

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

ANA LUIZA CUNHA CAVALCANTE

FATORES QUE INFLUENCIAM NA VARIAÇÃO DE DOSE NOS EXAMES
MAMOGRÁFICOS

Uberlândia - MG
2019

ANA LUIZA CUNHA CAVALCANTE

**FATORES QUE INFLUENCIAM NA VARIAÇÃO DE DOSE NOS EXAMES
MAMOGRAFICOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Prof. Dra. Ana Claudia Patrocínio

Assinatura da Orientadora

UBERLÂNDIA

2019

Agradecimentos

Agradeço à Deus por me guiar e auxiliar nessa jornada árdua, e pela oportunidade de poder realizar este trabalho.

A minha avó, Milta, que sempre acreditou em mim e nunca mediu esforços para me ajudar.

Aos meus pais, Sandra e Bruno, e à minha irmã, Ana Julia, que sempre me incentivaram e apoiaram a alcançar meus objetivos.

À toda minha família e amigos que me ajudaram de alguma forma.

À Prof.(a) Ana Claudia Patrocinio, minha orientadora e professora, agradeço imensamente por toda paciência, pelos conhecimentos compartilhados durante toda a graduação e pela motivação que me ajudou na realização deste trabalho.

Resumo

O presente estudo teve como propósito central avaliar as doses em exames de mamografia e analisar os fatores que influenciam nas variações de dose na entrada da pele e dose glandular média em diferentes equipamentos. Para atingir este objetivo, foram coletadas informações de 25 pacientes, com imagens de exames salvas no padrão DICOM®, tornando possível adquirir valores do produto tempo-corrente (mAs), tensão (kVp), dose glandular média (mGy) e dose de entrada da pele (mGy) para cada equipamento, sendo eles Hologic Inc., modelo Selenia® Dimensions® e GE modelo Senograph DS calibrados conforme a Portaria MS 453/98 e Siemens Mammomat 3000, não calibrado de acordo com os valores mostrados pelo medidor Black Piranha. Com as comparações das coletas realizadas, foi possível perceber a importância da calibração dos equipamentos para o diagnóstico assertivo, uma vez que equipamentos descalibrados apresentam altas doses depositadas, de até 172% conforme medido no equipamento Siemens. Outros fatores que influenciam na dose recebida pelos pacientes são idade, tensão (kVp), tempo de exposição (mAs) e espessura da mama.

Palavras-chave: Avaliar as doses, DICOM, portaria, Black Piranha.

Abstract

The purpose of the present study was to evaluate doses in mammography tests and to analyze the factors influencing dose changes at the skin entrance and mean glandular dose in different equipment. In order to reach this goal, 25 patients with data from the DICOM® padrão standard were collected, making it possible to obtain values of the time-current product (mAs), tension (kVp), mean glandular dose (mGy) and dose of (mGy) for each equipment, such as Hologic Inc., model Selenia® Dimensions® and GE model Senograph DS calibrated according to Ordinance MS 453/98 and Siemens Mammomat 3000, not calibrated according to the values shown by the Meter Black Piranha. With the comparisons of the collected samples, it was possible to perceive the importance of the calibration of the equipment for the assertive diagnosis, since unbalanced equipments present high deposited doses of up to 172% as measured in the Siemens equipment. Other factors that influence the dose received by the patients are age, stress (kVp), exposure time (mAs) and breast thickness.

Keywords: Evaluate doses, DICOM, concierge, Black Piranha.

SUMÁRIO

Capítulo 1

1 INTRODUÇÃO	9
--------------------	---

Capítulo 2

2 MAMOGRAFIA.....	11
2.1 Câncer de mama.....	11
2.2 Exame mamográfico.....	11
2.3 Fatores que interferem na qualidade da imagem	12
2.3.1 Calibração do equipamento	13
2.3.2 Tensão de pico (kVp)	13
2.3.3 Produto corrente-tempo de exposição (mAs)	13
2.3.4 Anatomia da mama	14
2.3.5 Compressão da mama	15
2.3.6 Dosimetria em mamografia	15
2.3.7 Dose na entrada da pele (DEP)	16
2.3.8 Dose glandular média (DGM)	16

Capítulo 3

3 ESTADO DA ARTE.....	17
-----------------------	----

Capítulo 4

4 METODOLOGIA.....	21
4.1 Aquisição de dados	21
4.2 Validação das informações coletadas do equipamento da <i>Siemens</i>	25

Capítulo 5

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	28
--------------------------------	----

Capítulo 6

6 Conclusão	33
-------------------	----

7 REFERÊNCIAS.....	34
--------------------	----

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Valores coletados de 5 pacientes com espessura de mama equivalente a absorção de PMMA de 4,5 cm do equipamento <i>Hologic</i>	23
TABELA 2 – Valores coletados de 5 pacientes com espessura de mama equivalente a absorção de PMMA de 4,5 cm do equipamento GE	23
TABELA 3 – Valores de 5 pacientes com espessura de mama equivalente a absorção de PMMA de 4,5 cm do equipamento <i>Siemens</i>	24
TABELA 4 – Espessuras de PMMA e a equivalência na espessura do tecido mamário	25
TABELA 5 – Valores coletados do equipamento <i>Siemens</i> na prática e valores medidos pelo <i>Black Piranha</i>	27
TABELA 6 – Valores realizáveis e aceitáveis para a dose glandular média (DGM)	27
TABELA 7 – Dados coletados na prática e medidos pelo <i>Black Piranha</i> do equipamento <i>Siemens</i> e a diferença percentual	28
TABELA 8 – Valores médios de tensão (kVp), exposição (mAs), espessura de mama (cm) e dose glandular média (DGM) nos 3 equipamentos	29

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Diferença entre uma mama extremamente densa (d) para uma mama quase totalmente adiposa (a)	14
FIGURA 2 – Tela do software ImageJ utilizado para coletar informações das imagens	22
FIGURA 3 – Medidor multiparâmetros <i>Black Piranha</i>	25
FIGURA 4 – <i>Black Piranha</i> em posição para coleta de dados	26
FIGURA 5 – Valores de DEP e Idade nos equipamentos GE e <i>Hologic</i>	30
FIGURA 6 – Valores de tensão (kV) e Idade nos equipamentos GE e <i>Hologic</i>	31
FIGURA 7 – Valores médios de dose glandular média (mGy)	31
FIGURA 8 – Valores médios de Exposição (mAs_ e DGM (mGy)	32

Capítulo 1

1. INTRODUÇÃO

Tanto em países desenvolvidos quanto subdesenvolvidos, o câncer de mama é uma adversidade geral e que ocorre em grandes proporções (FERLAY et al., 2010). De acordo com o Instituto Nacional de Câncer (INCA), no decorrer dos anos, alguns países da América do Norte e da Europa aumentaram a detecção de câncer mamário e com isso minimizaram a taxa de mortalidade. Isso se explica devido à utilização correta da mamografia no rastreamento e detecção precoce da doença.

No Brasil, essa redução não foi percebida. O câncer de mama é o segundo mais frequente entre as mulheres, que corresponde a aproximadamente 25% dos novos casos por ano e é a primeira maior causa de óbito entre as mulheres brasileiras. O número de casos novos de câncer de mama previsto no Brasil no ano de 2018 é de aproximadamente sessenta mil. No sul do país, esse tipo de câncer é o que mais afeta, com risco estimado de 74 casos novos por 100 mil mulheres (INCA, 2019).

A mamografia tem uma dificuldade elevada para ser realizada quando comparado aos demais métodos de radiodiagnóstico. É necessário visualizar estruturas muito pequenas e a semelhança da densidade radiográfica de uma mama sadia para outra com patologia é muito alta, por isso, a imagem deve ser de alta qualidade e deve-se garantir baixa dose (HEYWANG-KÓBRUNNER et al., 1999). Exames mamográficos com baixa qualidade procedem a diagnósticos incorretos, expondo os pacientes sem necessidade, gerando custos e retardando a detecção do câncer (CORRÊA, 2002).

O método mais confiável para se diagnosticar o câncer de mama é a mamografia (NEWMAN J, 1998). É considerado o exame ideal, na atualidade, para detectar precocemente o câncer mamário, com o intuito de produzir imagens com alto grau de detalhe e em alta resolução espacial, possibilitando a visualização das estruturas mamárias (GEBRIM et al., 2006).

Quando se visualiza uma imagem de mama real, não é possível perceber que a qualidade da imagem é ruim, portanto, diante de imagens realizadas em equipamentos de boa qualidade, quando se compara, percebe-se como as imagens feitas em equipamentos descalibrados poderiam ser otimizadas.

Expondo em avaliações de doses e parâmetros de aquisição as diferenças entre essas aquisições (em equipamentos bons e ruins), é possível apresentar a importância da qualidade da imagem e a quão despercebida ela pode ser quando não se tem parâmetros do que é necessário visualizar.

Neste sentido, o presente trabalho tem como principal objetivo avaliar as doses em exames de mamografia e analisar os fatores que influenciam nas variações de dose na entrada da pele e dose glandular média em diferentes equipamentos de mamografia.

Capítulo 2

2. MAMOGRAFIA

2.1 Câncer de mama

O câncer mamário ocorre devido à propagação desorganizada de células na região da mama. Isso produz células com anomalias que se proliferam e formam o tumor. A doença pode progredir de formas variadas. Cada tumor possui sua própria característica, alguns possuem o desenvolvimento avançado, outros lentos (INCA, 2019).

A causa do câncer de mama não é única, mas o maior fator de risco para a doença é a idade (INCA, 2019). O exame de mamografia no Brasil é recomendado para mulheres assintomáticas entre 50 e 69 anos a cada dois anos. Além da idade, outros fatores de risco para o desenvolvimento da doença estão relacionados ao comportamento, ambiente em que se vive, a história reprodutiva, fatores endócrinos, genéticos e hereditários (BRASIL, 2010). A exposição à radiação ionizante também é uma condição de risco, por isso existe um cuidado em relação à dose que o paciente recebe ao realizar o exame de mamografia (KOPANS, 1998).

Segundo o Portal Brasil, o câncer de mama é um grave problema de saúde pública, tanto no Brasil quanto em outros diversos países, inclusive países desenvolvidos. É o que mais causa óbitos em todo o mundo (PORTAL BRASIL, 2014).

2.2 Exame mamográfico

A mamografia é o exame mais confiável para detectar o início de qualquer alteração das mamas, antes que o paciente ou o médico possam notá-las. Dado a frequência do câncer de mama a mamografia deve ser incluída como exame preventivo de rotina para todos os pacientes principalmente mulheres que façam parte do grupo de risco. Toda mulher acima de 40 anos deve submeter-se a mamografia preventiva pelo menos uma vez ao ano. O INCA recomenda para os pacientes no grupo de risco que se inicie pelo menos aos 35 anos (STEIN et al, 2009).

Por meio da mamografia um tumor pode ser detectado alguns anos antes dele se tornar palpável. Mesmo com essa detecção antecipada, os sinais do câncer podem ser ocultados por um tecido mamário mais denso.

Diante disso, mulheres que possuem mamas muito firmes ou mais volumosas devem ser direcionadas à realização de mamografia, pois esses tecidos podem esconder nódulos iniciais (CHALA & BARROS, 2007).

Nos mamógrafos digitais, são utilizados detectores que transformam os raios X em sinal elétrico, e esse sinal é convertido à uma imagem digital por meio de um conversor A/D, deixando de se utilizar então os filmes. Dentre os sistemas digitais, existem duas modalidades: o sistema CR (Computed Radiography) e o sistema FFDM (Full Field Digital Mammography). Nos sistemas CR (Digital Radiography) é usado uma placa de fósforo, denominada Image Plate (IP), responsável por armazenar os raios X residuais. Após a exposição, o IP é introduzido em uma leitora que faz a liberação da energia armazenada, convertendo o sinal analógico em digital a partir de um conversor A/D, sendo então interpretado por um computador em linguagem binária. Já no sistema digital de campo total (FFDM) a conversão dos raios X em sinal digital é feita imediatamente, sendo transmitida diretamente para um computador (ROWLANDS, 2002).

Os equipamentos do tipo FFDM atuais conseguem ter uma imagem melhor e uma dose menor no paciente em relação aos equipamentos do tipo CR (STANTIC et al., 2013).

2.3 Fatores que interferem na qualidade da imagem

A qualidade da imagem está diretamente relacionada à precisão com que as estruturas anatômicas são apresentadas na imagem radiográfica. Esse termo não é medido com facilidade e exatidão, possuindo vários fatores que interferem em como a imagem é apresentada. Porém, diante de várias pesquisas, os fatores foram identificados e medidos, e assim, são aceitos possibilitando qualificar a imagem (BUSHONG, 2013).

Órgãos de saúde são responsáveis por criar leis, protocolos e diretrizes para garantir a qualidade da imagem mamográfica (REIS, SAKELLARIS, KOUTALONIS, 2013). As principais diretrizes que servem de exemplo para a maioria dos países são o protocolo europeu, European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services, (EUREF, 2013) e protocolo do American College of Radiology (ACR), (VARJONEN e STRÖMMER, 2008).

Desde 1998, com a publicação da Portaria MS 453/98 no Brasil tornou-se obrigatória a implantação de Programas de Garantia de Qualidade em departamentos de

radiologia diagnóstica. Apesar do documento restringir a garantia e a qualidade dos equipamentos que emitem raios X e aos cuidados com a proteção radiológica, não são adotados critérios mais detalhados para a melhoria da qualidade das imagens depois que o equipamento está funcionando da maneira correta.

Nesses programas de garantia de qualidade em mamografia a avaliação da dose é incluída como um dos fatores importantes na otimização de técnicas, em que no Brasil é recomendado testes utilizando simuladores de mama. O objetivo é produzir uma imagem com boa qualidade e com a menor dose ao paciente (PORTARIA 453, 1998).

2.3.1 Calibração do equipamento

Para o bom funcionamento de um equipamento é necessário que ele esteja calibrado. O equipamento de mamografia deve estar calibrado para que os parâmetros no painel de controle como tensão (kVp), corrente (mA), tempo (ms) e o produto corrente - tempo (mAs), sejam exatamente aqueles que são selecionados. Por isso, para a boa qualidade da imagem é essencial que o equipamento esteja calibrado (HIPERMÍDIA, 2019).

2.3.2 Tensão de pico (kVp)

A tensão de pico dada por kVp utilizada nos mamógrafos ao realizar os exames é uma das calibrações indispensáveis. Esse fator está ligado com o controle elétrico primário que influencia no contraste da imagem (CARROL, 1998). Para realizar o diagnóstico exato é relevante que a imagem possua um contraste apropriado pois, a mama apresenta lesões muito pequenas, como microcalcificações. Alguns estudos afirmam que um valor alto de tensão (kvp) não oferece uma imagem com bom contraste (AL KATTAR et al., 2015).

A penetração de raios X no tecido de acordo com o aumento de kVp é ampliado e com isso a escala de cinza na imagem é maior. Com essa maior energia, a radiação espalhada também aumenta, reduzindo o contraste radiográfico (BUSHONG, 2013).

2.3.3 Produto corrente-tempo de exposição (mAs)

Outra calibração importante é o tempo de exposição, visto que ela compromete a dose de radiação que a paciente absorve. É importante que o tempo de exposição seja o mais curto possível de forma a minimizar a dose, evitando o borramento da imagem que

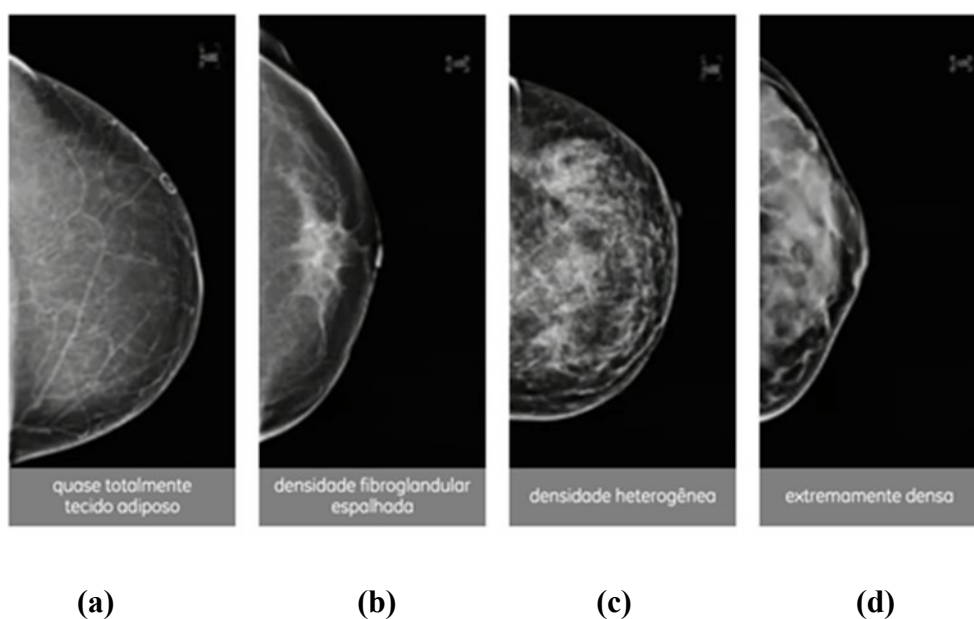
pode ocorrer pelo movimento da paciente caso a aquisição seja muito longa. É necessário também que esse tempo esteja calibrado, para evitar repetição do exame, e uma perda de contraste da imagem. A corrente (dada em mA) e o tempo de exposição (dado em ms) são combinados, formando o produto corrente tempo de exposição (mAs).

2.3.4 Anatomia da mama

As mamas das mulheres estão situadas na parede anterior do tórax sendo apoiada sobre o músculo peitoral maior (BERNARDES, 2011). As mamas possuem três estruturas principais: a pele, o tecido subcutâneo e o tecido mamário propriamente dito, o qual é composto de elementos epiteliais e o estroma. Os componentes epiteliais são as ramificações ductais que conectam as unidades estruturais e funcionais da mama (os lóbulos) ao mamilo, já o estroma consiste em tecido conjuntivo vascularizado que forma o tecido nutritivo e de sustentação da mama (AGUILLAR, et al., 2009).

O tecido da mama tem um grau alto de absorção de raios X, dificultando diagnósticos por exames. A mama de mulheres jovens apresenta predominância de tecido fibroglandular (densa), isto é, com menos presença de tecido adiposo (gordurosa) (MOREIRA et al., 2012).

Figura 1 - Diferença entre uma mama extremamente densa (d) para uma mama quase totalmente adiposa (a). Pode-se observar que a predominância de tecido fibroglandular na mama densa (d) dificulta a visibilidade de lesões por ter tons mais claros na imagem.



(Icon, 2019)

De acordo com a atenuação dos raios X, o tecido fibroglandular possui um comportamento similar as massas dos tumores, o que não acontece com as mamas que possuem predominantemente tecido adiposo. O tecido fibroglandular é denso e com isso diminui o contraste da imagem, por isso o rastreamento mamográfico (detecção precoce) inicia-se na faixa etária em que as mulheres predominantemente possuem mamas fibroglandulares (JOHNS, YAFFE, 1987).

2.3.5 Compressão da mama

Para tornar a mama em uma espessura homogênea na hora de realizar o exame é utilizado o compressor, ele é fundamental na qualidade da imagem mamográfica a fim de obter uma imagem com boa qualidade, uma exposição melhor distribuída e reduzir as estruturas sobrepostas (BUSHONG, 2013).

Além disso, o compressor diminui o movimento da paciente, evitando borramento na imagem. A dose é reduzida em virtude da redução da espessura e afasta a mama da parede torácica, fazendo com que a imagem mamográfica contenha apenas as estruturas da mama, não apresentando estruturas ósseas (MS, 1998).

2.3.6 Dosimetria em mamografia

Ao passar dos anos, estudiosos comprovaram que a exposição à radiação ionizante poderia causar o câncer (KOPANS, 1998). Isso foi concluído com base nos dados disponíveis que indicavam que, o risco do câncer de mama variava com a idade da paciente exposta à radiação.

Para os programas de garantia de qualidade em mamografia, a avaliação da dose é um dos fatores importantes para melhorar as técnicas e no Brasil é recomendado que os testes sejam feitos com simuladores de mama (MS, 1998).

Para isso, as medidas de dose na entrada da pele (DEP) e dose glandular média (DGM) são necessárias. Ao realizar os estudos das doses deve-se seguir o princípio que a dose recebida pela paciente deve ser tão baixa quanto razoavelmente exequível (ALARA).

2.3.7 Dose na entrada da pele (DEP)

O valor exato da dose da entrada da pele (DEP) não é possível ser determinado, mas é importante controlar este parâmetro para que o valor desta dose não ultrapasse os níveis de referência estabelecidos, preservando assim a saúde da paciente.

A DEP é dada como a dose absorvida na entrada da pele do paciente no local onde existe irradiação, incluindo a radiação que é espalhada pelo paciente (VALENTIN, 2000).

2.3.8 Dose glandular média (DGM)

A dose glandular média (DGM), é a média da dose depositada na região glandular da mama que é mais sensível, em uma mama comprimida (GRAY, 1994).

A dose glandular média (DGM) é a média da dose recebida pela região glandular da mama. Ela não é medida diretamente, mas é de suma importância devido a sensibilidade do tecido da mama (TOMAL et al, 2009).

Capítulo 3

3. ESTADO DA ARTE

Com o passar dos anos vem aumentando a preocupação sobre a quantidade de dose que os pacientes recebem e a qualidade da imagem para realizar diagnósticos mais precisos. Com isso, os estudos apontam a relevância e os cuidados desses fatores.

Este Capítulo é destinado à apresentação de trabalhos de diferentes pesquisadores, descrevendo a metodologia usada na avaliação de dose de entrada da pele nos pacientes, e a importância da utilização de mamógrafos calibrados para garantir qualidade na imagem.

Apesar da Portaria MS 453/985 tornar obrigatória a implementação de Programas de Garantia de Qualidade em departamentos de radiologia, ela não possui critérios para qualidade da imagem em relação a sua dose, portanto é importante levar esses critérios em consideração. Uma publicação da European Commission (IAEA, 2011), fornece um guia completo de fatores de qualidade para imagens de diversas partes anatômicas, inclusive a mama, e em várias projeções, quantificando a qualidade obtida na imagem (RAINFORD et al, 2006).

Para o estudo das doses glandular média (DGM) e na entrada da pele (DEP), deve-se seguir o princípio que a dose recebida pela paciente deve ser tão pequena quanto razoavelmente executável (ALARA). Assim, como parte da otimização de procedimentos, o ideal seria fazer um estudo para determinar a dose à qual cada paciente está exposta durante o exame de mamografia, em seguida, avaliar a qualidade da imagem e por fim, otimizar esta dose em função da qualidade. A relação entre dose e qualidade de imagem deve ser tal que o médico possa visualizar na imagem tudo o que pretende com a menor dose possível.

No trabalho de Tony Svhan (SVAHN, et al., 2007) foi mostrado como a redução da dose poderia afetar a acurácia do diagnóstico, pois a menor dose influencia na relação sinal-ruído, onde o ruído quântico pode ser maior em doses menores. Com isso, é preciso ter cautela ao tentar reduzir a dose no exame mamográfico, pois a imagem pode ser

prejudicada visto que, tanto a dose glandular média (DGM) quanto a dose na entrada da pele (DEP), estão diretamente ligadas a técnica utilizada para se obter a imagem.

De acordo com o estudo realizado por Furquim (FURQUIM, 2005) em 2005, 66% dos mamógrafos do Estado de São Paulo não apresentam combinação anodo-filtro destinada a mamas grandes ou densas, aumentando, assim a dose média na paciente. Esse mesmo estudo também constatou um pequeno índice de contraste do filme processado, visto que a maioria dos departamentos de mamografia não possui processadora dedicada.

O estudo de Oliveira (OLIVEIRA, 2006), propôs mostrar qual a situação dos serviços de mamografia no estado de Minas Gerais, fazendo um levantamento referente à garantia de qualidade de acordo com a portaria GM/MS 453/98. Para este levantamento ser feito, foi preciso mostrar a DEP em que os pacientes são submetidos, usando um simulador de mama. Foram medidos os valores de kerma na superfície do objeto simulador de mama em 132 mamógrafos, obtendo valores de kerma na superfície do simulador entre 2,41 a 16,05 mGy, com média de 7,8 mGy. De acordo com a portaria GM/MS 453/98, foi possível observar que 12,8% (17 equipamentos) dos serviços não seguem o nível de referência estabelecido pela portaria GM/MS 453/98.

Em equipamentos mamográficos é comum realizar medidas indiretas de dose glandular média (DGM). No estudo de Almeida (ALMEIDA et al., 2010), foi utilizado um método para avaliar doses em simuladores de mamas. Utilizou-se um detector de CdTe, para realizar medidas espectrométricas de feixes de raios X espalhados pelo efeito Compton por 90°. Em seguida, reconstruiu-se os espectros dos feixes primários, de acordo com a teoria de KleinNishina e do formalismo de Compton, determinando o kerma no ar incidente na superfície do simulador, da dose absorvida e da DGM. Para um espectro com combinação de Mo/Mo, com tensão de 28 kV, foi obtido um kerma no ar incidente, em um simulador de mama BR-12, no valor de 6,42 mGy, uma dose absorvida de 6,23 mGy e uma dose glandular média normalizada de 0,23.

De acordo com o trabalho do Matheus Capo (ROSA, 2018), foram comparados os valores de dose na entrada da pele (DEP) em testes práticos e testes simulados, avaliando se os valores de DEP para ambos os testes são similares. Foram realizadas aquisições de imagens em um mamógrafo da marca Lorad Hologic, modelo Selenia Dimensions, com placas de polimetilmetacrilato (PMMA) totalizando espessuras de 3, 5 e 7 centímetros. As imagens foram adquiridas com espectros de raios X com alvo de Tungstênio (W) e

filtro de Ródio (Rh), variando a tensão de pico de 24 a 34 kVp de acordo com as espessuras de PMMA.

Para 3 centímetros de PMMA e tensão de pico 26 kVp, a diferença entre os valores de DEP simulada e prática foi menor que 2%. Porém, a diferença entre a DEP do teste prático e a do teste simulado para 24 kVp, foi de aproximadamente 35%. Em contrapartida, a diferença entre a DEP aferida no teste prático e simulada para 28 kVp, foi 16% menor que a prática. Para as imagens de 5 centímetros de espessura, as diferenças entre os valores de DEP foram inferiores a 20% para todas as tensões, sendo que para 28 kVp, a DEP simulada foi aproximadamente 3% menor que a DEP prática. Já para os testes com 7 centímetros de PMMA e tensões de 30, 32 e 34 kVp, as diferenças entre os valores de DEP nos testes práticos e simulados foram inferiores a $\pm 10\%$ para todos os casos.

No estudo de Rosângela Corrêa (CORRÊA, 2012) foi realizada uma análise temporal do tipo "antes e depois" de uma ação de vigilância em saúde. Participaram do estudo 35 serviços que tinham mamógrafos em operação e realizavam exames regularmente em Goiás entre 2007 e 2009. Cerca de 20% dos mamógrafos pertenciam a instituições públicas, 11% a instituições filantrópicas e 69% a serviços.

Foram avaliados os serviços, por testes de desempenho de mamógrafos, processadoras e demais materiais em três visitas técnicas, a qualidade da imagem e a dose de entrada no simulador radiográfico de mama. Cada serviço recebeu uma pontuação correspondente ao percentual dos testes em conformidade com os padrões. Os percentuais médios de conformidade dos serviços foram de 64,1% ($\pm 13,3\%$) na primeira visita, 68,4% ($\pm 15,9\%$) na segunda e 77,1% ($\pm 13,3\%$) na terceira ($p < 0,001$). As principais melhorias foram decorrentes dos ajustes da força de compressão da mama, do controle automático de exposição e do alinhamento da bandeja de compressão. As doses medidas estavam dentro da faixa de conformidade em 80% dos serviços avaliados.

O objetivo do estudo de Jéssica (REAL, et al, 2014) foi avaliar a dose glandular média (DGM), em função da espessura mamária, de pacientes submetidas a exames de rotina, com um sistema de processamento digital CR. Analisaram-se 30 exposições, em pacientes com idade de (65 ± 12) anos, nas projeções crânio caudal direito e esquerdo, para mamas com espessuras entre 45 mm e 50 mm. O valor calculado da DGM para esta faixa de espessuras foi de $(1,600 \pm 0,009)$ mGy. O desempenho dos testes de controle de qualidade do mamógrafo foi satisfatório e os valores da DGM obtidos para a faixa de

espessura escolhida foi aceitável, visto que o limite alcançável é de 1,6 mGy e o aceitável é de 2 mGy. No Brasil, é exigido apenas o cálculo da dose de entrada na pele para mamas de 45 mm. Entretanto, o cálculo da DGM é necessário para diferentes espessuras da mama, para identificação do melhor padrão mamográfico, visando à melhor qualidade de imagem, com a menor dose fornecida a paciente. Portanto, comparando-se o resultado obtido neste trabalho com o valor da DGM recomendado, pode-se concluir que o valor da DGM obtido para a faixa de espessura escolhida foi considerado satisfatório.

Por fim, nesta breve revisão da literatura, é pertinente ressaltar que a preocupação com dose em mamografia tem sido tema de vários pesquisadores, uma vez que a dose está diretamente relacionada com a qualidade da imagem mamográfica e consequentemente com a acurácia diagnóstica. A calibração dos equipamentos mamográficos é uma das garantias de se obter uma imagem de qualidade, porém alguns equipamentos, mesmo descalibrados, podem continuar em uso e no modo de exposição automática, por exemplo, apresentarem valores que pareçam bastante condizentes com um exame de boa qualidade.

A seguir será apresentada a metodologia usada neste trabalho para avaliar as diferenças entre doses por equipamentos e quais fatores podem influenciar nestas diferenças.

Capítulo 4

4. METODOLOGIA

Para a realização deste trabalho, foram utilizados três mamógrafos, sendo dois FFDM e um CR. Dos mamógrafos FFDM, um é Hologic Inc., modelo Selenia® Dimensions® e o outro GE modelo Senograph DS, que estavam em conformidade com os testes de controle de qualidade da portaria 453/1998 (PORTARIA 453, 1998). O mamógrafo CR Siemens Mammomat 3000 Nova não se encontrava em conformidade com os testes. Essa Portaria 453/1998 tornou obrigatória a implementação de Programas de Garantia de Qualidade em departamentos de radiologia diagnóstica.

4.1 Aquisição de dados

As imagens coletadas do mamógrafo digital da fabricante Hologic foram adquiridas em exames realizados no instituto de Radiologia (InRad) do Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC - FMUSP). As informações dos pacientes foram removidas (anonimizadas) respeitando o princípio da confidencialidade.

Do equipamento da marca GE, as imagens foram coletadas de um banco de imagens adquirido a partir de um trabalho realizado anteriormente no grupo, em que as imagens foram selecionadas por especialistas do setor de mastologia a UNIFESP (RIBEIRO, 2016). As imagens, neste caso, também foram anonimizadas.

Tanto o equipamento da GE quanto o equipamento da Hologic estavam em conformidade nos testes de controle de qualidade na ocasião da coleta das imagens e são equipamentos que obedecem a programas de garantia de qualidade implantados nas instituições.

Já o equipamento da marca Siemens, os dados foram coletados a partir de exames realizados durante o período de 05/10 a 05/11 de 2018, na qual a técnica responsável pelo setor, ao realizar os exames, fez a coleta dos dados de aquisição das imagens através de uma planilha, uma vez que, como o sistema é CR, os parâmetros de aquisição não são armazenados no arquivo DICOM® (Digital Imaging and Communications in Medicine) da imagem.

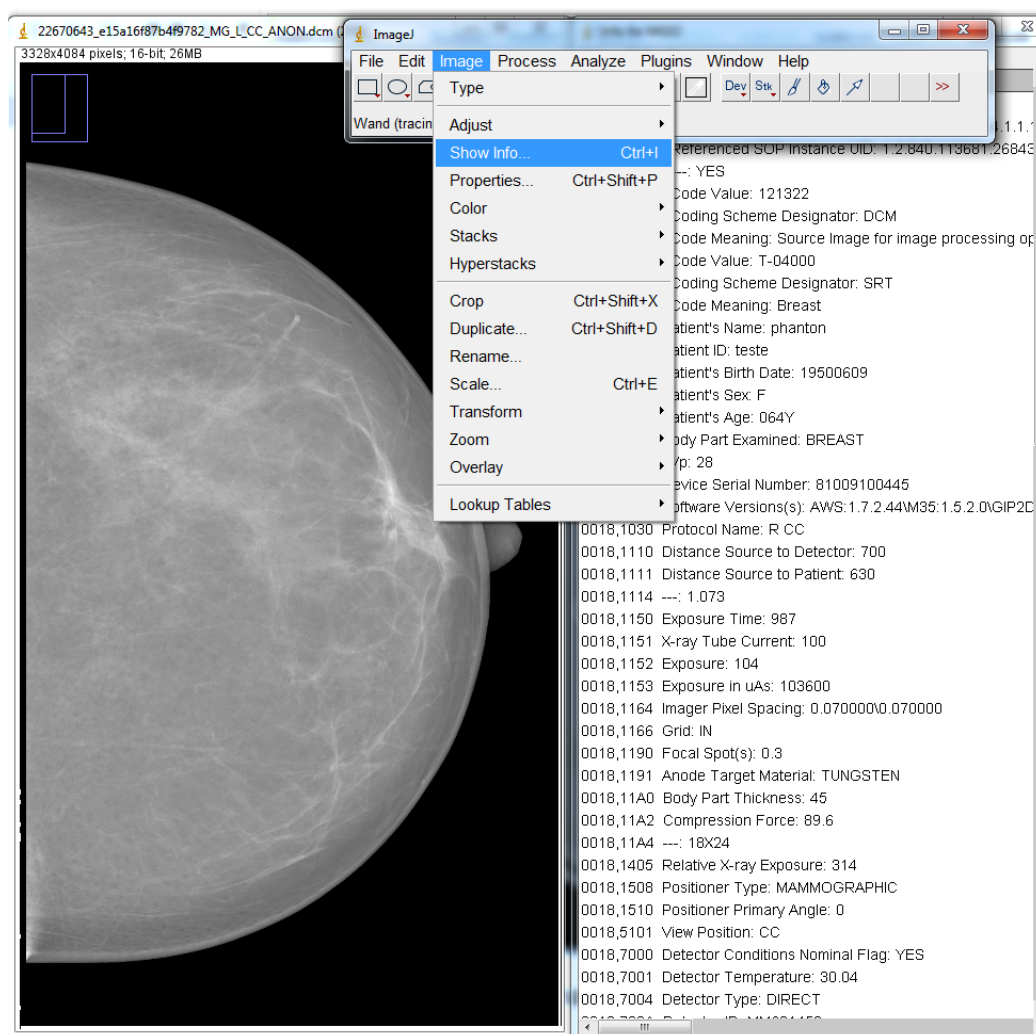
Para este estudo foram coletados os parâmetros de aquisição e também idade da paciente, o acesso aos dados foram através das informações armazenadas no arquivo DICOM organizadas em tags.

As tags do DICOM registram informações de aquisição como, produto corrente tempo (mAs), quilo voltagem pico (kVp), dose na entrada da pele (DEP), dose glandular média (DGM), idade da paciente, tempo de exposição, dentre outras.

Os dados coletados para este estudo foram obtidos por meio das tags do DICOM. Para acessar as informações de cada uma das imagens foi utilizado um programa de computador (software livre) ImageJ (RASBAND et al, 2012).

A Figura 2 apresenta como os dados foram coletados.

Figura 2 – Tela do software ImageJ utilizado para coletar informações das imagens.



O software ImageJ permite acessar as informações das imagens. Para isso, é necessário abrir o arquivo da imagem na ferramenta e depois clicar em mostrar informações (Ctrl+I), como pode ser observado na Figura 2.

Com a disponibilidade de 25 imagens de cada equipamento, GE e Hologic, as informações coletadas das imagens foram tabeladas. As Tabelas 1 e 2 são exemplos de como os dados foram organizados, nelas se encontram apenas dados das pacientes que possuíam média de PMMA de 4,5 cm.

Tabela 1 - Valores coletados de 5 pacientes com espessura de mama equivalente a absorção de PMMA de 4,5 cm do equipamento Hologic.

HOLOGIC	Idade	Tensão (KVp)	Exposição (mAs)	Espessura mama (cm)	Dose do Órgão (mGy)	DEP (mGy)
Paciente 1	38	30,0	301,0	5,5	3,92	14,42 > 10
Paciente 2	26	29,0	99,0	5,4	2,25	13,30 > 10
Paciente 3	26	29,0	93,0	5,0	2,55	12,30 > 10
Paciente 4	29	30,0	174,0	5,7	2,20	8,38 < 10
Paciente 5	38	30,0	151,0	5,7	1,91	7,27 < 10

Tabela 2 - Valores coletados de 5 pacientes com espessura de mama equivalente a absorção de PMMA de 4,5 cm do equipamento GE.

GE	Idade	Tensão (KVp)	Exposição (mAs)	Espessura mama (cm)	Dose do Órgão (mGy)	DEP (mGy)
Paciente 1	73	29,0	76,0	5,6	1,72	6,89 < 10
Paciente 2	73	29,0	76,0	5,6	1,72	6,89 < 10
Paciente 3	65	29,0	65,0	5,7	1,50	6,09 < 10
Paciente 4	65	29,0	64,0	5,3	1,50	5,82 < 10
Paciente 5	65	29,0	81,0	5,7	1,61	7,48 < 10

Já para o equipamento da Siemens (CR), os dados foram coletados manualmente a partir do painel do mamógrafo a cada exposição usando o modo AEC (Automatic Exposition Control) do equipamento. A Tabela 3 apresenta os dados tabelados de pacientes com PMMA médio de 4,5 cm.

Tabela 3 - Valores coletados de 5 pacientes com espessura de mama equivalente a absorção de PMMA de 4,5 cm do equipamento Siemens.

SIEMENS	Idade	Tensão (KVp)	Exposição (mAs)	Espessura mama (cm)	Dose do Órgão (mGy)	DEP (mGy)
Paciente 1	-	32,0	61,0	5,5	1,8	-
Paciente 2	-	28,0	87,0	5,1	1,6	-
Paciente 3	-	32,0	63,0	5,4	1,8	-
Paciente 4	-	32,0	51,7	4,9	1,6	-
Paciente 5	-	32,0	64,8	5,4	1,9	-

Neste caso, não foi possível obter as informações de DEP e as idades das pacientes.

A partir dos dados coletados de exames reais, para avaliar se as doses dos exames estavam dentro do limite aceitável, foi usado como referência o Protocolo Europeu (EUREF), que traz como equivalência medidas de dose baseadas em medidas de Phantom de PMMA e suas equivalências para espessuras de mama real.

Segundo o protocolo EUREF as espessuras de PMMA e do tecido mamário são equivalentes em absorção e atenuação de radiação, na Tabela 4 se observar as equivalências. Neste trabalho, utilizou-se as referências de espessuras de PMMA de 4, 5, 6 e 7 cm com dimensão de 18 x 24 cm².

Tabela 4 - Espessuras de PMMA e a equivalência na espessura do tecido mamário

Espessura de PMMA (cm)	Equivalência de tecido mamário (cm)
2,0	2,1
3,0	3,2
4,0	4,5
4,5	5,3
5,0	6,0
6,0	7,5
7,0	9,0

Baseado na média das espessuras das imagens de mama real, adotou-se como referência os valores estabelecidos pelo EUREF referentes a 4,5 cm de PMMA.

4.2 Validação das informações coletadas do equipamento da Siemens

Como o equipamento da Siemens não está dentro de um programa de garantia de qualidade, as informações coletadas no momento do exame e retiradas do painel do equipamento a cada exposição poderiam não estar corretas. Assim foram realizados alguns dos testes de constância recomendados pela portaria 453/1998.

Para a realização desses testes de controle de qualidade com o mamógrafo da marca Siemens, foi utilizado um medidor multiparâmetros *Black Piranha*, como pode ser observado na Figura 3.

Figura 3 - Medidor multiparâmetros *Black Piranha*.



Fonte: Southern Scientific, 2017.

No momento da exposição (medição), o medidor tem que estar posicionado dentro do campo de raios X do equipamento a ser avaliado, podendo utilizar o próprio campo de luz do equipamento para o melhor posicionamento. Na Figura 4 observa-se o medidor posicionado para a coleta dos dados. Para visualização dos resultados coletados durante a exposição, o medidor pode estar conectado via Bluetooth ou via USB a um tablet ou um computador que possua o software Ocean 2014.

Figura 4 – *Black Piranha* em posição para coleta dos dados.



Assim a metodologia adotada foi de acordo com a fornecida pelas instruções da portaria 453/1998, onde o medidor é posicionado debaixo do feixe de raios X e seleciona-se a mesma técnica de aquisição (30 kVp) por 5 exposições. A Tabela 5 apresenta os resultados medidos pelo *Black Piranha* e os valores apresentados do painel do equipamento em cada uma das 5 exposições.

Tabela 5 – Valores coletados do equipamento Siemens na prática e valores medidos pelo *Black Piranha*

	VALORES (PRÁTICA)			VALORES (MEDIDO)		
	KVp	mAs	mGy	KVp	ms	mGy
Teste 1	30	52,3	1,5	30,72	507,4	1,739
Teste 2	30	31	0,4	28,69	309,1	1,932
Teste 3	30	52,2	0,7	26,02	506,4	1,824
Teste 4	30	397	10,5	28,73	3755	25,53
Teste 5	30	52,1	0,7	26,18	505,9	1,811

Para avaliar se as DGM estavam em conformidade, utilizou-se os fatores da publicação “Dosimetry in diagnostic radiology: na international code of practice” da Agencia Internacional de Energia Atômica. A Tabela 6 mostra os valores de DGM aceitáveis e razoáveis que foram estabelecidos neste trabalho para mamas de diversas espessuras quando comprimida (IAEA, 2011).

Tabela 6 - Valores realizáveis e aceitáveis para a dose glandular média (DGM).

PMMA (cm)	DGM realizável (mGy)	DGM aceitável (mGy)
2	0,6	1,0
3	1,0	1,5
4	1,6	2,0
4,5	2,0	2,5
5	2,4	3,0
6	3,6	4,5
7	5,1	6,5

Capítulo 5

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com os insumos alcançados a partir da metodologia descrita, foi possível realizar diversas comparações.

Na Tabela 7 tem-se os dados coletados do equipamento Siemens na prática e os medidos pelo Black Piranha de tensão (KVp) e de dose do órgão (mGy). Com esses dados foi calculado a diferença percentual.

Tabela 7 – Dados coletados na prática e medidos pelo Black Piranha do equipamento Siemens e a diferença percentual.

	Tensão (KVp)			Dose do órgão (mGy)		
	Prática	Medido	%	Prática	Medido	%
Paciente 1	30	30,72	2,4	1,5	1,74	15,9
Paciente 2	30	28,69	4,4	0,4	1,93	383,0
Paciente 3	30	26,02	13,3	0,7	1,82	160,6
Paciente 4	30	28,73	4,2	10,5	25,53	143,1
Paciente 5	30	26,18	12,7	0,7	1,81	158,7
MÉDIA		28,068	7,4	2,76	6,566	172,26

Pode-se observar na Tabela 7 que houveram grandes diferenças percentuais entre os dados coletados na prática e os medidos, a tensão (KVp) variou entre 2,4% até 13,3%, enquanto o equipamento mostrava ter 30 KVp de tensão, estava mensurando 30,72 KVp no medidor. A dose do órgão obteve variações ainda maiores, de até 383%, em que na prática, a dose deveria ser de 0,4 mGy e foi medido em 1,93 mGy, com isso foi possível avaliar o quanto um equipamento descalibrado altera a dose nos pacientes.

O aumento da tensão faz com que aumente a DEP, dessa forma, se os dados das imagens adquiridas no equipamento da Siemens tivessem também os dados de DEP, provavelmente as DEPs estariam maiores que o indicado pelo equipamento, uma vez que nos testes realizados no equipamento, a tensão variou mais de 7% conforme Tabela 7.

Na Tabela 8 apresentam os dados médios de tensão (KVp), exposição (mAs), espessura da mama em centímetros e dose glandular média (mGy), que foram coletados dos 25 pacientes dos equipamentos GE, Hologic e Siemens.

Tabela 8 - Valores médios de tensão (KVp), exposição (mAs), espessura da mama (cm), dose glandular média (DGM) e idade nos 3 equipamentos.

EQUIPAMENTO	KVp	mAs	Espessura	DGM (mGy)	Idade
			Mama (cm)		
HOLOGIC	30,32	183,04	6,28	2,47	33,40
GE	28,64	66,96	5,07	1,56	65,00
SIEMENS	30,88	68,82	5,28	1,81	-

As imagens adquiridas no equipamento Hologic eram de pacientes com mamas mais espessas com espessura média maior, quando comparado com as das imagens de pacientes dos demais equipamentos, medindo 6,28 cm. Consequentemente, a dose glandular média é alta, de 2,47 mGy. Portanto, quanto maior a espessura da mama, maior a dose recebida.

A idade da paciente influencia na densidade da sua mama, então foi possível observar que as pacientes que fizeram exames no Hologic, eram pacientes mais jovens, com isso, com mamas mais densas, o que pode ter influenciado também na espessura de compressão.

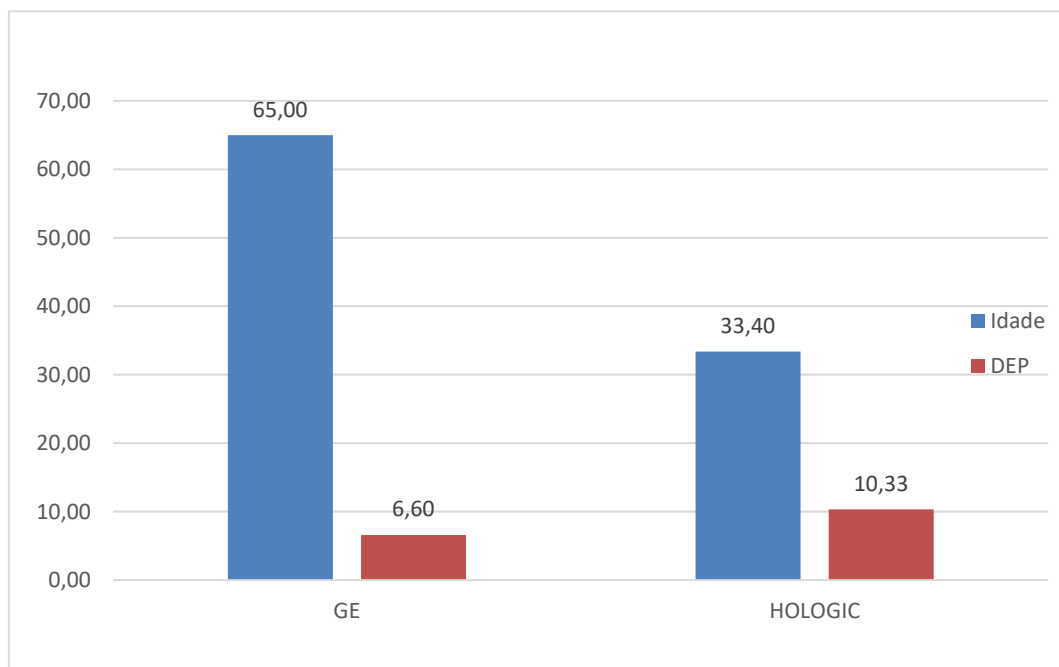
O nível de referência determinado pelo método do Guia da ANVISA para DEP em uma mama padrão (4,5 cm) é 10 mGy (ANVISA, 2005). Assim, no equipamento Hologic (Tabela 1, apresentada na metodologia), com PMMA de 4,5 cm, 60% dos pacientes ultrapassaram o nível de referência. No equipamento GE (Tabela 2, apresentada na metodologia), os valores das doses dos exames coletados não ultrapassaram o nível de referência.

Utilizando como referência os valores estabelecidos pelo EUREF, temos no equipamento Hologic, PMMA de 5 cm, e nos equipamentos GE e Siemens 4,5 cm de PMMA. Ao avaliar se as DGM estão em conformidade utilizando os fatores da publicação da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2011), o equipamento Hologic (Tabela 8) se encontra em conformidade com DGM de 2,47 mGy. Já os equipamentos da marca GE e Siemens se encontram com dose abaixo do realizável que é 2 mGy.

A dose varia de acordo com a idade, pois quanto mais jovem é a paciente, mais densa é a sua mama (MOREIRA et al., 2012) e, portanto, maior dose de entrada da pele

(DEP). As idades e DEP mensuradas nos equipamentos GE e Hologic estão apresentadas na Figura 6.

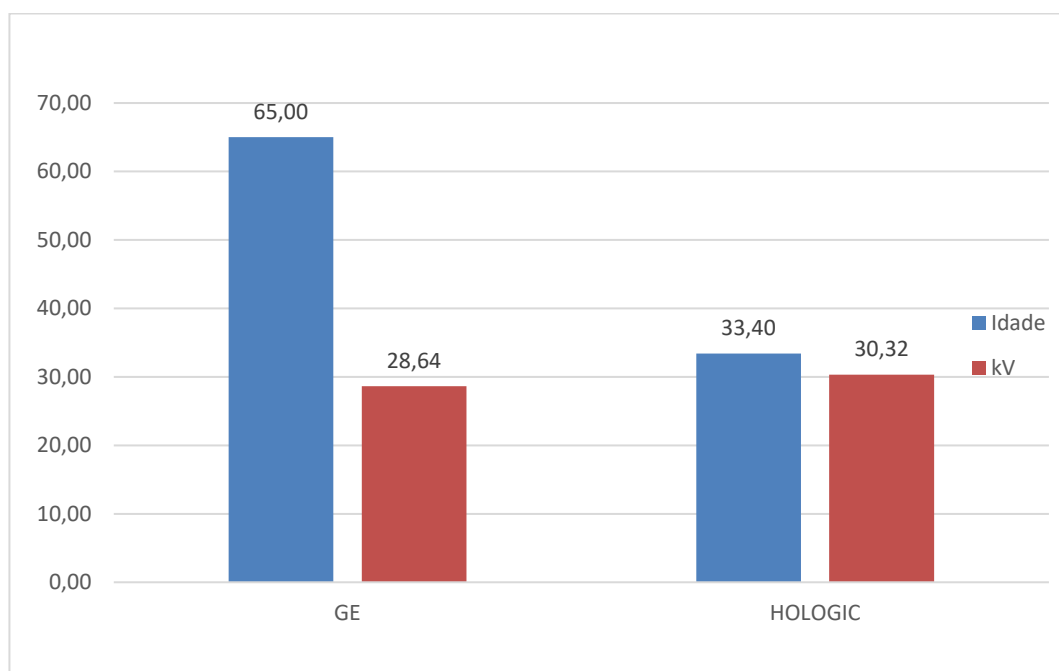
Figura 5- Valores de DEP e Idade no equipamento GE e Hologic.



No equipamento Hologic, a média de idade é de 33,4 anos, muito baixa quando comparada com a média do equipamento GE, de 65 anos. Isso influencia diretamente na DEP (Figura 5), as pacientes do equipamento Hologic, por serem mais jovens com mamas mais densas, recebem uma dose maior, de 10,33 mGy.

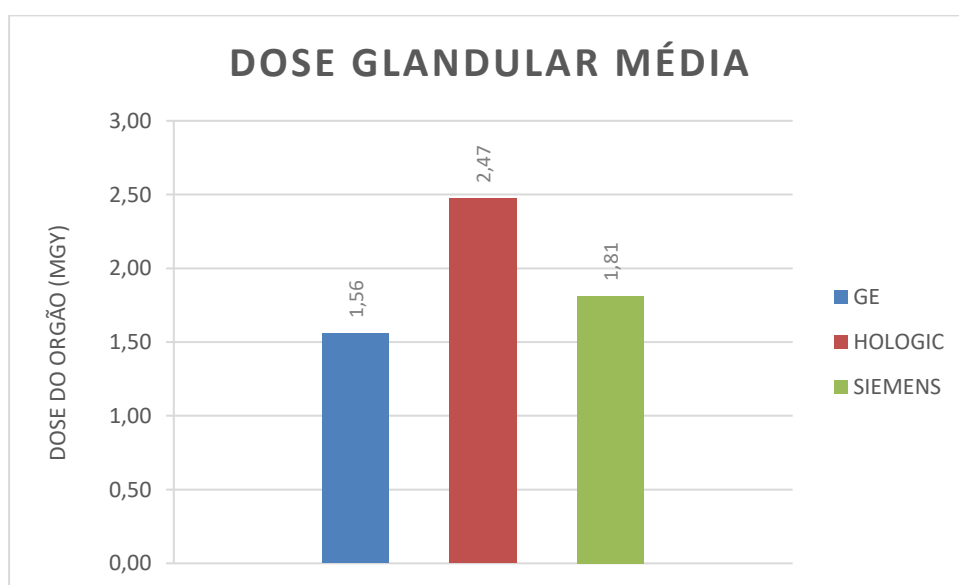
A tensão no equipamento Hologic também é maior, com valor de 30,32 kV, o que já era esperado pelo fato do equipamento estar calibrado, pois, quanto maior a tensão, maior a dose de entrada da pele (DEP). Esses valores comparativos podem ser observados na Figura 6.

Figura 6 - Valores de tensão (kV) e Idade nos equipamentos GE e Hologic.



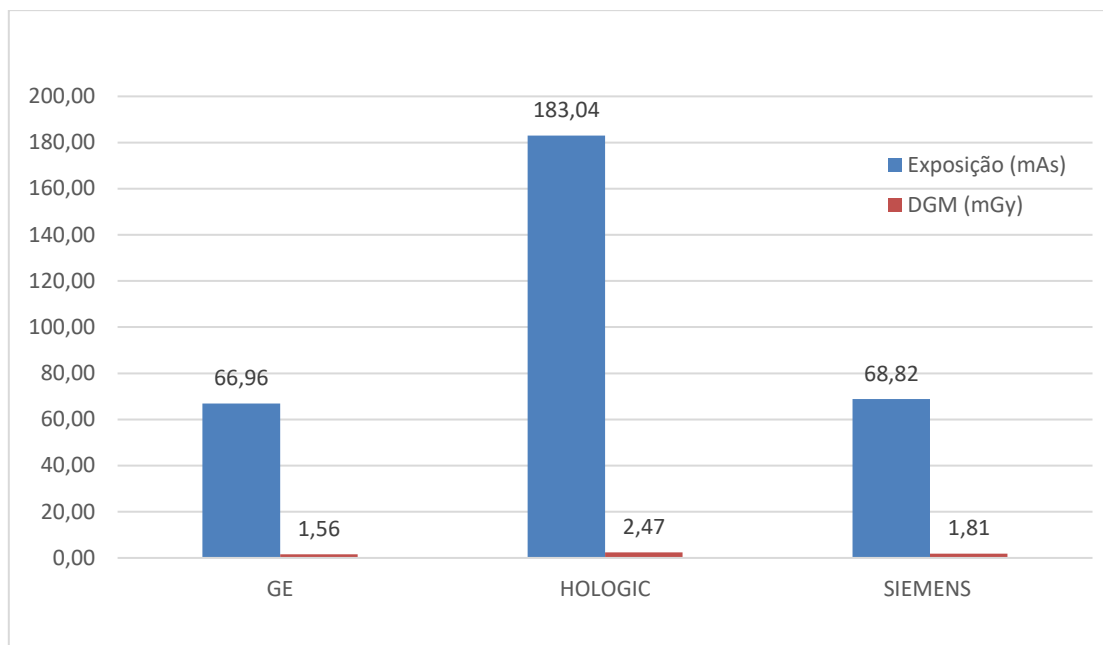
A variação de dose depende do equipamento que está sendo utilizado, como pode ser observado na Figura 7. Para o equipamento da Siemens, deveria ser considerado uma variação média de mais 172% da DGM, uma vez que os dados apresentados na Tabela 7 mostram que nos testes de constância realizados no equipamento, as variações entre o que o equipamento apontava e o que foi medido apresentou que o equipamento está descalibrado, cuja dose era muito superior.

Figura 7- Valores médios de Dose Glandular Média (mGy).



O tempo de exposição (mAs) compromete a DGM que a paciente absorve. Quanto menor o tempo de exposição, menor a dose. O menor tempo evita o borramento da imagem que pode ocorrer quando o paciente se movimenta.

Figura 8 – Valores médios de Exposição (mAs) e DGM (mGy)



Como pode ser observado na Figura 8, o equipamento com maior tempo de exposição é o Hologic, o que justifica a DGM mais alta. Já o equipamento GE, possui um tempo de exposição menor, 66,96 mAs, e consequentemente uma dose mais baixa.

Capítulo 6

6. CONCLUSÃO

A calibração correta do mamógrafo é fundamental para o diagnóstico do câncer de mama entre os pacientes em qualquer etapa da doença, uma vez que, utilizando os parâmetros adequados como dosagem, tensão, corrente e tempo de exposição, pode-se garantir a boa qualidade da imagem e, conseqüentemente, uma maior segurança para o paciente

Os programas de garantia de qualidade em mamografia asseguram a dosagem mínima de dose de entrada da pele e dose glandular média que o paciente pode receber. Os fatores que influenciam nessas doses são calibração do equipamento, tempo de exposição, densidade da mama dos pacientes, idade, tensão.

Dessa forma, conclui-se que equipamentos descalibrados apresentam riscos de aplicações de doses excessivas em pacientes, causando diagnósticos falsos e possíveis prejuízos à saúde do paciente.

REFERÊNCIAS

- (ALMEIDA et al., 2010)
ALMEIDA JR, José N. et al. **Espectrometria Compton aplicada à medição de doses em mamografia para combinações W/Mo e Mo/Mo**. Revista Brasileira de Física Médica, v. 4, n. 2, p. 39-43, 2010.
- (ANVISA, 2005)
AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Radiodiagnóstico médico – Segurança e Desempenho de Equipamentos**. ANVISA, Brasília, 2005.
- (ARAÚJO et al., 2018)
ARAÚJO, Geovane Silva et al. **Análise de dose de entrada na pele em mamógrafos, no Estado do Rio Grande do Sul** (Município de Ijuí e cercanias) e Rio de Janeiro (área metropolitana).
- (AGUILLAR, et al., 2009)
AGUILLAR, V. L. N. et al. **Mama: diagnóstico por imagem: mamografia, ultrassonografia, Ressonância magnética**. Revinter, 2009.
- (BERNARDES, 2011)
BERNARDES, António. **Anatomia da mama feminina**. Manual de Ginecologia, v. 2, p. 167174, 2011.
- (BRASIL, 2010)
BRASIL, Ministério da Saúde. **Rastreamento**. Brasília, DF, 2010. (Série A: Normas e Manuais Técnicos) (Cadernos de Atenção Primária, n. 29).
- (BUSHONG, 2013)
BUSHONG, Stewart C. **Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection**. Elsevier Health Sciences, 2013.
- (CARROL, 1998)
CARROL, Q. B. **Fuchs's radiographic exposure, processing and quality control**. Springfield, Charles C Thomas Publisher, Ltd., 6th ed. 1998.
- (CHALA & BARROS, 2007)
CHALA, LUCIANO; BARROS, NESTOR. **Avaliação das mamas com métodos de imagem**. Radiol Bras vol.40 no.1 São Paulo Jan./Feb. 2007
- (CORRÊA, 2002)
CORRÊA, ROSANGELA. **Impacto de um programa de avaliação da qualidade dos serviços de mamografia do Distrito Federal**. 73 p. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, 2002.
- (CORRÊA, 2012)
CORREA, ROSANGELA et al. **Efetividade de programa de controle de qualidade em mamografia para o Sistema Único de Saúde**. *Rev. Saúde Pública* [online]. 2012, vol.46, n.5, pp.769-776. ISSN 0034-8910.
- (FERLAY et al., 2010)
FERLAY, Jacques et al. **Global burden of breast cancer**. In: Breast cancer epidemiology. Springer New York, 2010. p. 1-19.

(FURQUIM, 2005)

FURQUIM, T. A. C. **Metodologia para correlação entre doses e detectabilidade em imagens mamográficas padrões: aplicação no Estado de São Paulo**. 2005. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.

(GEBRIM et al., 2006)

GEBRIM, L. H. e QUADROS, L. G. A. **Rastreamento do câncer de mama no Brasil**. Revista Brasileira. Ginecologia Obstetrícia. vol.28 no.6 Rio de Janeiro, Junho 2006.

(HEYWANG-KÓBRUNNER et al.,1999)

HEYWANG-KÓBRUNNER, SCHREER, DERSHAW, D.D.; FRASSON, A. **Mama-Diagnóstico por Imagem**. Rio de Janeiro. Revinter. 1999.

(IAEA, 2011)

IAEA - **International Atomic Energy Agency, Quality assurance programme for digital mammography. Human health series** No. 17. Vienna, 2011. Disponível em: http://www.Pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1482_web.pdf. Consultado em 30/09/2014.

(INCA, 2019)

Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Tipos de câncer: Mama**, Rio de Janeiro, 2019.

(JOHNS, YAFFE, 1987)

JOHNS, Paul C.; YAFFE, Martin J. X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues. **Physics in medicine and biology**, v. 32, n. 6, p. 675, 1987.

(KOPANS,1998)

KOPANS, D. B. **Breast Imaging**. 2. ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1998.

(ICON, 2019)

MAMOGRAFIA: **Tudo sobre Mamografia**. Icon Diagnóstico Médico por Imagem: Revista Icon, [S. l.], p. 1-3, 9 abr. 2019. Revista.

(MOREIRA et al., 2012)

MOREIRA, I. C. et al. INbreast: toward a full-field digital mammographic database. **Academic Radiology**, v. 19, n. 2, p. 236-248, 2012.

(MS, 1998)

BRASIL, Ministério da Saúde. Portaria n. 453, 1 de junho de 1998. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médio e Odontológico**. Diário oficial da União Brasileira, 2 jun. 1998.

(NEWMAN J, 1998).

NEWMAN J. **Quality control and artifacts in mammography**. Radiol Technol. 1998; 70:61-76.

(PORTAL BRASIL, 2014)

PORTAL BRASIL. **Campanha incentiva diagnóstico precoce do câncer de mama**, 2014. Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/saude/2014/10/campanha->

incentivadiagnostico-precoce-do-cancer-de-mama>. Acesso em 15/02/2019
<http://www.scielo.br/pdf/rb/v39n4/31265.pdf>.

(PORTARIA 453, 1998)

BRASIL, Ministério da Saúde. Portaria 453, 1 jun. 1998. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. A Biossegurança na Radiologia**. Sanitas, 2002, 7:86-93.

(RAINFORD et al, 2006)

RAINFORD, L.A., AL-QATTAN, E., MCFADDEN, S., BRENNAN, P.C., CEC
Analysis of radiological images produced in Europe and Asia. Science Direct, p. 1-8, 2006.

(RASBAND et al, 2012)

Schneider, C. A.; Rasband, W. S. & Eliceiri, K. W. (2012), "**NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis**", Nature methods 9(7): 671-675, PMID 22930834 (on Google Scholar).

(REAL, et al, 2014)

REAL, JÉSSICA. et al. Estimativa da dose glandular média em função da espessura da mama. Gramado, RS, Brazil, August 26-29, 2014.

(RIBEIRO, 2016)

RIBEIRO, Rodolpho. **Desenvolvimento de uma ferramenta para treinamento em leituras de mamografias digitais**. Uberlândia, 2016.

(ROSA, 2018)

ROSA, MATHEUS. **Estimativa da dose de entrada na pele (DEP) para espectros de raros X mamógrafos simulados**. Uberlândia, 2018.

(STANTIC, T. et al, 2013)

STANTIC, T. et al. **Screen-film versus full-field digital mammography: Radiation dose and image quality in a large teaching hospital**. Nuclear Technology and Radiation Protection, v. 28, n. 4, p. 398 405, 2013.

(STEIN et al, 2009)

STEIN, A.T.; ZELMANOWICZ, A.M.; ZERWES, F.P.; BIAZUS, J.V.N.; LÁZAROS, L.; FRANCO, L.R. **Rastreamento do câncer de mama: recomendações baseadas em evidências**. Revista da AMRIGS, Porto Alegre, 2009.

(SVAHN, et al., 2007)

SVAHN, T. et al. **Dose dependence of mass and microcalcification detection in digital mammography: Free response human observer studies**. Med Phys; available in PMC 2007 Jun 18.

(TOMAL et al, 2009)

TOMAL, A., POLETTI, M. E., CALDAS, L. V. E. **Evaluation of subject contrast and normalized average glandular dose by semi-analytical models**. Applied Radiation and Isotopes, 2009. Aceito para publicação.

(VALENTIN, 2000)

VALENTIN, Jack. **Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures**, ICRP Publication 85. Annals of the ICRP, v. 30, n. 2, p. 7, 2000.