com idade entre 40 e 69 anos. Nos países com programas de rastreamento mamográfico, houve uma redução acentuada na mortalidade por câncer de mama nas últimas duas décadas. A mamografia também é útil para refinar o diagnóstico de câncer de mama (avaliação ou investigação) depois que uma área suspeita na mama foi detectada e para localizar uma lesão para terapia.

Os sinais radiológicos do câncer de mama incluem densidades de massa que são tipicamente mais atenuantes de raios X do que o tecido normal, pequenas microcalcificações, assimetria entre as duas mamas e distorção na arquitetura padrão dos tecidos. Para detectar o câncer de mama com precisão e no estágio mais precoce possível, a imagem deve ter excelente contraste de modo a permitir a

análise das densidades de massa e estruturas fibrosas. A resolução espacial deve ser excelente para revelar as microcalcificações, seu número e sua forma.

O seu principal objetivo do exame de mamografia é facilitar a detecção do câncer de mama em uma fase ainda muito precoce de modo a tornar mais eficiente seu tratamento. Segundo Leblans; Vandenbroucke; Willems (2011, p. 1065), e a função de um sistema de radiografia é traduzir as modulações do raio X transmitidas pelo paciente para uma imagem visível e reproduzi-las fielmente para que seja visualizado claramente os detalhes das partes do corpo.

A radiografia é realizada com uma fonte de raios X de um lado do paciente e um detector de raios X (tipicamente plano) no outro lado. Um pulso de raios X de curta duração (normalmente menos de meio segundo) é emitido pelo tubo de raios X, uma grande fração dos fótons de raios X interage no paciente, e alguns passam por ele e alcançam o detector, onde uma imagem radiográfica é formada.

O feixe de raios X que entra no objeto a ser radiografado (ou paciente) constitui uma distribuição homogênea de fótons o qual será modificado pelo grau em que fótons serão removidos do feixe (isto é, atenuado) por dispersão e absorção dentro dos tecidos. As propriedades de atenuação de tecidos como osso, tecido normal e ar dentro do paciente são muito diferentes, resultando em uma distribuição heterogênea do feixe raios X que sai do paciente. A imagem radiográfica é uma imagem desta distribuição de raios X. O detector utilizado na radiografia pode ser o filme fotográfico, por exemplo, radiografia de tela-filme (Sistema analógico), ou um sistema de detector eletrônico, radiografia digital (BUSHBERG, 2011, p. 4).

Assim, a mamografia é um tipo de projeção do objeto radiografado. Esta projeção resulta na imagem a ser digitalizada. Neste caso, a imagem gerada precisa fornecer detalhes das diferentes partes do objeto ou tecido radiografado, o que chamamos de contraste (devido à diferença na densidade dos tecidos que formam a mama). Para acentuar o contraste na mama, a mamografia faz uso de energias de raios X muito mais baixas do que uma radiografia convencional e, conseqüentemente, os sistemas de raios X e detectores são projetados especificamente para imagens de mamográficas (BUSHBERG, 2011, p. 5).

De acordo com Leblans; Vandenbroucke; Willems (2011, p. 1036), a busca por tecnologias radiográficas digitais começou nos anos setenta do século passado. A Kodak patenteou o princípio da radiografia computadorizada (CR) em meados desta década. Ao longo dos anos, a tecnologia CR é frequentemente comparada à

radiografia direta (DR). A tecnologia CR geralmente envolve o uso de um cassete, como nos sistemas tradicionais de tela-filme e a DR normalmente captura a imagem diretamente em um detector de tela plana. A maioria dos detectores DR tem uma tela de fósforo que converte o sinal de raios X em um sinal de luz visível. Essa luz cria um sinal de saída digital em uma camada de fotodiodo a-Si², então, o sinal digital é lido por transistores e a imagem é projetada diretamente em um monitor. Na tecnologia CR, uma placa de armazenamento de fósforo é exposta em um cassete à prova de luz, como na radiografia de tela-filme. Após a exposição aos raios X e a identificação do paciente, o cassete é introduzido em um scanner para leitura e digitalização da imagem formada. Neste caso, o detector de tela-filme é substituído por uma placa de fósforo de armazenamento. Em um fósforo de armazenamento, parte dos pares de elétrons/furos não se recombina para transferir sua energia para um centro luminescente e uma fração considerável fica presa em estados metaestáveis. Enquanto o fósforo não for exposto à luz ou ao calor, a recombinação não é possível e os elétrons/furos permanecem presos. Os elétrons aprisionados são sensíveis à luz e um fóton, normalmente, proveniente de laser infravermelho fornece energia suficiente para eles escaparem, fornecendo assim a informação necessária para a formação da imagem.

3.1 A qualidade da imagem mamográfica

O controle de qualidade em mamografia surgiu da necessidade provocada pelo fato de que sistemas de saúde no mundo todo decidiram implantar programas de rastreamento do câncer de mama baseado em mamografias. Assim, surgiu a necessidade de que os exames mamográficos possuíssem a melhor qualidade de imagem associada à menor dose de radiação possível.

Em termos de qualidade, a imagem médica precisa fornecer as informações necessárias para uma análise eficiente e um diagnóstico o mais preciso possível. Ela ainda depende das propriedades do objeto radiografado, do sistema de imagem – ou seja, do hardware – e da técnica utilizada. Considerando o hardware, os aspectos que afetam a qualidade da imagem são o ânodo, o filtro de raios X, a tensão do tubo, a dose de radiação, a dispersão e o detector. Além disto, temos

² Silício amorfo.

ainda alguns aspectos físicos que influenciam a qualidade da imagem médica, são eles: o contraste, resolução espacial e ruído. Os aspectos físicos são correlacionados e afetam uns aos outros de maneiras complexas. Entretanto, todos eles precisam atingir valores suficientemente aceitáveis para cada tarefa a qual a imagem foi solicitada de modo a obter imagens úteis.

No Brasil, de acordo com Araújo *et al.* (2017, p. 166), a implantação de programas de rastreamento e o reconhecimento da importância de assegurar a máxima qualidade dos exames para o diagnóstico do câncer de mama tiveram início nos anos de 1970. Neste ano, o Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA) iniciou trabalhos nesta área por meio da instalação dos primeiros mamógrafos. Em 1992, em parceria com o INCA, o Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR) criou o Programa de Certificação de Qualidade em Mamografia (PCQM/CBR), e somente em 2009, o INCA cria seu próprio Programa de Qualidade em Mamografia (PQM/INCA). Três anos depois, em 2012, o Ministério da saúde (MS) cria o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM/MS).

De acordo com Konstantinidis (2011, p. 18), o contraste representa a magnitude das diferenças de sinal medido entre o objeto de interesse e o fundo circundante e contém as informações de diagnóstico em imagens médicas. O contraste radiográfico é resultado da variação na densidade entre áreas do material radiografado. Tais variações provocam atenuações distintas do feixe de raios X ao atravessar o material radiografado. Segundo Dance, *et al.* (2014, p. 63), o contraste é definido como a relação entre a diferença do sinal e o sinal médio. A lógica por trás disso é que uma pequena diferença é insignificante se o sinal médio é grande, enquanto a mesma pequena diferença é facilmente visível se o sinal médio é pequeno. Em geral, na imagiologia médica, vamos querer obter um alto contraste para visualizar bem as características da doença. Existem duas definições comuns de contraste em imagens médicas. o contraste de Weber, ou o contraste local, é definido como:

$$C = \frac{f_a - f_b}{f_b} \quad (3.1)$$

Onde, f_a e f_b representam o sinal do espectro e do fundo respectivamente.

O contraste de Weber é comumente usado em casos em que espectros pequenos estão presentes em um background grande e uniforme. A modulação ou o contraste de Michelson é comumente usado para padrões em que espectros claros e escuros ocupam frações semelhantes da imagem. O contraste de modulação é definido como,

$$C_M = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\max} + f_{\min}} \quad (3.2)$$

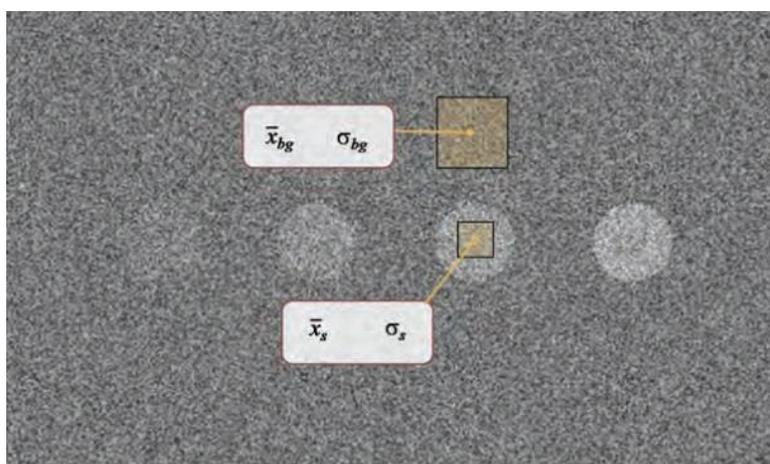
onde f_{\max} e f_{\min} representam os sinais máximos e mínimos. O contraste de modulação tem interesse particular na análise de Fourier de imagens médicas (Dance, et al., 2014, p. 64). A escolha da definição correta de contraste depende do tamanho do objeto que se deseja observar. Em geral, o contraste local é usado quando um objeto pequeno é apresentado em um fundo uniforme (Dance, et al., 2014, p. 64).

O contraste permite a identificação de detalhes dentro da mesma estrutura, ou ainda, em estruturas distintas. Neste caso, o contraste está intimamente ligado à resolução espacial da imagem. Conforme Bushberg (2011, p. 60), resolução espacial descreve o nível de detalhe que pode ser visto em uma imagem. Em termos simples, a resolução espacial diz respeito a quão pequeno um objeto pode ser visto em um sistema de imagem específico – e isso seria a resolução espacial limitante. Ela pode ser entendida ainda como uma métrica para quantificar a capacidade de um sistema de geração de imagens de exibir dois objetos únicos, intimamente separados no espaço, ou ainda, a capacidade de um detector de representar características anatômicas distintas dentro do objeto radiografado.

O ruído expressa variações sistemáticas e aleatórias sobrepostas ao sinal medido “verdadeiro”, ou seja, sinal útil para a produção da imagem. Neste trabalho, será analisado o ruído atribuído aos fótons de raios X, que são portadores de informações referentes ao que se deseja observar (ruído quântico), do detector de raios X (ruído estrutural) e ruído associando à leitura e amplificação do sinal (ruído eletrônico). Estes três fatores e a relação entre eles são descritos quantitativamente pela Relação Contraste-Ruído (CNR), Razão Sinal-Ruído (SNR), faixa dinâmica, Função de Transferência de Modulação (MTF), Espectro de Potência de Ruído (NPS) e parâmetros de Eficiência Quântica do Detetor (DQE).

A CNR representa a relação entre contraste e ruído em uma imagem. Segundo Bushberg (2011, p. 91), a relação contraste-ruído é uma medida da intensidade do sinal na presença de ruído independente do tamanho do objeto. A CNR é uma medida independente da área de interesse na qual deseja analisar o contraste, relativo ao ruído, em uma imagem. Ela é útil para otimizar os parâmetros de aquisição de imagens para objetos genéricos de tamanhos e formas variáveis, como pode ser visto na Fig. 1.

Figura 1 - Ilustração da CNR.



Fonte: (BUSHBERG, 2011, p. 91)

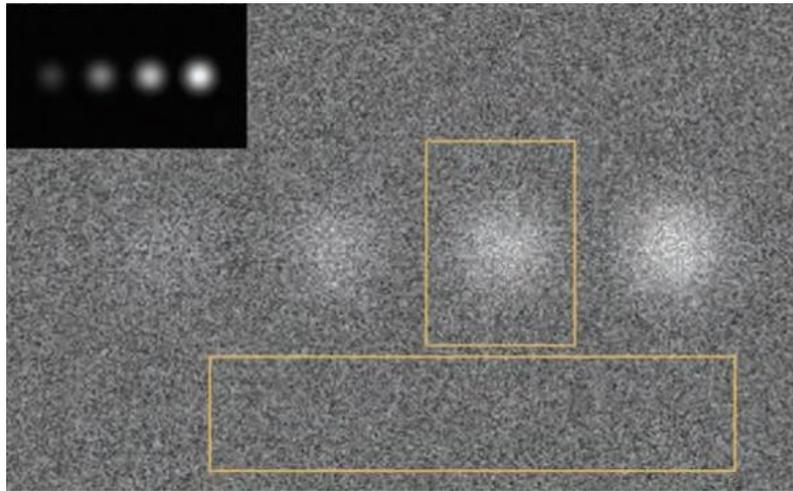
O contraste no exemplo da Fig. 1 é a diferença entre a escala de cinza média de uma região de interesse (ROI) no disco (\bar{X}_s) e aquela em uma ROI em segundo plano (\bar{X}_{bg}), e o ruído pode ser calculado a partir do ROI de fundo. A CNR pode ser dada conforme Eq. 3.3

$$CNR = \frac{\bar{X}_s - \bar{X}_{bg}}{\sigma_{bg}} \quad (3.3)$$

A CNR é uma boa métrica para descrever a amplitude do sinal em relação ao ruído ambiente em uma imagem, e isso é particularmente útil para objetos simples. Como a CNR é calculada usando a diferença nos valores médios entre a região do sinal e o fundo, essa métrica é mais aplicável quando objetos de teste que geram um nível de sinal homogêneo são usados, ou seja, onde a escala de cinza média no sinal ROI é representativa do objeto inteiro.

Semelhantemente, a SNR expressa a relação entre sinal e ruído. Conforme apresenta Bushberg (2011, p. 91), a SNR é uma métrica semelhante à CNR, exceto que o tamanho e a forma do objeto são incluídos explicitamente no cálculo. Além disso, a SNR não requer que o objeto de teste que gere o sinal seja homogêneo; no entanto, em princípio, o fundo precisa ser homogêneo, como pode ser visto na Fig. 2.

Figura 2 - Representação da análise da SNR.



Fonte: Bushberg (2011, p. 92)

A amplitude do sinal de cada pixel é a quantidade em que este fragmento da imagem é maior em relação ao sinal de fundo médio, assim, para um sinal de fundo médio de \bar{X}_{BG} , o sinal em cada pixel i na imagem é $X_i - \bar{X}_{BG}$. O denominador é o desvio padrão na região de fundo homogêneo da imagem (σ_{BG}) e, portanto, a SNR representa o sinal integrado sobre uma ROI, que envolve o objeto de interesse, dividido pelo ruído, conforme Eq. 3.4.

$$SNR = \frac{\sum_i (X_i - \bar{X}_{BG})}{\sigma_{BG}}. \quad (3.4)$$

Conforme expressa ainda Bushberg (2011, p. 92), a SNR pode ser calculada pela soma dos valores de diferença sobre uma ROI retangular, que envolve a região do sinal, conforma Fig. 2. Observe que essa definição da SNR permite que a computação seja realizada mesmo quando a região do sinal não é homogênea. A

SNR calculada conforme Eq. 3.3 exige que o valor de \bar{X}_{BG} seja o mais preciso possível e, portanto, deve ser calculada sobre uma região tão grande quanto possível. A SNR é uma das métricas mais significativas que descreve a distinção de um objeto na imagem, ou seja, quão bem ele será visto pelo médico quando da análise da imagem mamográfica.

O intervalo dinâmico representa o intervalo de dose incidente que o detector pode acomodar e converter em sinal de imagem. Ele é definido pela relação entre o sinal máximo e mínimo do detector e é um indicador dos limites de contraste.

Na tecnologia CR, a placa de imagem (IP) é retirada do cassete para digitalização e introduzida no interior de um scanner. Um feixe de laser é movido sobre a placa na direção de varredura (varredura rápida) por um galvanômetro de varredura ou espelho giratório. Simultaneamente, a placa se move lentamente (direção de varredura lenta). Deste modo, os pixels (elétrons/furo) da placa de fósforo armazenado são estimulados um a um. O sinal local armazenado é proporcional à absorção local de raios X na placa. Um guia de luz transfere a luz emitida para um tubo fotomultiplicador (PMT) e um filtro em frente ao PMT absorve a luz refletida do laser e transmite a luz de emissão de fósforo. Na PMT, o sinal luminoso é transformado em sinal elétrico, amplificado, digitalizado e armazenado em um arquivo de computador. Após esse processo, o IP é exposto a outra fonte de luz para a liberação dos elétrons ainda remanescentes. Então, a placa é reinserida no cassete para reutilização (LEBLANS; VANDENBROUCKE; WILLEMS, 2011, p. 1037).

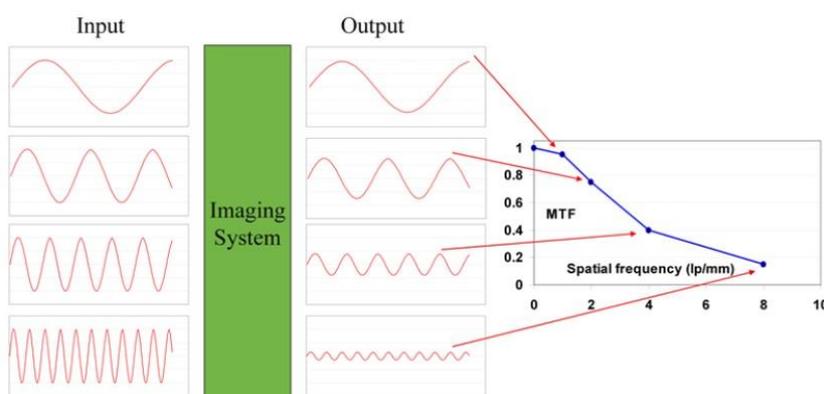
Qualquer sistema de radiografia degrada a qualidade da imagem, introduzindo várias fontes de ruído. No caso da tecnologia CR e para fins deste trabalho, apenas analisaremos a degradação que ocorre devido ao ruído quântico e os ruídos provenientes das imperfeições no IP (estrutural), bem como também o devido ao processo de digitalização (eletrônico).

Temos ainda que, “a função de transferência de modulação (MTF) expressa no domínio da frequência espacial uma relação entre entrada e saída do sinal útil para a formação da imagem no sistema” (ROSSMANN, 1969, p. 257). Em outras palavras, a MTF de um sistema radiográfico permite a identificação de qual o nível de degradação que tal sistema introduz na formação da imagem de um objeto radiografado.

O feixe de laser usado para digitalizar a imagem em CR médica, geralmente, tem um diâmetro entre 50 e 100 μm . Na camada de fósforo, é produzido um halo que pode ter várias centenas de micrômetros de largura. Isto causará uma redução significativa no nível do sinal para detalhes de imagem menores que o halo do laser na camada de fósforo, uma vez que frequências altas estão associadas a objetos pequenos. Um objeto qualquer é formado por estruturas com diferentes frequências espaciais. Os sinais com maior frequência são mais atenuados. Neste caso, quanto maior é a frequência espacial da estrutura, menor é a eficiência de transmissão dessa informação para a imagem, uma vez que, a amplitude dos sinais diminui após passar pelo sistema de formação de imagem. Cada componente do sistema de formação de imagem vai corresponder a uma função MTF (Rossmann, 1969, p. 261).

O ruído extra introduzido no pelo processo de aquisição de imagem reduz as modulações, desfocando a imagem. A redução da modulação é expressa pela função transferência de modulação. Assim, podemos dizer que a MTF é a razão entre a modulação de um sinal senoidal que entra em um dispositivo de imagem e diminui com o aumento da frequência espacial. A Fig. 3 apresenta de forma esquemática deste conceito em que sinais estão entrando e saindo de um sistema de imagem resultando na formação da função transferência de modulação.

Figura 3 - Representação esquemática do conceito MTF.



Fonte: Leblans; Vandenbroucke; Willems (2011, p. 1066).

A MTF mostra a capacidade do detector para reproduzir no contraste da imagem o contraste do objeto em várias frequências espaciais, isto é, representa a relação entre contraste e resolução espacial. Ainda, segundo Leblans;

Vandenbroucke; Willems (2011, p. 1066), a falta de nitidez reduzirá tanto a amplitude útil do sinal quanto a amplitude do ruído. A amplitude do sinal será mais afetada, no entanto, porque o sinal é borrado em cada passo da cadeia de imagem, enquanto o ruído introduzido em uma determinada etapa é borrado apenas pelas etapas subsequentes e não pelas etapas anteriores. Assim, apenas o ruído quântico de raios X é reduzido na mesma medida que o sinal do sistema MTF, porque está presente desde o primeiro estágio na cadeia de obtenção e digitalização da imagem (CHEVALIER, 2010, p. 15). Todos os outros componentes de ruído são reduzidos em menor grau.

A NPS expressa a distribuição do ruído da imagem e é definido em termos de variância, nas várias componentes da frequência espacial da imagem. Segundo Leblans; Vandenbroucke; Willems (2011, p. 1065), diferentes tipos de ruído possuem diferentes distribuições espaciais. O ruído quântico é ruído branco, o que significa que a potência do ruído é idêntica para todas as frequências espaciais. O ruído estrutural, por outro lado, pode ter quase qualquer distribuição às vezes com máximas em frequências espaciais específicas relacionadas a estruturas periódicas no IP originado do processo de revestimento da camada de fósforo. Por meio da combinação do SNR, MTF e NPS determina-se a eficiência quântica do detector (DQE). A DQE representa a capacidade de visualizar detalhes de objetos de um determinado tamanho e contraste (resolução de detalhes de contraste). Conforme Chevalier, (2010, p. 15), a DQE é a magnitude que melhor descreve globalmente um detector, uma vez que ela mede a capacidade do sistema de transferir a SNR incidente acordo com a frequência espacial. O valor ideal para sua magnitude seria a unidade. Neste caso, o sistema seria limitado apenas pelos processos de interação. Mas, na prática, ela é sempre menor que um devido à presença de ruído e outros processos que fazem com que o contraste diminua.

Podemos então entender, que a qualidade de imagem nos sistemas de imagem de raios X é determinada também pelo número de fótons usados para produzi-la. De acordo com Dance, (2014, 83), podemos definir a DQE como uma medida da fração da SNR quântica dos fótons incidentes que é registrado no IP em um sistema de imagem. Temos ainda que, a DQE pode ser também entendida como uma medida que descreve a fidelidade com que um sistema de imagem apresenta os detalhes de objeto radiografado. Por definição, a DQE de um detector digital deve ser independente da dose, isto é, demonstra um comportamento quântico limitado.

No entanto, o desempenho real da DQE depende da dose na presença de ruído do detector (ruído eletrônico) ou não linearidade. Como o sinal e o ruído variam em função da frequência espacial, a DQE é dependente da frequência espacial ν , como apresentado na Eq. 3.5.

$$DQE = \frac{SNR(\nu)_{out}^2}{SNR(\nu)_{in}^2}. \quad (3.5)$$

De acordo com Leblans; Vandebroucke; Willems (2011, p. 1066), um sistema CR não é isotrópico e leva a diferenças no ruído e no MTF entre as direções de varredura rápida e lenta. Isso faz com que a DQE varie de maneira diferente nessas duas direções. Logo, ela deve ser expressa como um funcional das frequências espaciais nessas duas direções, como apresentado na Eq. 3.6.

$$DQE = \frac{SNR(u, \nu)_{out}^2}{SNR(u, \nu)_{in}^2}. \quad (3.6)$$

De acordo com Leblans; Vandebroucke; Willems, (2011, p. 1070), o ruído estrutural é o único componente de ruído que aumenta com o aumento da dose. Na faixa de dose usada em radiografia geral, seu impacto na DQE é pequeno se um IP em boas condições for utilizado. No entanto, para doses mais altas usadas na mamografia, o ruído estrutural tem um impacto considerável na DQE. Tem-se ainda que, segundo Chevalier (2010, p. 15), um sistema com um valor DQE alto requer uma dose menor para fornecer uma relação de contraste/detalhe semelhante a que seria obtida com um sistema que apresenta um valor menor na DQE.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

A análise foi realizada em um conjunto de placas de imagem do fabricante Agfa, modelo MM3.0 Mammo, dedicadas para aplicações em mamografia, com diferentes tempos de fabricação e uso. Os cassetes foram divididos em três grupos, sendo que o Grupo 1 possui data de fabricação no ano de dezembro de 2013, porém este é menos utilizado, cedidos pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD. O Grupo 2 tem data de fabricação de março de 2009, mas este é também o mais utilizado, pois faz parte do acervo do Instituto Nacional de Câncer – HCIII. O Grupo 3, também faz parte do acervo desse mesmo serviço de mamografia, logo também é muito utilizado. No entanto, sua data de fabricação é de abril de 2017. As imagens foram adquiridas em um aparelho de mamografia Siemens, modelo 3000 Nova Mammomat, pertencente ao Instituto Nacional de Câncer – HCIII. Também foi utilizado Para medidas de tensão do tubo de raios X, kerma no ar um multímetro PTW NOMEX, com data de calibração em 11/11/2016, fator de calibração = 1,0.

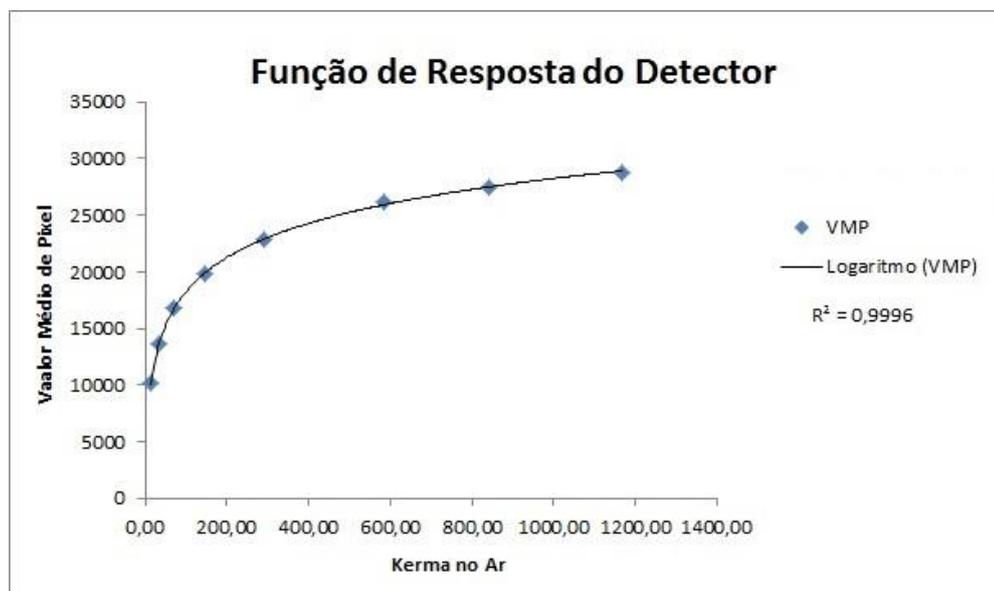
A análise das imagens foi realizada por meio de um plugin (COQ) do soft ImageJ, um programa de análise e processamento de imagens escrito em linguagem Java de domínio público inspirado no NIH Image para Macintosh, conforme declara seu manual. O COQ é um programa que foi desenvolvido como um plugin do ImageJ. Conforme Donini (2014, p. 1), o software pode auxiliar os usuários no cálculo de vários parâmetros físicos, como a curva de resposta, MTF, NPS e a DQE.

4.1 Função de resposta do detector da placa de imagem

O objetivo de se calcular a função de resposta do detector é devido ao fato de que por meio desta função é possível estabelecer uma relação entre a dose no detector e o valor de pixel. De acordo com o European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis – EUREF (2006, p. 118), a função de resposta do detector deve ser monótona aumentando, ou diminuindo. Alguns fabricantes de sistemas, determinado valor é adicionado ao valor de pixel de todos os pixels para evitar valores negativos. Neste caso, ao se calcular a SNR, esse deslocamento deve ser levado em consideração. A função de resposta dos sistemas CR atuais não é linear, como no caso analisado neste trabalho, ela é

logarítmica, como pode ser percebido na Fig. (4). Para esses sistemas, a função de resposta precisa ser linearizada antes que os cálculos de SNR e CNR sejam executados. A linearização dos dados foi realizada conforme descrito na NHSBSP Equipment Report 0604 (NHSBSP, 2009, p. 47), ou seja, são calculados aplicando-se a função inversa de conversão aos dados originais em uma base PIXEL individual, conforme propõe Mackenzie, (2008, p. 341).

Figura 4 – Exemplo de gráfico da Função de resposta do detector.



4.1.1 Linearidade de resposta do detector

O objetivo desse teste é avaliar a resposta do detector variando-se o kerma no ar na entrada do detector, pois, para os sistemas CR essa resposta deve ser linear em função do logaritmo do kerma.

A aquisição da imagem para análise foi realizada colocando-se uma placa de alumínio de 2 mm na saída do feixe de raios X e a técnica utilizada de 28 kV com a combinação de anodo/filtro Molibdênio/Molibdênio (Mo/Mo). O multímetro PTW NOMEX foi posicionado sobre a placa de imagem para se obter os valores de kerma na entrada do detector, conforme a Fig (5). Em seguida, variou-se o produto corrente-tempo (mAs) nos seguintes valores: 4; 8; 16; 32; 63; 125; 180 e 250 mAs. Os dados da imagem foram salvos no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), e analisados com dados originais (RAW DATA). O Valor Médio dos Pixels (VMP) e o Desvio Padrão dos pixels σ foram obtidos

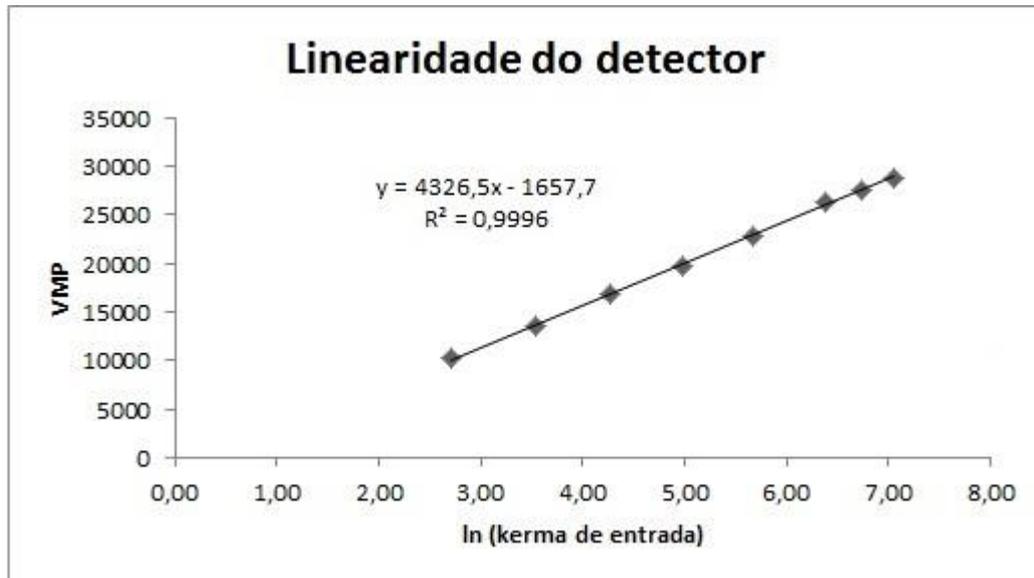
utilizando-se o software ImageJ, no qual, uma região de interesse (ROI) de aproximadamente 4 cm^2 a uma distância de 6 cm da parede torácica e centrada lateralmente em cada imagem foi utilizada para a obtenção dos respectivos valores.

Figura 5 - Posicionamento do detector para o teste da linearidade.



Em seguida, foi construído um gráfico dos valores médios dos pixels pelos respectivos valores dos logaritmos do kerma na superfície de entrada do detector, o qual foi utilizado para se obter a equação linear que melhor se ajustava aos valores dos pontos medidos, como mostra o exemplo da Fig. 6.

Figura 6 - Exemplo de gráfico da relação do logaritmo natural do kerma em função dos VMP.



De acordo com IEC 62220-1, a equação que relaciona o VMP com o kerma na entrada do detector é da forma $VMP = a \cdot \ln(K) + b$. Neste caso, os dados podem ser invertidos usando a Eq. (4.1).

$$VMP' = K = \exp\left(\frac{VMP-b}{a}\right), \quad (4.1)$$

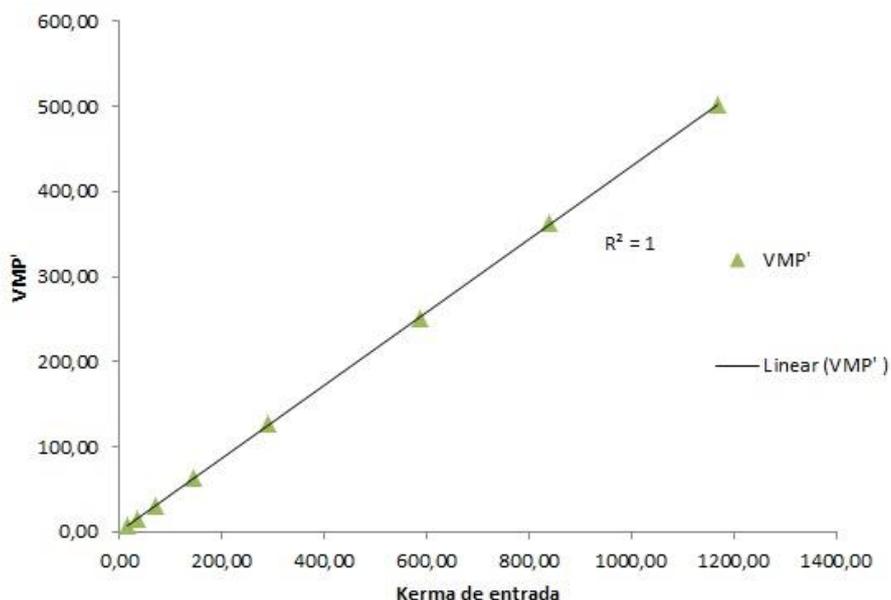
onde, VMP' é o valor médio de pixel linearizado. Tem-se ainda que, conforme demonstra Mackenzie (2008, p. 342), o desvio padrão linearizado σ' pode ser estimado simplesmente utilizando-se o desvio padrão do valor de pixel σ , pelo gradiente de ponto da Propriedade de Transferência de Sinal (STP), g . Sendo assim, temos que

$$\begin{aligned} \sigma' &= \frac{\sigma}{g} \text{ onde, } g = a / K \\ &= \frac{\sigma K}{a} \\ \sigma &= \frac{\sigma'}{a} \exp\left(\frac{VMP-b}{a}\right) \end{aligned} \quad (4.2)$$

Assim, considerando-se os resultados obtidos, a análise das placas de imagens é realizada por meio do gráfico que relaciona os valores de pixel

linearizados em função do kerma de entrada no detector. Um exemplo dessa relação é apresentada na Fig. (7).

Figura 7 - Exemplo de gráfico dos valores de pixel linearizado em função do kerma na entrada.



4.1.2 Ruído da imagem

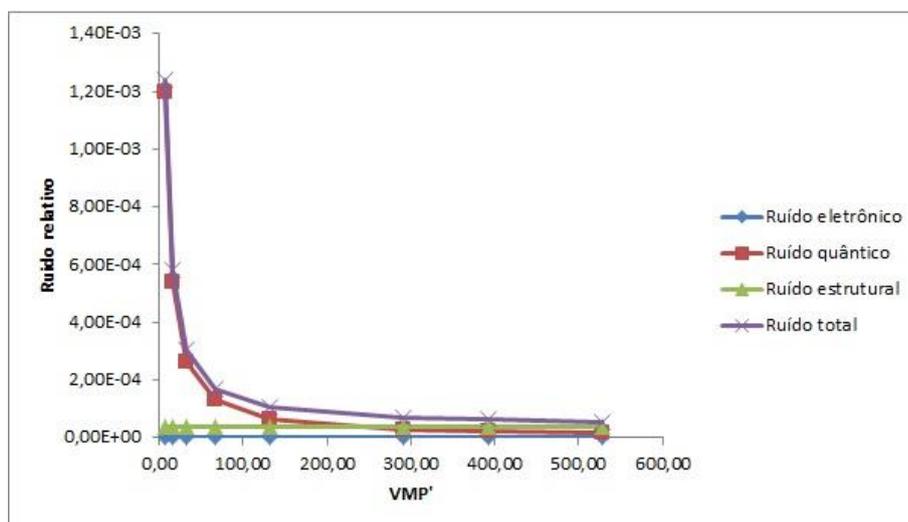
Podemos denominar ruído da imagem toda e qualquer variação indesejável presente nos valores de pixel que a formam. Por flutuações indesejáveis nos referimos a imperfeições inerentes ao próprio sistema, e não a possíveis artefatos que possam surgir devidos a algum objeto indesejado, ou até mesmo erros e falhas no processo de aquisição da imagem. Estas flutuações se tornam mais evidentes quando a imagem é de um objeto com atenuação uniforme, por exemplo, placas de PMMA. Em termos de qualidade da imagem, o nível de ruído presente em uma imagem é constitui parâmetro importante a ser avaliado, uma vez que ele influencia a percepção de estruturas de baixo contraste, ou de pequeno tamanho, tais como as microcalcificações.

O método utilizado neste trabalho para a análise do ruído consiste em decompor o ruído total do sistema em três componentes, ruído quântico, ruído eletrônico e ruído de estrutural. Esta decomposição é feita por meio do desvio padrão σ do VMP medido durante a avaliação de linearidade para obtenção das propriedades de transferência de sinal. A separação é baseada na resposta da

variância dos pixels em relação à dose de entrada no detector só pode ser realizada se a resposta do valor de pixel for linear com o Kerma no Ar incidente no detector, logo, considerando sistemas CR surge a necessidade de linearizar o VMP, conforme descrito na seção 4.1.1. Maiores detalhes desse processo pode ser consultado em Carvalho Pinto, (2013, p. 17). Após a separação das componentes do ruído, nestes termos, torna possível sua análise e, conseqüentemente, mensurar a contribuição de cada uma na imagem, como pode ser observado na Fig. (8).

O principal ruído em imagens radiográficas é o ruído quântico. Ele está associado às variações estatísticas da quantidade de fótons incidentes no detector e as variações na absorção desses fotos pelo detector. Uma forma de analisar o ruído é por meio da medida do desvio padrão (DP) do número de fótons absorvidos (N) em uma região do detector. Este, por sua vez, segue a estatística de Poisson de modo que, $DP = N^{0,5}$. Conforme Chevalier, M.; Torres (2010, p. 15), o DP tem relação com a raiz quadrada do kerma medido na entrada do detector. Porém, segundo Chevalier, M.; Torres (2010, p. 15), quando o comportamento do ruído não segue a relação $DP = N^{0,5}$ é necessário analisar as contribuições de cada um dos tipos de ruído para eliminar possíveis falhas no funcionamento dos detectados. Ainda, segundo Chevalier, M.; Torres (2010, p. 15), o desvio padrão tem um valor limitado, uma vez que não fornece informações sobre as características espaciais do ruído. Esta informação é obtida a partir do espectro de Wiener ou espectro de potência de ruído que mostra como a variação do sinal na imagem é distribuída em função das frequências espaciais.

Figura 8 - Exemplo de gráfico das componentes do ruído em função do VMP'.



4.2 Cálculo da SNR, CNR, MTF e DQE

Os dados de SNR, CNR, MTF e DQE foram obtidos utilizando-se o soft COQ. Este software é livre, podendo ser feito seu download no seguinte endereço: http://www.medphys.it/down_dqe.htm. Ele foi desenvolvido para auxiliar usuários a obter a caracterização física de sistemas digitais de raios X e algumas verificações de qualidade de imagem. Ele pode ser usado para calcular vários parâmetros físicos, como a curva de resposta, a Função de Transferência de Modulação, o Noise Power Spectra (NPS), a DQE. Mais detalhes sobre o soft e suas funcionalidades podem ser consultadas em Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography (DONINI, 2014).

5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

5.1 Linearidade do Receptor de Imagem

O objetivo desse teste é avaliar a resposta do detector variando-se o kerma no ar, pois para o sistema CR espera-se que essa resposta seja linear em função do logaritmo do kerma.

Tabela 1 - Linearidade do Receptor de Imagem.

| Grupo | Numero do Cassete | Tensão (kV) | a | b | R ² |
|---------|-------------------|-------------|--------|---------|----------------|
| Grupo 1 | IRD 01 | 28 | 4326,5 | 1657,70 | 0,9996 |
| | IRD 02 | | 4336,4 | 1612,10 | 0,9999 |
| | IRD 03 | | 4360,0 | 1833,10 | 1,0000 |
| Grupo 2 | P01 | 28 | 4255,5 | 3146,20 | 0,9436 |
| | P02 | | 4130,9 | 724,74 | 0,9969 |
| | P03 | | 3749,5 | 1642,80 | 0,9786 |
| | P04 | | 4110,5 | 605,38 | 0,9960 |
| Grupo 3 | P05 | 28 | 4253,1 | 587,68 | 0,9986 |
| | P06 | | 4158,5 | 498,83 | 0,9969 |
| | P07 | | 4250,4 | 926,29 | 0,9989 |

Figura 9 - Gráfico da resposta do detector referente ao Grupo 1.

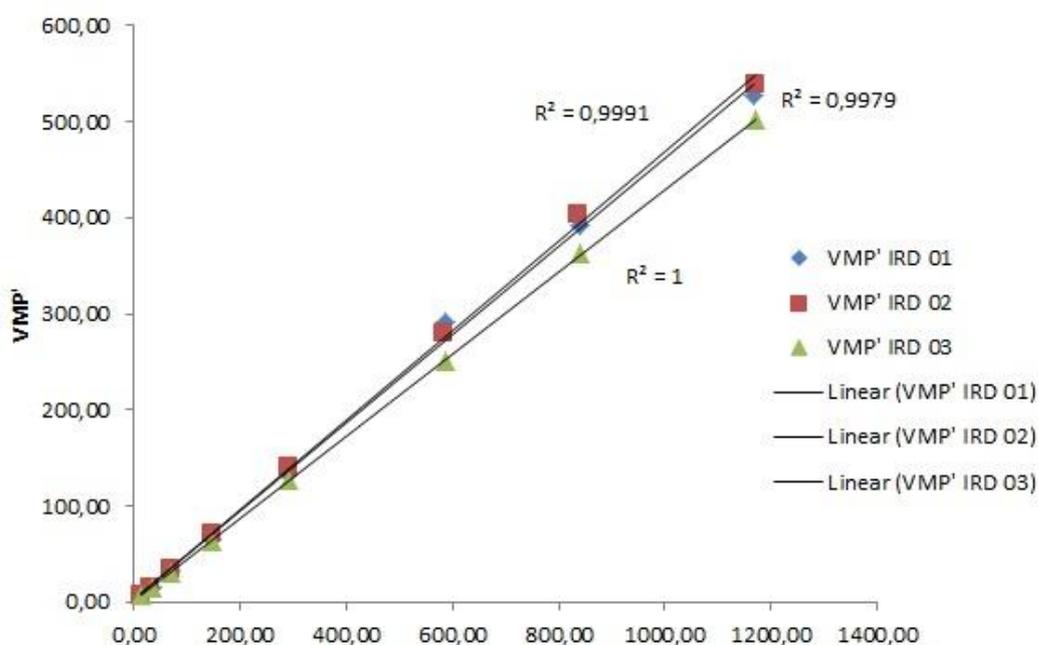


Figura 10 - Gráfico da resposta do detector referente ao Grupo 2.

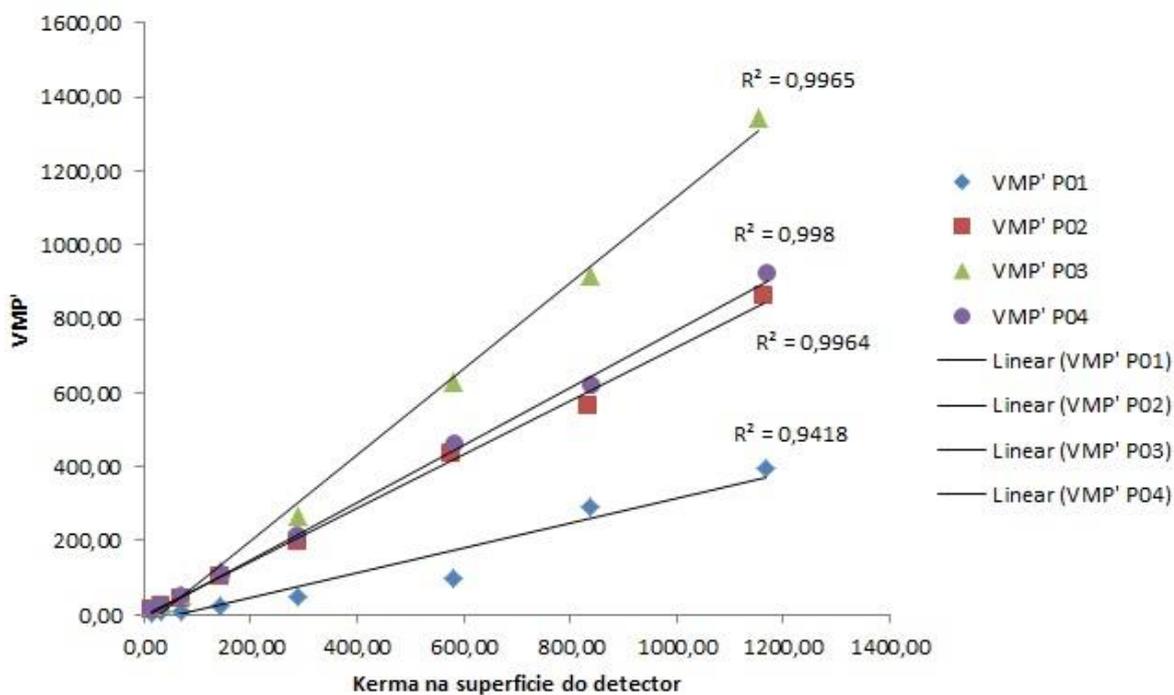
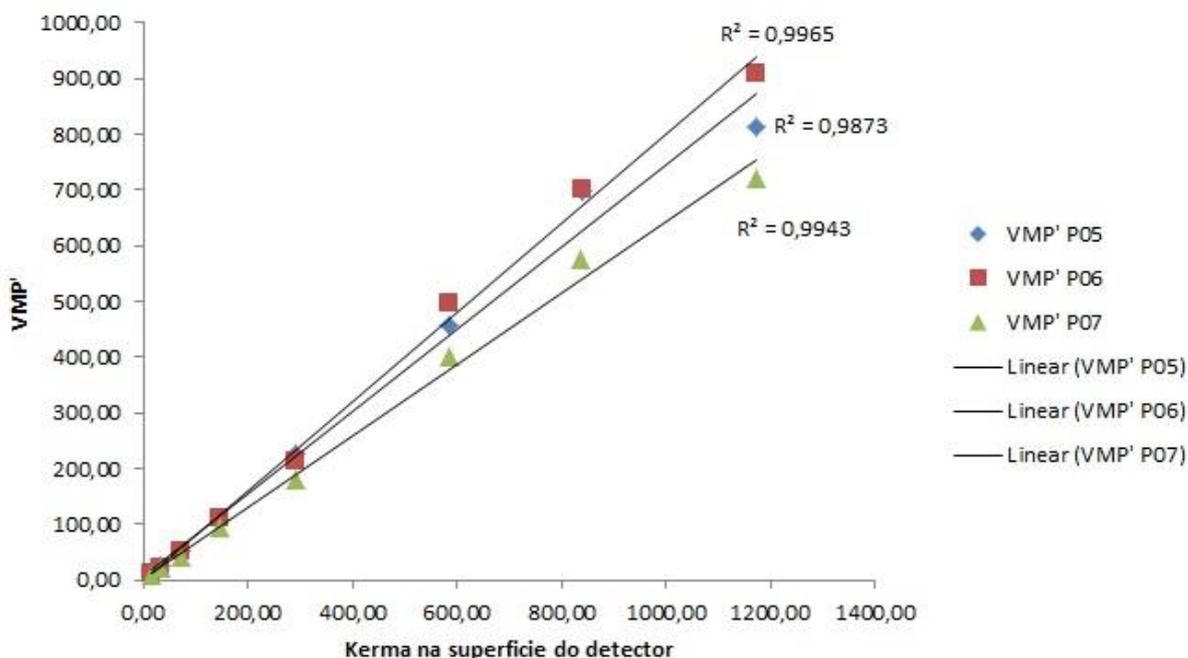


Figura 11 - Gráfico da resposta do detector referente ao Grupo 3.



A parti da análise dos gráficos percebe-se que mesmo após um longo período de uso, no caso principalmente dos grupos 2 e 3, a resposta do detector continua sendo linear. No entanto, o grupo 2, mais desgastado com o tempo e uso, apresenta um relação em que seja a necessário uma mudança na técnica utilizada

para que a qualidade da imagem seja semelhante aos grupos 1 e 3. A consequência dessa mudança na técnica é um aumento na dose recebida pela paciente, aumentando assim a probabilidade de surgimento de um câncer induzido.

5.2 Ruído da imagem

Nesse trabalho, as três componentes do ruído da imagem foram determinados em função do valor médio de pixels (VMP) e do DP^2 utilizando-se o soft ImageJ. A seguir, são apresentados os valores dos ruídos obtidos e separados por grupos.

Tabela 2 – Apresenta os valores de ruído Eletrônico, Quântico e Estrutural referente aos três grupos de cassetes.

| Grupo | Numero do Cassete | Ruído Eletrônico Relativo (Re) | Ruído Quântico Relativo (Rq) | Ruído Estrutural Relativo (Rest) |
|---------|-------------------|--------------------------------|------------------------------|----------------------------------|
| Grupo 1 | IRD 01 | 0,00130 | 0,00860 | 0,00004 |
| | IRD 02 | 0,00360 | 0,00790 | 0,00004 |
| | IRD 03 | 0,00770 | 0,00650 | 0,00005 |
| Grupo 2 | P01 | 0,01500 | 0,01060 | 0,00002 |
| | P02 | 0,31580 | 0,00170 | 0,00010 |
| | P03 | 0,93670 | 0,00860 | 0,00020 |
| | P04 | 0,29810 | 0,00002 | 0,00010 |
| Grupo 3 | P05 | 0,08760 | 0,00900 | 0,00009 |
| | P06 | 0,20110 | 0,00580 | 0,00010 |
| | P07 | 0,05930 | 0,00960 | 0,00009 |

A Tabela 2 apresenta os valores referentes aos ruídos Eletrônico, Quântico e Estrutural. Percebe-se que os grupos 2 e 3 apresentam valores de ruído eletrônico muito altos em relação ao grupo 1. O ruído eletrônico que surge a partir da leitura eletrônica do cassete e na amplificação de sinal os quais são independentes do kerma. Porém, como os dados foram obtidos e processados com a mesma técnica e mesmo aparelhos, entendemos que este resultado pode estar relacionado com o desgaste dos cassetes devido ao seu maior tempo de uso.

Tabela 3 - Apresta os valores de ruído total referente aos cassetes do grupo 1.

| Medida | IRD 01 | IRD 02 | IRD 03 |
|--------|---------|---------|---------|
| 1 | 0,00124 | 0,00116 | 0,00105 |
| 2 | 0,00058 | 0,00054 | 0,00050 |
| 3 | 0,00030 | 0,00027 | 0,00026 |
| 4 | 0,00017 | 0,00015 | 0,00015 |
| 5 | 0,00011 | 0,00010 | 0,00010 |
| 6 | 0,00007 | 0,00007 | 0,00008 |
| 7 | 0,00006 | 0,00006 | 0,00007 |
| 8 | 0,00006 | 0,00005 | 0,00006 |

Figura 12 - Gráfico do ruído total referente ao Grupo 1.

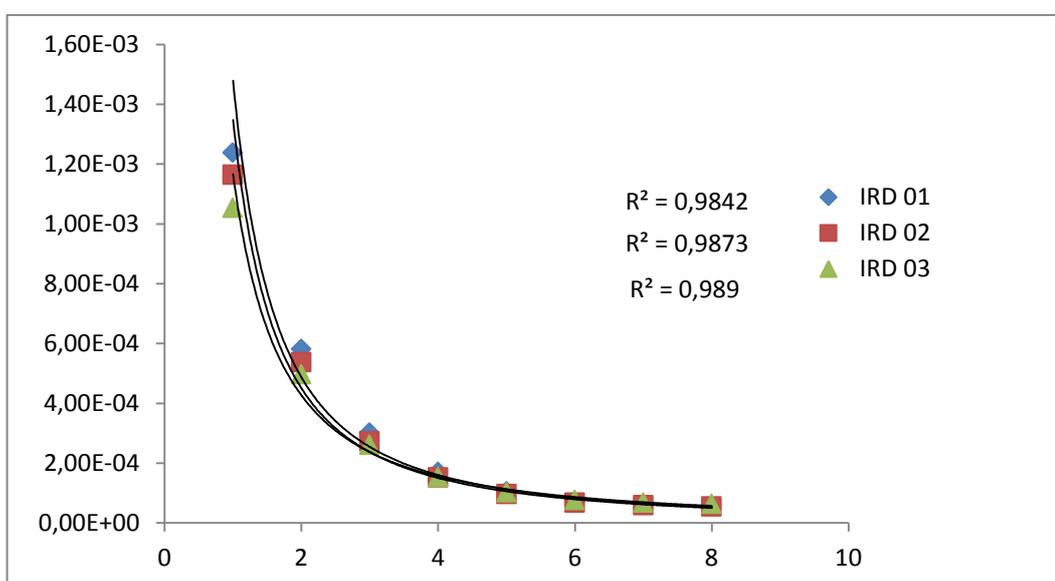


Tabela 4 - Apresta os valores de ruído total referente aos cassetes do grupo 2.

| Medida | P 01 | P 02 | P 03 | P 04 |
|--------|---------|---------|---------|---------|
| 1 | 0,00233 | 0,00093 | 0,00224 | 0,00065 |
| 2 | 0,00111 | 0,00039 | 0,00128 | 0,00030 |
| 3 | 0,00104 | 0,00025 | 0,00078 | 0,00021 |
| 4 | 0,00050 | 0,00018 | 0,00051 | 0,00016 |
| 5 | 0,00024 | 0,00015 | 0,00040 | 0,00015 |
| 6 | 0,00013 | 0,00014 | 0,00034 | 0,00013 |
| 7 | 0,00006 | 0,00014 | 0,00033 | 0,00013 |
| 8 | 0,00005 | 0,00013 | 0,00032 | 0,00013 |

Figura 13 - Gráfico do ruído total referente ao Grupo 2.

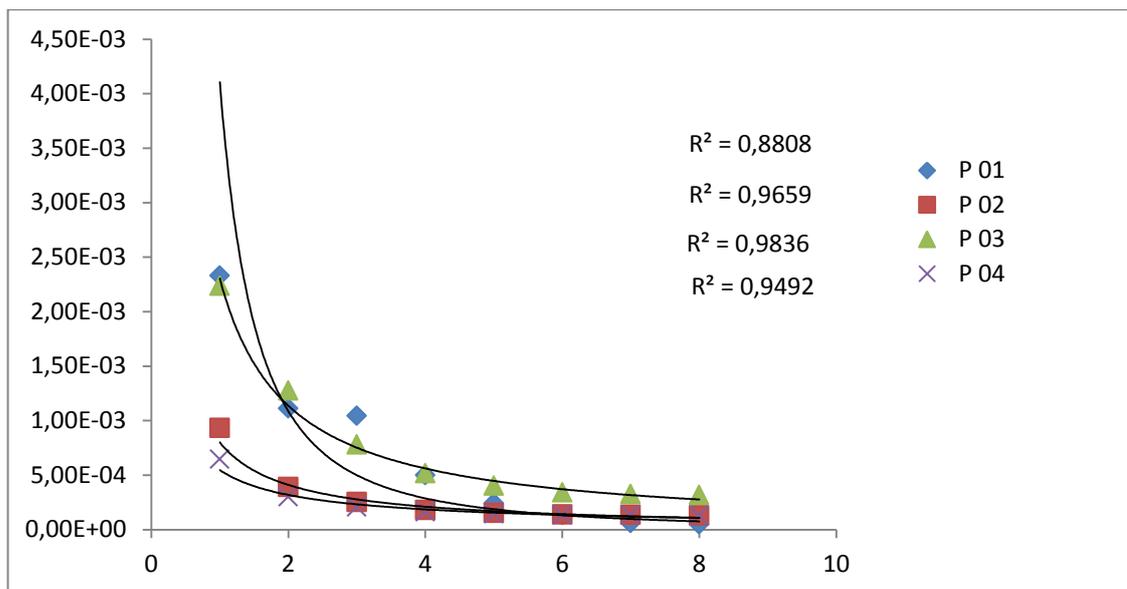
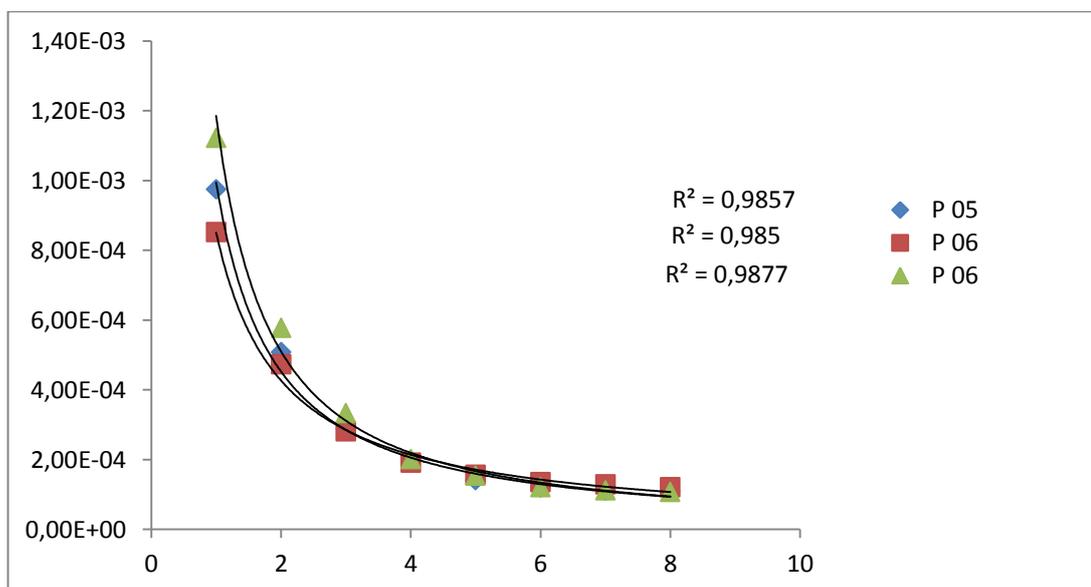


Tabela 5 - Apresta os valores de ruído total referente aos cassetes do grupo 3.

| Medida | P 05 | P 06 | P 06 |
|--------|---------|---------|---------|
| 1 | 0,00097 | 0,00085 | 0,00112 |
| 2 | 0,00051 | 0,00047 | 0,00058 |
| 3 | 0,00029 | 0,00028 | 0,00033 |
| 4 | 0,00019 | 0,00019 | 0,00020 |
| 5 | 0,00014 | 0,00016 | 0,00015 |
| 6 | 0,00012 | 0,00014 | 0,00012 |
| 7 | 0,00011 | 0,00013 | 0,00011 |
| 8 | 0,00011 | 0,00012 | 0,00011 |

Figura 14 - Gráfico do ruído total referente ao Grupo 3.



5.3 Função Transferência de Modulação (MTF)

A Tabela 6 apresenta os valores de referência nas quais a MTF cai a 50% e a 20% conforme Quality Assurance Programme For Digital Mammography (MCLEAN, 2011, p. 107), e a Tab. 7 apresenta os valores medidos conforme cada grupo de cassete, e os valores foram obtidos utilizando-se o COQ, puglin para o soft ImageJ.

Tabela 6 - Frequências aceitáveis nas quais a MTF cai a 50% e a 20%.

| Sistema | Perpendicular/Paralelo* | | | |
|-----------------|-------------------------|------|-----|-----|
| | 50% | | 20% | |
| Agfa CR (MM3.0) | 2,00 | 2,00 | 4,5 | 3,5 |

Fonte: (MCLEAN, 2011, p. 107).

Tabela 7 - Frequências nas quais o MTF cai a 50% e 20% (ciclos / mm).

| Grupo | Numero do Cassete | Tensão (kV) | Anodo/Filtro | Perpendicular/Paralelo ³ | | | |
|---------|-------------------|-------------|--------------|-------------------------------------|------|------|------|
| | | | | 50% | | 20% | |
| Grupo 1 | IRD 01 | 28 | MO/MO | 2,00 | 2,30 | 4,00 | 4,70 |
| | IRD 02 | | | 2,00 | 2,30 | 3,90 | 4,60 |
| | IRD 03 | | | 2,00 | 2,20 | 3,90 | 4,70 |
| Grupo 2 | P01 | 28 | MO/MO | 1,90 | 2,20 | 3,70 | 4,60 |
| | P02 | | | 1,90 | 2,30 | 3,80 | 4,60 |
| | P03 | | | 1,90 | 2,40 | 3,90 | 5,00 |
| | P04 | | | 1,90 | 2,30 | 3,80 | 4,80 |
| Grupo 3 | P05 | 28 | MO/MO | 1,90 | 2,30 | 3,90 | 4,80 |
| | P06 | | | 2,00 | 2,30 | 4,00 | 4,80 |
| | P07 | | | 2,00 | 2,30 | 4,00 | 4,70 |

5.4 Eficiência Quântica do Detector (DQE)

A DQE foi obtida por meio do o COQ e os dados coletados para análise foram gerados usando o AEC para reproduzir a técnica mais utilizada no serviço de mamografia. A Tab. 8 apresenta a técnica e os valores encontrados para a DQE Pico e a DQE a 5 mm^{-1} .

³ Em relação à parede torácica.

Tabela 8 – DQE Pico e DQE a 5 mm^{-1} no kerma no ar no modo AEC utilizado no serviço de mamografia com 2 mm AL adicionado à filtragem do feixe.

| Grupo | Numero do Cassete | Tensão (kV) | Anodo/Filtro | DQE (Pico) | DQE a 5 mm^{-1} |
|---------|-------------------|-------------|--------------|------------|---------------------------|
| Grupo 1 | IRD 01 | 28 | MO/MO | 0,21 | 0,08 |
| | IRD 02 | | | 0,23 | 0,09 |
| | IRD 03 | | | 0,21 | 0,10 |
| Grupo 2 | P01 | 28 | MO/MO | 0,23 | 0,09 |
| | P02 | | | 0,22 | 0,09 |
| | P03 | | | 0,22 | 0,09 |
| | P04 | | | 0,21 | 0,08 |
| Grupo 3 | P05 | 28 | MO/MO | 0,24 | 0,09 |
| | P06 | | | 0,20 | 0,08 |
| | P07 | | | 0,20 | 0,08 |

Os valores encontrados estão equivalentes aos valores para o tipo de cassete Agfa MM3.0 existentes na literatura atual, o que implica que a qualidade da imagem gerada do serviço, em relação à DQE, está dentro dos valores aceitáveis. No entanto, entendemos que, como pode ser inferido pela análise da linearidade da resposta do detector, esse valores estão relacionados com um maior valor de Kerma no ar na entrada do detector, e conseqüentemente uma maior dose recebida pela paciente, pois, para a análise da DQE, costuma-se utilizar o Kerma no ar de referência ($\sim 100 \mu\text{Gy}$) e a técnica usada nesse trabalho produziu um valor de Kerma no ar na entrada do detector de $\sim 300 \text{ mGy}$. A proposta futura é refazer os testes utilizando uma forma mais geral de análise que é reproduzindo não a técnica utilizada no serviço, mas uma técnica que reproduza o Kerma de referência.

5.5 Razão contraste-ruído em função da espessura de PMMA

Tendo em vista que mudanças no espectro de raios X influenciam tanto a dose glandular como a qualidade da imagem, a escolha da técnica utilizada na coleta dos dados é correspondente à utilizada no serviço de mamografia, obtida por meio do AEC. Temos também que, segundo PERRY, N., *et al* (2006, p. 125), a compensação da espessura do objeto deve ser medida por exposições de placas de PMMA na faixa de espessura de 20 a 70 mm, usando as configurações clínicas de AEC (tensão do tubo, alvo, filtro e modo). A pá de compressão deve estar em contato com as placas de PMMA. A análise das imagens obtidas foi realizada o por meio do o COQ. A Tab. 9 apresenta os valores limites referentes a cada espessura

de PMMA, conforme PERRY, N., *et al* (2006, p. 126) e os valores medidos para a espessuras de 20, 30, 40, 50, 60 e 70 cm de PMMA são apresentados a seguir.

Tabela 9 - Valores limites referentes a cada espessura de PMMA.

| PMMA (mm) | | CNR relativa à espessura de 50 mm, CNR _{Rel.} (%) |
|--------------|---|--|
| 20 | > | 115 |
| 30 | > | 110 |
| 40 | > | 105 |
| 45 | > | 103 |
| 50 | > | 100 |
| 60 | > | 95 |
| 70 | > | 90 |

Tabela 10 - Razão Contraste-Ruído para o serviço de Mamografia referente ao Grupo 1.

| IRD 01 | | IRD 02 | | IRD 03 | | CNR relativa à espessura de 50 mm, CNR _{Rel.} (%) | |
|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|--|-----|
| CNR _{Medido} | CNR _{Rel.} | CNR _{Medido} | CNR _{Rel.} | CNR _{Medido} | CNR _{Rel.} | | |
| 6,523 | 134 | 6,145 | 115 | 5,457 | 149 | > | 115 |
| 6,637 | 136 | 4,875 | 91 | 5,291 | 145 | > | 110 |
| 5,977 | 122 | 4,512 | 84 | 4,154 | 114 | > | 105 |
| 4,885 | 100 | 5,352 | 100 | 3,651 | 100 | > | 100 |
| 4,558 | 93 | 4,357 | 81 | 3,354 | 92 | > | 95 |
| 2,768 | 57 | 2,749 | 51 | 1,694 | 46 | > | 90 |

Tabela 11 - Razão Contraste-Ruído para o serviço de Mamografia referente ao Grupo 2.

| P01 | | P02 | | P03 | | P04 | | CNR relativa à espessura de 50 mm, CNR _{Rel.} (%) | |
|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|--|-----|
| CNR _{Medido} | CNR _{Rel.} | | |
| 6,382 | 124 | 6,270 | 138 | 6,475 | 129 | 6,629 | 118 | > | 115 |
| 5,763 | 112 | 6,376 | 141 | 6,427 | 128 | 6,729 | 120 | > | 110 |
| 6,364 | 124 | 6,038 | 133 | 6,167 | 123 | 6,084 | 109 | > | 105 |
| 5,150 | 100 | 4,533 | 100 | 5,015 | 100 | 5,605 | 100 | > | 100 |
| 4,735 | 92 | 2,956 | 65 | 4,925 | 98 | 4,953 | 88 | > | 95 |
| 2,789 | 54 | 2,777 | 61 | 2,644 | 53 | 3,726 | 66 | > | 90 |

Tabela 12 - Razão Contraste-Ruído para o serviço de Mamografia referente ao Grupo 3.

| P04 | | P05 | | P06 | | CNR relativa à espessura de 50 mm, CNR _{Rel.} (%) | |
|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|--|-----|
| CNR _{Medido} | CNR _{Rel.} | CNR _{Medido} | CNR _{Rel.} | CNR _{Medido} | CNR _{Rel.} | | |
| 6,188 | 125 | 6,117 | 127 | 5,945 | 132 | > | 115 |
| 6,492 | 131 | 5,985 | 125 | 5,893 | 131 | > | 110 |
| 5,694 | 115 | 5,628 | 117 | 5,488 | 122 | > | 105 |
| 4,937 | 100 | 4,806 | 100 | 4,514 | 100 | > | 100 |
| 4,619 | 94 | 4,452 | 93 | 4,288 | 95 | > | 95 |
| 2,878 | 58 | 2,332 | 49 | 2,053 | 45 | > | 90 |

Como pode ser percebido na Tab. 10, Tab. 11 e Tab. 12, os valores de CNR_{Rel} para a faixa de 70 mm de PMMA ficam bem abaixo dos valores recomendados no European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis – EUREF.

5.6 Dose Glandular Média (DGM) medida no serviço

A Tabela 13 apresenta os valores de DGM obtidos com o auxílio do COQ e compra com os valores de referência aceitáveis e atingíveis recomendados conforme Quality Assurance Programme For Digital Mammography (MCLEAN, 2011, p. 113). As imagens utilizadas na análise foram obtidas usando o modo AEC e seguindo a técnicas utilizadas no serviço de mamografia. Para os valores de PMMA que vão de 20 a 60 mm está programado no serviço a combinação anodo/ filtro MO/MO e para a espessura de 70 mm a combinação anodo/filtor é MO/Rh.

Tabela 13 - Valores medidos para Dose Glandular Média (DGM) no serviço.

| PMMA (mm) | Espessura de mama equivalente (mm) | DGM Medido (mGy) | Nível aceitável para DGM para mama equivalente (mGy) | Nível atingível para DGM para mama equivalente (mGy) |
|-----------|------------------------------------|------------------|--|--|
| 20 | 21 | 0,886 | 1,0 | 0,6 |
| 30 | 32 | 1,472 | 1,5 | 1,0 |
| 40 | 53 | 2,406 | 2,0 | 1,6 |
| 50 | 60 | 3,196 | 3,0 | 2,4 |
| 60 | 75 | 5,410 | 4,5 | 3,6 |
| 70 | 90 | 3,822 | 6,5 | 5,1 |

Como pode ser percebido na Tab. 13, os valores de DGM referentes às espessuras de 40, 50 e 60 mm estão acima dos recomendado no Quality Assurance Programme For Digital Mammography. No entanto, da análise do conjunto de dados obtidos, entendemos que medidas corretivas podem ser usadas para melhor os níveis de DGM.

6. CONCLUSÃO

Este trabalho possibilitou a comparação da qualidade de imagem obtidas em no Instituto Nacional de Câncer – HCIII, no serviço de mamografia digital CR utilizando três grupos de cassetes da Agfa, modelo MM3.0, distintos em relação ao tempo de uso, bem como a determinação da dose glandular média utilizando-se o COQ, um plugin do soft ImageJ.

Os grupos 2 e 3 pertencem ao serviço de mamografia e são utilizados diariamente na aquisição de imagens. Estes cassetes são utilizados nos serviço desde março de 2009 e abril de 2017 respectivamente. O primeiro grupo foi cedido pelo laboratório de mamografia IRD, seu tempo de uso conforme registo é desde dezembro de 2013. Da análise dos dados inferimos que o primeiro grupo foi o que apresentou, no geral, a melhor conjunto de dados. Entendemos que isto se ocorre pelo fato de que embora o tempo de uso seja relativamente grande, este grupo é o menos utilizado nas práticas de rotina. O grupo 2, mais antigo e o mais utilizado nas práticas do serviço de mamografia, apresentou na maioria dos testes submetidos, o pior conjunto de resultados. Entendemos que medidas corretivas podem ser utilizadas para melhor a qualidade da imagem mamográfica no serviço, bem como os valores de DGM. Sugere-se a troca do segundo grupo de cassetes e ajustes nas configurações do aparelho de mamografia.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA, Claudio Domingues de. **Otimização da dose glandular média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital**. Rio de Janeiro : UFRJ /, 2014.

ARAÚJO, Anna Maria Campos de *et al.* O Controle de Qualidade em Mamografia e o INCA: Aspectos Históricos e Resultados. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 63, ano 3, p. 165-175, 2017.

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Mamografia: da prática ao controle**. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. – Rio de Janeiro: INCA, 2007.

BUSHBERG, Jerrold T.; BOONE, John M. **The essential physics of medical imaging**. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

CARVALHO PINTO, V. N. de. **Desenvolvimento de objetos de teste para avaliação da qualidade da imagem em mamografia digital** . Dissertação de Mestrado, Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD, Rio de Janeiro – RJ, 2013.

CHEVALIER, M.; TORRES, R. Mamografía digital. **Revista de Física Médica**, v. 11, ano 1. 2010.

DANCE, D. R., *et al.* **Diagnostic radiology physics**. International Atomic Energy Agency, 2014.

DONINI, Bruno, *et al.* Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography. V. 41, ano 5. **Medical physics**, 2014.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION IEC. Medical electrical equipment – **Characteristics of digital x-ray imaging devices –Determination of the detective quantum efficiency** -Detectors used in mammography. vol. 62220–1–2. IEC; 2007.

Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Atualização para técnicos em mamografia** / Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Divisão de Detecção Precoce e Apoio à Organização de Rede. Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes ; organização Anna Maria Campos Araújo. – Rio de Janeiro : INCA, 2012.

Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Coordenação de Prevenção e Vigilância. **Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil**. INCA, Rio de Janeiro – RJ: INCA, 2017.

JAKUBIAK, R. R., *et al.* Image quality, threshold contrast and mean glandular dose in CR mammography. v. 58, ano 18, p. 65. **Physics in Medicine & Biology**, 2013.

KONSTANTINIDIS, A. **Evaluation of digital x-ray detectors for medical imaging applications**. Doctoral thesis, UCL (University College London), 2011.

LAZZARO, Marcos Vinicius, *et al.* Avaliação comparativa da qualidade da imagem em sistemas de radiologia computadorizada utilizando Imaging Plates com diferentes tempos de uso. v. 9, ano 1, p. 7-10. **Revista Brasileira de Física Médica**, 2016.

LEBLANS, Paul; VANDENBROUCKE, Dirk; WILLEMS, Peter. Storage phosphors for medical imaging. , v. 4. Ano 6, p. 1034-1086. **Materials**, 2011.

MACKENZIE, A. Validation of correction methods for the non-linear response of digital radiography systems. v. 8, p. 341–345. **The British journal of radiology**, 2008.

MACKENZIE, Alistair, *et al.* Simulation of images of CDMAM phantom and the estimation of measurement uncertainties of threshold gold thickness. v. , 39, p. 137-146. **Physica Medica**, 2017.

MARSHALL, N. W., *et al.* Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems. v. 56, ano 14, p. 42. **Physics in Medicine & Biology**, 2011.

MARSHALL, N. W.; LEMMENS, Kim; BOSMANS, Hilde. Physical evaluation of a needle photostimulable phosphor based CR mammography system. v. 39, ano 2, p. 811-824. **Medical physics**, 2012.

MAYO, P., *et al.* Analysis of digital image quality indexes for CIRS SP01 and CDMAM 3.4 mammographic phantoms. In: Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. **30th Annual International Conference of the IEEE**. IEEE, 2008.

MCLEAN, I. D. **Quality assurance programme for digital mammography**. International Atomic Energy Agency, 2011.

Equipment Report 0604 NHSBSP. **Commissioning and Routine Testing of Full Field Digital Mammography Systems**. NHSBSP Equipment Report 0604. National Health Service Breast Screening Programmes. 3 ed., London, UK, 2009.

PERRY, N., *et al.* **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis** Fourth Edition. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2006.

PERRY, N.; BROEDERS, M.; de WOLF, C. (Eds). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th ed. **Office for Official Publications of the European Communities**, Luxembourg, 2013.

ROSSMANN, Kurt. Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function: tools for the study of imaging systems. v. 93, ano 2, p. 257-272. **Radiology**, 1969.

SANTOS, Livia Raine Souza dos; BATISTA, Wilson Otto. Análise da curva contraste detalhe para dois sistemas mamográficos com grades distintas. v. 13, ano 1, p. 24-32. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, 2014.

SEIBERT, J. Anthony, *et al.* Cassette-based digital mammography. v. 3, ano 5, p. 413-427 **Technology in cancer research & treatment**, 2004.

YIP, M., *et al.* Automated scoring method for the CDMAM phantom. In: Medical Imaging 2009: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment. **International Society for Optics and Photonics**, 2009.