

Revista da Graduação

Vol. 6

No. 1

2013

13

Seção: Faculdade de Física

Título: ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO PARA MAMAS DE DIFERENTES ESPESSURAS

Autor: JOSLAINE APARECIDA CORRÊA FREITAS

Este trabalho está publicado na Revista da Graduação.

ISSN 1983-1374

<http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/graduacao/article/view/13771>

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE FÍSICA

JOSLAINE APARECIDA CORRÊA FREITAS

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO
PARA MAMAS DE DIFERENTES ESPESSURAS**

Porto Alegre

2012

JOSLAINE APARECIDA CORRÊA FREITAS

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO
PARA MAMAS DE DIFERENTES ESPESSURAS**

Trabalho de Conclusão apresentado como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Física na Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Me. Daniel Silva de Souza

Porto Alegre

2012

JOSLAINE APARECIDA CORRÊA FREITAS

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO
PARA MAMAS DE DIFERENTES ESPESSURAS**

Trabalho de Conclusão apresentado como
requisito para a obtenção do título de
Bacharel em Física na Pontifícia Universidade
Católica do Rio Grande do Sul.

Aprovada em: ____ de _____ de _____

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Me. Marcelo Borda Ferreira – PUCRS

Física Aline Lopes Moraes – HCPA

Porto Alegre

2012

RESUMO

Nos últimos anos se intensificou o estudo para o desenvolvimento de novas tecnologias para a detecção precoce do câncer de mama. A preocupação principal é tentar diferenciar o tecido mamário normal e o tecido patológico, pois ambos possuem densidades radiológicas muito semelhantes. Uma diminuição na visualização das estruturas mamárias pode acarretar em falsos negativos e conseqüentemente interferir no diagnóstico acurado do câncer de mama. Portanto, este trabalho teve como objetivo avaliar a influência no posicionamento do controle automático de exposição (CAE) na qualidade das imagens, em equipamentos de mamografia, para mamas de tamanho médio de diferentes espessuras. O estudo foi realizado através de imagens geradas do *Phantom* Mama 856, no modo semiautomático, ou seja, situação onde se aplica o CAE. O modelo de mamógrafo utilizado foi Mammomat 1000, da marca Siemens. Foram analisados fatores como a carga transportável, densidade óptica de fundo da imagem e quantidade visível de estruturas do objeto simulador com espessuras de 5 cm, 6 cm e 7 cm variando o CAE nas suas três posições possíveis. Os resultados apresentados mostraram uma divergência quanto ao tempo de exposição fornecido pelo CAE e a densidade óptica ideal para a visualização da quantidade mínima de estruturas de referência do *Phantom* Mama. Com isso, conclui-se que o posicionamento adequado da fotocélula leva em consideração a área que a mama ocupa sobre o *Bucky*. Independentemente da espessura, o CAE tem como finalidade manter uma densidade óptica que permita alcançar o enegrecimento e contraste necessário na imagem gerando uma resposta apropriada para o laudo.

Palavras-chaves: Mamografia. CAE. Câncer de mama.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Representação da geração de um tumor maligno.	14
Figura 2: Ampola de raios X utilizada em equipamentos de mamografia.....	15
Figura 3: Anatomia da mama.	16
Figura 4: Referência anatômica de incidência básica.	17
Figura 5: Referências anatômicas nas incidência básicas oblíquo lateral.....	18
Figura 6: Formação de radiação através do processo de bremsstrahlung.....	19
Figura 7: Formação de raios X característico: ejeção de elétron orbital e emissão de raios X característico.	19
Figura 8: Braço rotatório em C onde estão todos os componentes de formação da imagem. Na parte superior está a ampola de raios X, na parte média está o dispositivo de compressão e na parte inferior está o <i>Bucky</i> com o receptor de imagem.....	22
Figura 9: Ampola de raios X mostrando o catodo e o anodo contidos em uma cavidade fechada com vácuo revestido por óleo mineral para dissipar calor. Externamente, o cabeçote é revestido por lâminas de chumbo de modo a barrar a radiação de fuga. Na parte inferior é observado o filtro e a janela de onde emergem o feixe de radiação.	23
Figura 10: Representação esquemática de incidência de radiação durante o exame de mamografia.	24
Figura 11: Sistema de compressão da mama.	25
Figura 12: Grade antidifusora.....	25
Figura 13: Interação da radiação com a grade antidifusora.	26
Figura 14: Braço rotatório em C, onde a seta vermelha indica a posição escolhida para a fotocélula.....	27
Figura 15: Exemplificações de microcalcificações: Esquerda. Grupo de microcalcificações redondas; Direita. Grupo de microcalcificações agrupadas, sendo do tipo redondas e agrupadas, calcificações provavelmente benignas.....	28
Figura 16: Esquema de um filme utilizado para exames mamográficos.	29
Figura 17: Efeito produzido pelo écran quando irradiado por um feixe de raios X. .	
Figura 18: Esquema simplificado das etapas do processamento úmido.....	32
Figura 19: Negatoscópio utilizado em mamografia.	35
Figura 20: Simulador <i>PHANTOM</i> MAMA – 856 produzido no Brasil.	39

Figura 21: Simulador radiográfico para mama. (A) Massas; (B) Microcalcificações; (C) Discos de baixo contraste; (D) Fibras; (E) Escala de contraste; (F) Grades metálicas de alto contraste.....	39
Figura 22: Limites de aceitação para visualização das estruturas do <i>Phantom</i>	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Informações técnicas do mamógrafo.....	37
Tabela 2: Levantamento das espessuras mamárias após a compressão e a tensão de pico (kVp) utilizada pelo técnico.	37
Tabela 3: Limites de aceitação para estruturas encontradas no <i>Phantom</i> Mama – 856.	41
Tabela 4: Dados obtidos após cada exposição do <i>Phantom</i> utilizando três diferentes posições do CAE, onde a primeira posição é aquela mais próxima do peitoral, a segunda na posição central e a terceira sendo a mais afastada do tórax.	45
Tabela 5: Comparação do valor médio da densidade óptica de fundo para si correspondente carga transportável em cada posição do CAE.....	50

RELAÇÃO DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Carga transportável obtida utilizando o controle automático de exposição.....	46
Gráfico 2: Relação entre densidade óptica de fundo no filme e carga transportável para uma mama média de espessura 5 cm, 6 cm e 7 cm. Para cada espessura foram produzidas imagens com as três posições do CAE.....	47
Gráfico 3: Avaliação da quantidade de fibras visualizadas em cada valor de densidade óptica de fundo na imagem.....	48
Gráfico 4: Avaliação da quantidade de massas tumorais visualizadas em cada valor de densidade óptica de fundo na imagem.....	48
Gráfico 5: Avaliação da quantidade de microcalcificações visualizadas em cada valor de densidade óptica de fundo na imagem.....	49
Gráfico 6: Avaliação da quantidade de objetos de baixo contraste visualizados em cada valor de densidade óptica de fundo na imagem.....	49

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
1.1 JUSTIFICATIVA	12
1.2 OBJETIVO GERAL	13
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	13
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1 O CÂNCER	14
2.2 MAMOGRAFIA.....	14
2.2.1 Anatomia da Mama.....	16
2.2.2 Produção de Raios X.....	18
2.2.3 Equipamento de Mamografia	20
2.2.3.1 Estruturas do Mamógrafo	21
2.2.3.1.1 Braço rotatório em C:	21
2.2.3.1.2 Ampola de Raios X:.....	22
2.2.3.1.3 A placa de compressão da mama	24
2.2.3.1.4 Grade Antidifusora.....	25
2.2.3.1.5 Controle Automático de Exposição (CAE)	26
2.2.3.1.5.1 Posicionamento da Fotocélula	27
2.2.4 Graus de Atenuação das Lesões Mamárias.....	28
2.2.5 Formação da Imagem Radiográfica.....	29
2.2.5.1 O Filme Radiográfico.....	29
2.2.5.2 Chassis Radiográficos.....	30
2.2.5.3 Telas Intensificadoras (Écrans).	30
2.2.5.4 Processamento	31
2.2.6 Qualidade da Imagem Mamográfica	32
2.2.6.1 Parâmetros de Exposição	32
2.2.6.1.1 Densidade	33
2.2.6.1.2 Contraste	33
2.2.6.2 Phantom - Simulador mamário.....	34
2.2.6.3 Negatoscópios.....	34

3. METODOLOGIA	36
3.1 TESTES DE DESEMPENHO	36
3.2 LEVANTAMENTO DAS ESPESSURAS.....	37
3.3 SIMULADOR PHANTOM MAMA – 856.....	38
3.4 COLETA DE DADOS	41
4. APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DE DADOS	44
5.CONCLUSÕES	51
REFERÊNCIAS.....	53

1. INTRODUÇÃO

Uma forma de prevenção utilizada na tentativa de identificar estágios iniciais do câncer de mama é o autoexame. Este procedimento é realizado nas mamas pela própria mulher, viabilizando a descoberta de nódulos. Infelizmente o autoexame não é suficiente, principalmente se tratando da detecção de lesões em fases iniciais. Isto se deve ao fato das estruturas serem ainda muito pequenas não podendo ser sentidas pela apalpação. Sabendo disto, a detecção precoce do câncer de mama é mais eficaz com o auxílio do diagnóstico por imagem através da mamografia. Este processo além de mostrar lesões ainda não palpáveis, também pode auxiliar o médico no diagnóstico dos nódulos. Assim, pode-se avaliar a forma da estrutura e relacioná-la ao grau de malignidade.

A radiografia de lesões mamárias começou dezoito anos após a descoberta dos raios X. Em 1913, na Alemanha, Albert Salomon, cirurgião da Universidade de Berlim, foi o primeiro a utilizar os raios X para estudar o câncer de mama. Salomon estudou radiograficamente cerca de três mil peças de mastectomia, tecidos mamários infectados e já removidos, conseguindo diferenciar algumas formas de câncer.

Esta técnica se espalhou para outros médicos e pesquisadores na área da saúde. Porém, foi somente em 1930 que Warren relatou o primeiro diagnóstico de doenças da mama. Na mesma década, foi desenvolvida a Xeromamografia, que consiste na produção de uma imagem, que utiliza, em vez de um filme mamográfico convencional, uma placa de alumínio revestida com selênio. O elemento selênio é um bom condutor elétrico na presença de fótons de raios X, ou seja, um fotocondutor. Neste caso a imagem da mama era formada por dissipação das cargas elétricas na placa de selênio devido à incidência dos fótons. Esta imagem é temporariamente visível na superfície da placa de selênio que é coberta com um pó termoplástico. As quantidades deste pó se aderem proporcionalmente à carga residual, sendo que uma cópia permanente da imagem era gerada por um adesivo ou por transferência eletrostática do pó para o papel.

Na década de 60, a preocupação com os aspectos técnicos da mamografia se tornaram relevantes e vários pesquisadores descreveram métodos para melhorar a qualidade da imagem. Nesta mesma década, no M.D. Anderson Hospital no Texas, Robert Egan pesquisou 1000 casos e descreveu a técnica de mamografia que é

utilizada até hoje. Esta técnica consiste da utilização de uma baixa tensão (kV) e uma alta carga transportável (mAs), produzindo um aumento na resolução da imagem.

Durante os últimos vinte anos houveram muitos progressos significantes nos equipamentos de mamografia e no sistema de gravação da imagem. Há trinta anos, muitas unidades radiológicas dedicadas a exames de tórax eram utilizadas para a realização de mamografias. Nestes equipamentos placas feitas artesanalmente serviam como compressores mamográficos. Além disso, os filmes utilizados requeriam tempos de exposição longos ocasionando manchas devido aos movimentos da mama, além de exposição muito alta à radiação.

O primeiro tubo de raios X dedicado à mamografia (*CGR Senographe X Ray*) continha um alvo de molibdênio com feixe filtrado por 0.03mm de molibdênio ou 0.5mm de alumínio, além de um compressor apropriado para a mama. Baseado neste modelo, novas gerações de mamógrafos foram lançadas por várias empresas. Os equipamentos apresentaram melhorias que foram capazes de obter imagens de alta resolução e detecção de microcalcificações, considerado em muitos casos como a única forma de se determinar câncer em estágio inicial.

Em 1975 foi editado o primeiro artigo sobre o efeito da radiação espalhada na qualidade da imagem mamográfica editado e escrito por Barnes e Brezovich Friedrich. Este trabalho demonstrou que o efeito da radiação espalhada limitava a visualização de estruturas microscópicas.

Entre o início do século XX e os dias de hoje, muito se fez para diminuir o efeito da radiação espalhada na qualidade das imagens produzidas. Um dos artifícios desenvolvidos para controlar a dispersão dos raios X foi a grade mamográfica, introduzida em 1978. O uso de grades especificamente projetadas para mamografia puderam reduzir a radiação espalhada e aumentar o contraste da imagem.

Logo após, a técnica de ampliação foi implementada tornando-se muito útil para o diagnóstico e trazendo muitas vantagens técnicas. Foi também na década de 70 que se deu início à utilização do controle automático de exposição, conhecido como CAE. Este sensor está localizado abaixo do chassi e, quando é gerado o feixe de radiação, a corrente produzida é ampliada e carrega um capacitor. A tensão elétrica através do capacitor é comparada com o valor referencial e, quando os dois são iguais, a exposição é terminada. Assim a exposição automática produz uma imagem mamográfica com uma aceitável e consistente densidade óptica.

Hoje, a mamografia é realizada com equipamentos especificamente projetados para tal procedimento. O mamógrafo dispõe de um tubo, alvo, ponto focal menor e um aparelho compressor de mama, entre outras especificações. Além disso, o sistema receptor de imagem como chassis e combinações tela/filme também são desenvolvidos especificamente para esta prática necessitando cerca de 50 a 100 vezes menos radiação do que os filmes utilizados anteriormente.

Toda esta combinação tem proporcionado a detecção de um número cada vez maior de lesões mamárias, principalmente aquelas pequenas quando ainda não são palpáveis. Espera-se assim que a apresentação do câncer de mama seja cada vez mais por imagem e menos por sintoma ampliando as possibilidades de intervenção e prognóstico favorável.

1.1 JUSTIFICATIVA

Conforme citado na Portaria nº 453, de 1º de julho de 1998 ANVISA, um dos princípios básicos que norteiam este documento é a otimização da proteção radiológica, especificada no item 2.9:

"As exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico (diagnóstico e terapêutico), compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem".

Grande parte dos exames de mamografia são realizados utilizando o Controle Automático de Exposição (CAE), de forma a otimizar a exposição da radiação depositada sobre a mama. Ao utilizar este processo, o técnico em radiologia deve selecionar a correta posição da fotocélula de acordo com o tamanho da mama e assim reduzir a possibilidade de mascaramento de lesões. Logo, faz-se necessário mostrar se a posição da fotocélula está somente relacionada ao tamanho da mama, ou seja a área que esta ocupa sobre *Bucky*, ou também com sua espessura.

Devido a escassez de trabalhos publicados sobre o tema torna-se necessário mostrar qual a influencia da espessura da mama e a escolha do posicionamento do CAE, de modo a obtermos uma melhor qualidade de imagem e menor dose.

1.2 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influencia no posicionamento do CAE na qualidade das imagens, em equipamentos de mamografia, para mamas de tamanho médio, mas com diferentes espessuras.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- i. Avaliar a carga transportável (mAs) obtida para diferentes espessuras de mama.
- ii. Avaliar a densidade óptica de fundo nas imagens para diferentes espessuras de mama.
- iii. Avaliar as estruturas de um simulador de mama para diferentes espessuras.

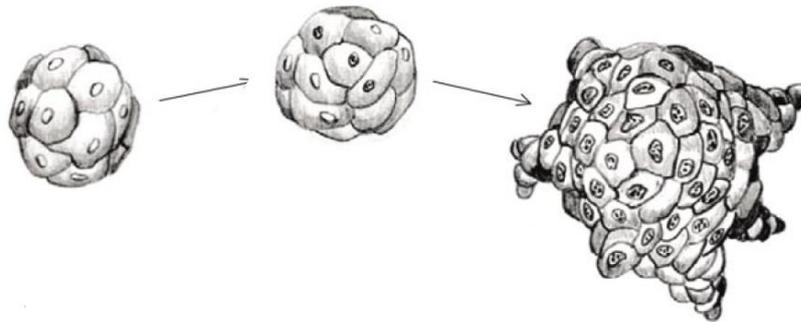
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 O CÂNCER

Os seres vivos são feitos de unidades microscópicas chamadas células. Grupos de células formam tecidos que por sua vez constituem órgãos. As células do corpo normalmente se dividem de forma controlada. O câncer é caracterizado por alterações que determinam um crescimento celular desordenado, formando uma massa chamada de tumor, comprometendo tecidos e órgãos. [1]

Os tumores podem ser benignos ou malignos. As células do tumor benigno, não invadem tecidos ao redor ou se disseminam para outras partes do corpo. Já o tumor maligno, é formado por células com aparência anormal (Figura 1). As células cancerígenas multiplicam-se de maneira descontrolada, causando a formação de tumores e a invasão de tecidos vizinhos, constituindo as metástases. À medida que estas estruturas substituem as células normais, aumentam o comprometimento da função do órgão afetado. [2]

Figura 1: Representação da geração de um tumor maligno.



FONTE: www.quimioral.com.br/sc/quimioral/images/menu_lateral/cancer.pdf

Quando um tumor origina-se na mama, ele é chamado de câncer de mama. O processo de formação desta doença é em geral lento, podendo levar vários anos para que uma célula prolifere e dê origem a um tumor palpável. [1, 2]

2.2 MAMOGRAFIA

A mamografia é uma técnica radiográfica que permite uma detecção precoce do câncer de mama, diminuindo substancialmente a mortalidade. Esta técnica utiliza

um tubo de raios X com características específicas para a obtenção de imagens das mamas, Figura 2.

Figura 2: Ampola de raios X utilizada em equipamentos de mamografia.



Fonte: SANTOS, Alcides.2010.

Existem dois enquadramentos possíveis para a mamografia: rastreio e diagnóstico. O primeiro é realizado em mulheres sem sinais e sintomas de câncer de mama, tendo como finalidade detectar pequenas lesões não palpáveis. A segunda é realizada em mulheres com sintomas de câncer de mama ou para controle radiológico de lesões provavelmente benignas.

A recomendação de rastreamento por mamografia é para mulheres a partir de 40 anos de idade, realizado anualmente. Quando a mulher entra na faixa etária de 50 a 69 anos, a realização da mamografia é a cada dois anos e o exame clínico das mamas é anual. Uma exceção se abre para aquelas pacientes que pertencem a grupos populacionais com risco elevado de desenvolver câncer de mama. Neste caso, a mamografia deve ser anual e a partir dos 35 anos. [3]

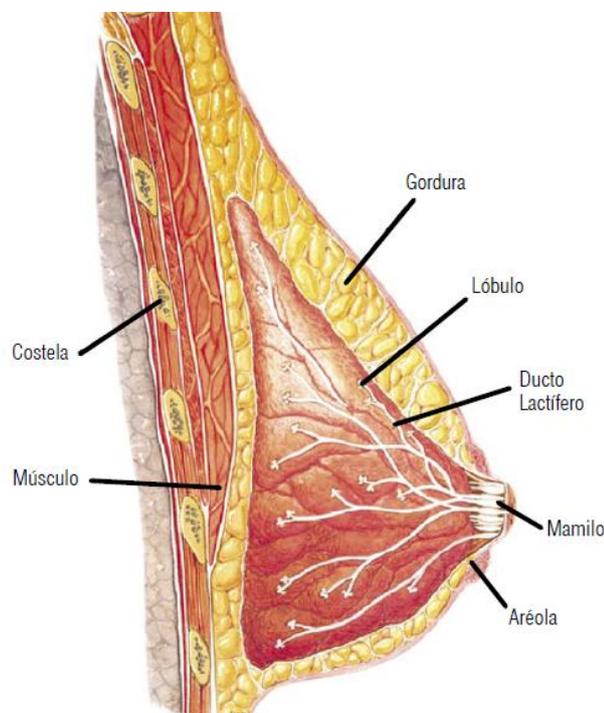
Apesar de pouco frequente, a mama masculina também pode ser acometida por doença maligna, que se expressa radiologicamente com as mesmas características que a mama feminina (microcalcificações, nódulos e etc.). [4]

O resultado da mamografia deve ser uma imagem com um contraste e uma resolução espacial suficientemente boa, para que o exame seja válido do ponto de vista do diagnóstico médico, e ter originado uma baixa dose no tecido irradiado. Para que isso aconteça, é necessário que haja controle dosimétrico dos mamógrafos instalados nos hospitais, técnica radiológica correta (posicionamento) e, principalmente, conhecimento, prática e dedicação dos profissionais envolvidos. [5]

2.2.1 Anatomia da Mama

As glândulas mamárias são glândulas exócrinas, que fazem parte do sistema reprodutor humano, com objetivo primordial a produção do leite para a nutrição de recém-nascido. As glândulas mamárias estão localizadas na parte anterior torácica, sobre o músculo peitoral, entre a 2ª e a 6ª ou 7ª costelas, de acordo com a Figura 3. As mamas podem apresentar variações de tamanho, forma e composição de tecidos, que variam de mulher para mulher, assim como varia também para a mesma mulher.

Figura 3: Anatomia da mama.



Fonte: SANTOS, Alcines, 2010.

Existe uma variação anatômica e histológica da mama, que ocorre durante todo o período de vida da mulher. A mama jovem é rica em tecido glandular e fibroso e pobre em gordura, na proporção de 90:10. Na maturidade ocorre uma atrofia lenta e gradual do tecido conjuntivo e do componente glandular, com afinamento das trabéculas e substituição por tecido adiposo. Este processo é chamado de lipossustituição. [6]

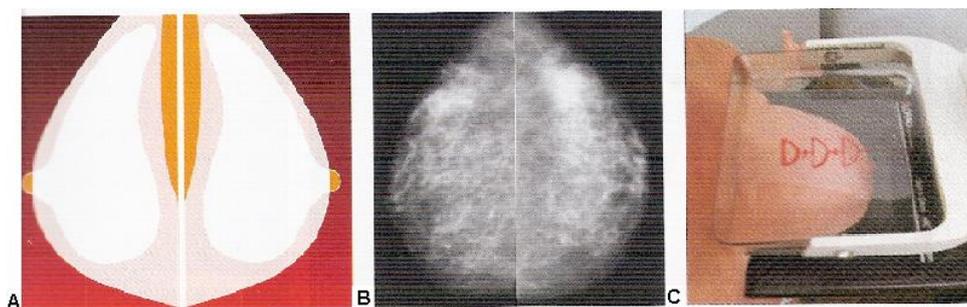
A mama normal da mulher jovem é radiopaca devido ao fato de ser composta basicamente por tecido fibroglandular. Este tecido é um material denso limitando a acurácia da mamografia. Com o aumento da idade e após a lactação, o tecido glandular é substituído por tecido gorduroso, que é radiotransparente, servindo

assim de contraste natural, facilitando a percepção das lesões. A maturação completa da mama ocorre após uma gestação seguida da lactação. O grau de densidade da mama é útil para avaliar a sensibilidade do método.

Como os tecidos que compõem a mama tem praticamente a mesma capacidade de atenuação, é fundamental que a imagem tenha boa definição e alto nível de contraste para facilitar a visualização das estruturas. O limiar de visibilidade, usado como parâmetro de qualidade, é definido como o produto do contraste pelo tamanho da estrutura. Quanto maior for o contraste, mais evidentes ficarão as diferenças entre as áreas escuras e as claras.

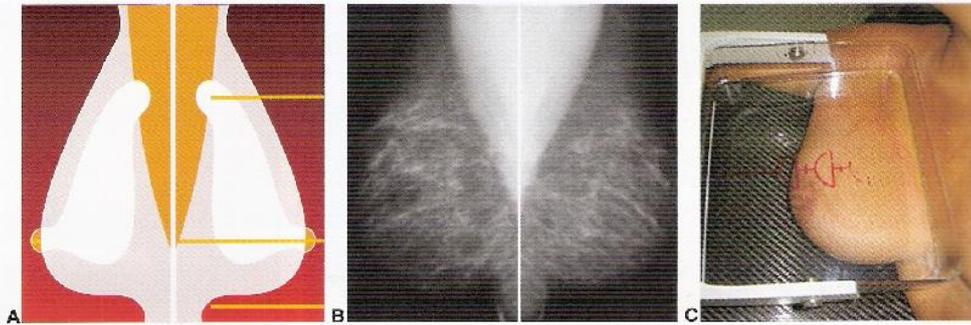
Em geral, o tamanho de uma mama média é de 4,5 cm comprimida. Nos procedimentos mamográficos são executados rotineiramente as incidências básicas como craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OML), como observado nas Figuras 4 e 5. Entretanto, sempre que ocorra a exclusão da parte do parênquima ou as imagens contenham estruturas suspeitas, o procedimento deve ser complementado com incidências adicionais, para melhor elucidar o diagnóstico. Estas diferentes incidências são usadas no intuito de facilitar a visualização das estruturas que compõem a mama, principalmente do tecido glandular, que possui estruturas que se apresentam em formas distintas para diferentes incidências.

Figura 4: Referência anatômica de incidência básica. (A) Craniocaudal, modelo esquemático do ACR. (B) Imagem Verdadeira craniocaudal. (C) Posicionamento colocado todo o parênquima mamário no campo da radiação.



Fonte: SANTOS, Alcines, 2010.

Figura 5: Referências anatômicas nas incidência básicas oblíquo lateral. (A) Desenho esquemático do ACR da mama posicionada em OML. (B) Imagem real do posicionamento OML. (C) Posicionamento de todo o parênquima mamário sobre o campo de radiação.



Fonte: SANTOS, Alcines, 2010.

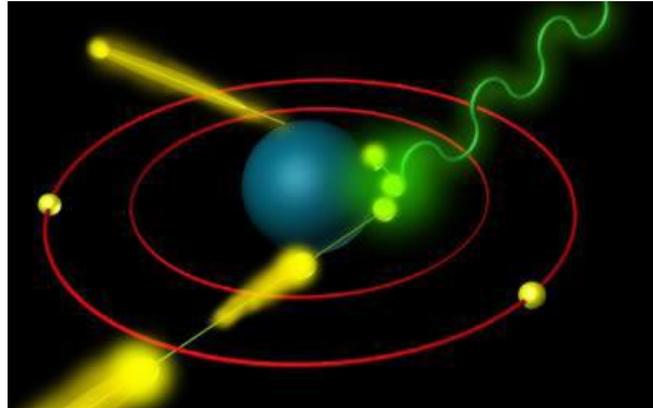
2.2.2 Produção de Raios X

Os raios X são ondas eletromagnéticas de natureza semelhante à da luz visível, numa faixa de frequências entre 10^{16} a 10^{20} Hz. Esta fonte de radiação foi descoberta em 1895 pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen [8].

Num tubo de raios X utilizados em mamografia, a emissão desses raios é produzida quando um filamento (cátodo) aquecido, confeccionado em tungstênio, libera elétrons numa região de alto vácuo. Esses elétrons são acelerados por uma alta diferença de potencial entre o filamento e o anodo (alvo). O anodo de um mamógrafo pode ser feito em molibdênio (Mo), tungstênio (W) e ródio (Rh). A energia cinética final das partículas sobre o alvo, acaba por originar a radiação usada para o diagnóstico. Os raios X são produzidos através de dois processos: radiação de freamento (*bremstrahlung*) e raios X característicos [9].

O processo de *bremstrahlung* ocorre quando elétrons com alta energia cinética interagem com o campo elétrico dos núcleos do material que compõe o anodo. Ao interagirem com o núcleo, a forte interação coulombiana faz com que os elétrons sejam desviados de suas trajetórias perdendo velocidade e, conseqüentemente, perdendo parte de sua energia cinética que é convertida em fótons de raios X (Figura 6). [10, 11].

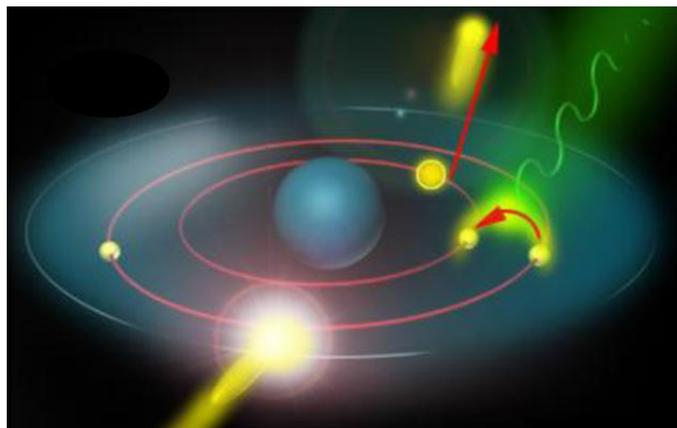
Figura 6: Formação de radiação através do processo de bremsstrahlung.



Fonte: www.physics.hku.hk/~phys0607/lectures/chap06.html

A outra forma, chamada de radiação característica, ocorre quando elétrons acelerados removem outros elétrons das camadas eletrônicas mais internas do átomo que constitui o alvo com o qual estão interagindo. Com isso, a camada de energia que este elétron ocupava fica vaga, tornando o átomo um íon. Este átomo precisa se estabilizar e o faz preenchendo a vaga com um elétron de uma camada mais externa. Neste "salto" eletrônico da camada mais externa para a camada mais interna, tem-se a produção de raios X característicos, já que a energia emitida é característica do elemento no qual o elétron fez a transição (Figura 7). [10]

Figura 7: Formação de raios X característico: ejeção de elétron orbital e emissão de raios X característico.



Fonte: www.physics.hku.hk/~phys0607/lectures/chap06.html

2.2.3 Equipamento de Mamografia

O equipamento de radiodiagnóstico dedicado à mama consiste de um tubo de raios X, acoplado a um sistema de compressão, uma grade móvel e um sistema automático de exposição (CAE).

Nos equipamentos de mamografia apenas 0,5% da energia é destinada a formar a radiação. O restante da energia cinética incidente dos elétrons no alvo gera calor, subproduto indesejável e prejudicial para o tubo de raios X. Os mamógrafos diferem dos equipamentos convencionais porque apresentam composições de anodos e filtros específicos para esta técnica radiológica. Enquanto que na ampola de raios X convencional o anodo ideal é constituído de tungstênio, nos mamógrafos o anodo preferencial é o de molibdênio.

A composição do material do anodo determina a produção e a qualidade do feixe que o tubo produz. O espectro energético das radiações tem relação direta com o número atômico do anodo e com a tensão de pico aplicada ao tubo. Quanto maior for o número atômico do anodo, maior é a fluência dos elétrons e maior será a produção de raios X, bem como maior é o seu poder energético.

Em equipamentos de mamografia, o material ideal do anodo deve ser molibdênio, que tem número atômico (Z) = 42 e emite um espectro de baixa energia. Nas mamas densas ou com espessura maiores que 5 cm, deve-se priorizar o anodo de ródio que apresenta número atômico (Z) = 45, e permite raios X com maior poder de penetração.

No anodo há uma trilha anódica, que irá receber o impacto dos elétrons acelerados. Alguns aparelhos possuem pista dupla de molibdênio e ródio, e outros dispõem de pistas de molibdênio e tungstênio. Isto ocorre porque pequena espessura da mama necessita de raios menos penetrantes.

Para o aparelho de mamografia deve-se fornecer uma diferença de potencial que varie de 20 a 39 kV (quilovolts), com o ajuste de 1 kV, enquanto a carga transportável deve ter longa variação, de 10 a 500 mAs (miliAmpère - segundo). [6]

A faixa de uso de tensão de pico no tecido mamário varia de 25 a 30 kVp, podendo ser maior nas mamas densas e volumosas e menor nas mamas liposubstituídas. Já na carga transportável, habitualmente se usam entre 100 a 200 mAs, em função da espessura e da tensão aplicada no tubo.

A espessura e composição da mama são fatores que afetam a exposição aos raios X e devem ser levadas em consideração. As mudanças da espessura da mama podem ser compensadas alterando a tensão de pico e a carga transportável. As mamas densas, ricas em tecido glandular e fibroso, precisam de raios mais energéticos para ultrapassar a mama e sensibilizar o filme.

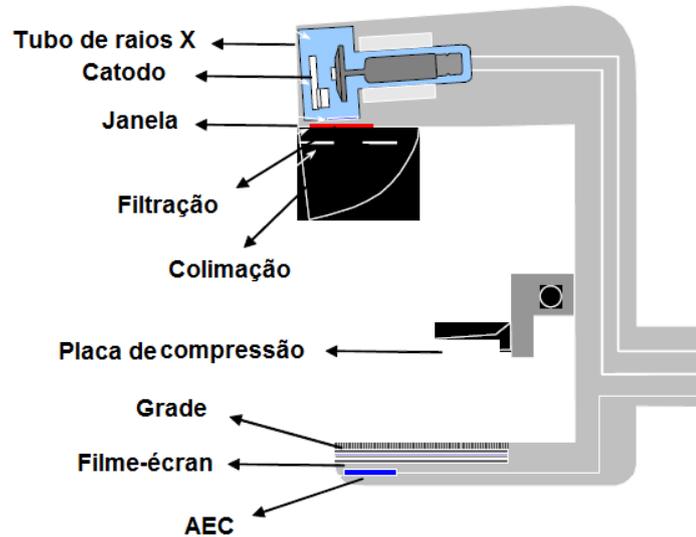
A tensão de pico aplicada ao tubo vai determinar a energia do feixe e seu poder de penetração. Quanto mais penetrante for o feixe de radiação, mais informações serão fornecidas para formar a imagem. A carga transportável refere-se a corrente de elétrons que sai do catodo para o anodo no interior do tubo de raios X. Assim, o *mas* é o produto desta carga transportável pelo tempo de exposição e expressa o número de elétrons que se desloca do catodo e chega ao anodo em cada segundo. Logo, quanto maior for esta carga transportável, mais fótons serão produzidos e chegarão ao filme radiográfico o enegrecendo.

2.2.3.1 Estruturas do Mamógrafo

2.2.3.1.1 Braço rotatório em C:

O braço rotatório é a parte mais importante do equipamento, porque é composto pelas estruturas que dão origem aos raios X, pelo sistema de registro de imagem e por todos seus componentes adjacentes. Na parte superior do braço está o cabeçote contendo a ampola de raios X, com o sistema acessório de colimação e filtragem do feixe, e a janela de berílio onde emerge o feixe de radiação. No centro do braço, está a bandeja de compressão confeccionada em acrílico. Na parte inferior do braço está à mesa de suporte que serve de apoio para a mama e de fixação do *Bucky*, sendo este composto da grade, o local de inserção do sistema filme-écran e do CAE. A Figura 8 mostra um esquema com a disposição de alguns dos principais componentes de um mamógrafo. [6]

Figura 8: Braço rotatório em C onde estão todos os componentes de formação da imagem. Na parte superior está a ampola de raios X, na parte média está o dispositivo de compressão e na parte inferior está o *Bucky* com o receptor de imagem.

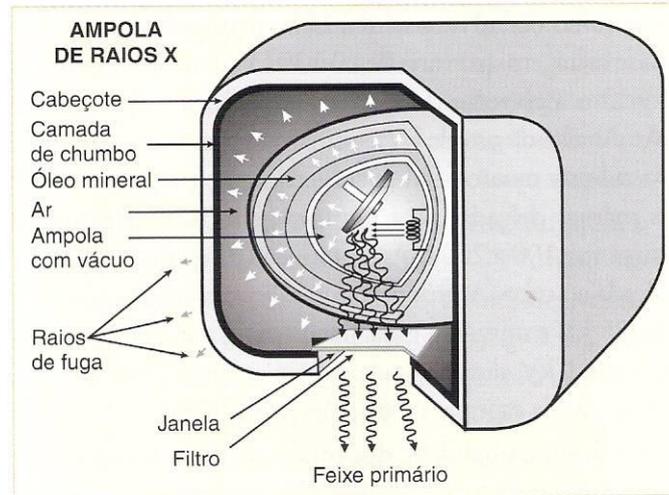


Fonte: SANTOS, Alcines, 2010.

2.2.3.1.2 Ampola de Raios X:

A ampola, Figura 9, é uma cavidade hermeticamente fechada onde se encontra o catodo e anodo, componentes responsáveis pela emissão e desaceleração dos elétrons além da formação do feixe de radiação. Esta peça deve apresentar vácuo de forma a impedir que os elétrons incidentes se choquem com as moléculas de ar e tenham perda de energia, ou provoquem descarga elétrica por ionização do ar. Envolvendo a ampola de vidro há um invólucro contendo óleo mineral que atua como isolante térmico facilitando a dissipação de calor. O óleo circula em um espaço que existe entre a ampola e a camada interna do cabeçote servindo para remover calor da superfície da ampola contribuindo para refrigeração do sistema.

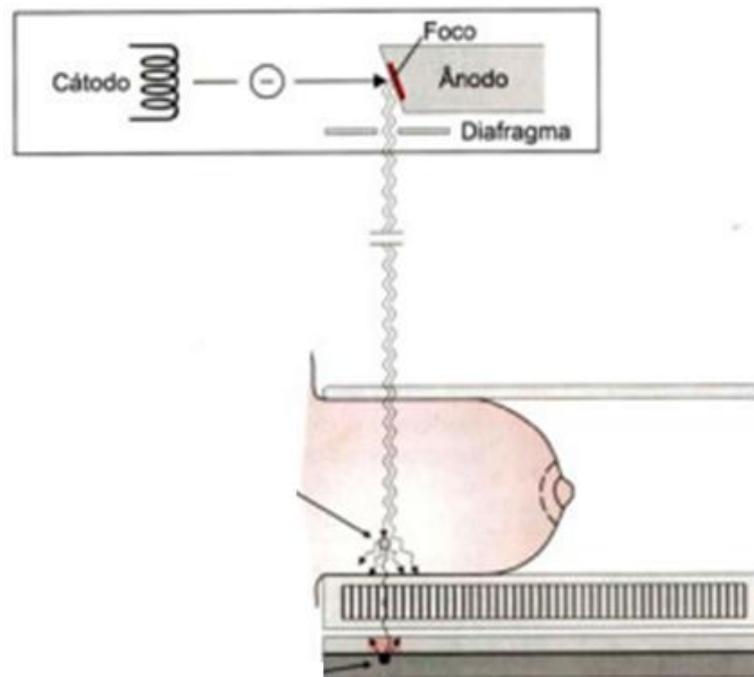
Figura 9: Ampola de raios X mostrando o catodo e o anodo contidos em uma cavidade fechada com vácuo revestido por óleo mineral para dissipar calor. Externamente, o cabeçote é revestido por lâminas de chumbo de modo a barrar a radiação de fuga. Na parte inferior é observado o filtro e a janela de onde emergem o feixe de radiação.



Fonte: SANTOS, Alcines, 2010.

Numa ampola de raios X o anodo possui um ângulo de 10° a 20° em relação ao feixe oriundo do catodo aumentando a área efetiva e diminuindo o ponto focal. Essa angulação faz com que a intensidade dos raios X do lado do catodo seja maior que do lado do anodo, este efeito é denominado de anódico. Para se obter uma densidade óptica homogênea no filme mamográfico é necessário que a região de maior espessura da mama receba um feixe de radiação mais intenso. Logo, o mamógrafo é projetado de forma que a parede torácica fique sob o cátodo e o mamilo sob o anodo, como mostrado na Figura 10. [10, 12].

Figura 10: Representação esquemática de incidência de radiação durante o exame de mamografia.



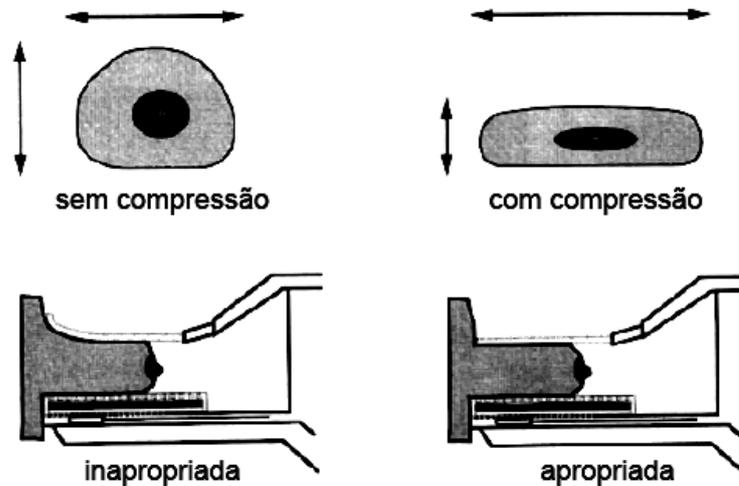
FONTE: CHRISTÓFOLI, Laura. 2000.

2.2.3.1.3 A placa de compressão da mama

A placa de compressão, confeccionada com material radiotransparente, é um dispositivo do mamógrafo que possibilita a compressão uniforme da mama. Esta compressão é de fundamental importância porque é ela a responsável pela distribuição uniforme do tecido mamário sobre o *bucky*. Este processo reduz a espessura da mama e também a distância entre o objeto e o filme melhorando o contraste, a nitidez e a definição da imagem. A compressão é responsável também por imobilizar o paciente, estabilizando a posição das estruturas da mama durante a exposição além de auxiliar na homogeneização da dose no paciente.

A Figura 11 apresenta um esquema de comparação entre uma mama não comprimida e outra comprimida assim como a forma mais apropriada de se realizar este método.

Figura 11: Sistema de compressão da mama.

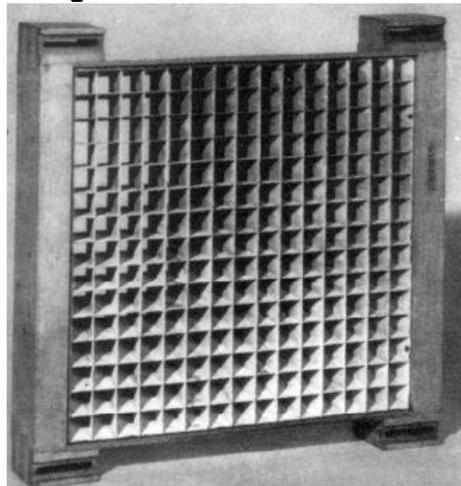


FONTE: CHRISTÓFOLI, Laura. 2000.

2.2.3.1.4 Grade Antidifusora

Para a redução da radiação espalhada durante o procedimento de mamografia utiliza-se além da compressão a grade antidifusora observada na Figura 12.

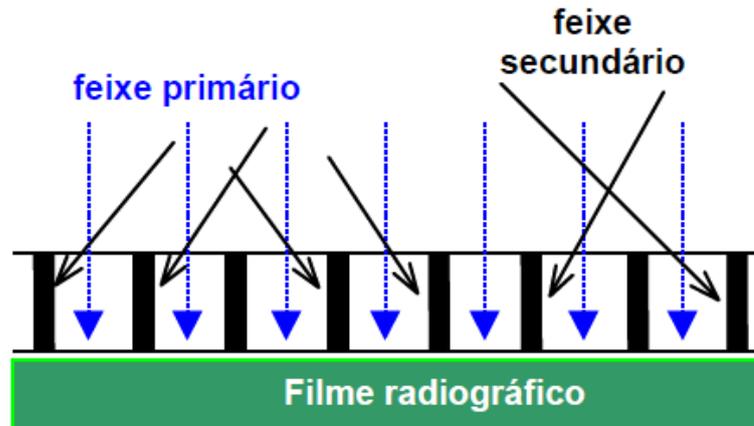
Figura 12: Grade antidifusora.



FONTE: SOARES e LOPES, 2001.

Este acessório é formado por finas lâminas de chumbo ou outro material radiopaco, que atenua a radiação que incide transversalmente sobre a área em estudo. Este componente não permite que a porção espalhada pela mama interaja de forma não perpendicular com o filme como mostra a Figura 13. A interação não perpendicular implica na diminuição do contraste. Durante o período de exposição a grade é movida rapidamente para que estas finas linhas não interfiram na qualidade da imagem. [12]

Figura 13: Interação da radiação com a grade antidifusora.



FONTE: Apostila Colégio Universitário, 2009.

2.2.3.1.5 Controle Automático de Exposição (CAE)

O sistema de exposição automática (CAE) ou fotômetro é uma célula fotoelétrica que utiliza um cronômetro eletrônico de exposição, que interrompe o feixe assim que alcança uma densidade óptica correta no receptor da imagem. Este dispositivo controla o nível de exposição no receptor, através de uma fotocélula colocada abaixo do cassete de filmes. Ele tem como função suspender a geração de raios X quando recebe uma determinada quantidade de exposição pré-definida, considerada ideal para um determinado exame. Isto mantém a densidade óptica do filme dentro de uma faixa que permite alcançar o enegrecimento e contraste necessários na imagem. As fotocélulas podem ter até três sensores de exposição que podem ser selecionados de acordo com o tamanho da mama. [12, 15]

A fotocélula gera uma corrente durante a exposição que é amplificada e carrega um condensador. Um microprocessador mede a radiação que ultrapassa a mama e chega ao filme, comparando com uma exposição de referência e interrompe a exposição quando atinge a densidade óptica desejada, deixando o filme uniformemente exposto. A falha do CAE resulta em densidade óptica de fundo inadequada, com a consequente perda do contraste e o aumento da dose para o paciente.

Como a mama varia de espessura e composição, necessita da fotocélula para controlar a radiação e otimizar a qualidade da imagem, especialmente no sistema analógico, que apresenta baixa latitude e estreita faixa de exposição. A mama corretamente exposta deve receber o feixe de raios X de forma que todas as estruturas do tecido sejam visíveis.

2.2.3.1.5.1 Posicionamento da Fotocélula

Os mamógrafos devem possuir uma alavanca de ajuste da posição das fotocélulas, que é selecionada manualmente pelo operador, de forma que o sensor fique sempre colocado sob a parte mais densa e espessa da mama. A fotocélula pode ser única ou múltipla e deve ser posicionada em função do tamanho da mama. Este componente orienta o feixe central, que deve ser direcionado para a parte mais densa da mama, pois o mesmo necessita de um feixe mais penetrante. Na exposição de referência a fotocélula deve ser colocada na posição 2 (figura 14).

Figura 14: Braço rotatório em C, onde a seta vermelha indica a posição escolhida para a fotocélula.



FONTE: Fotografia do equipamento utilizado para coleta dos dados.

Na mamografia corretamente exposta, os tecidos densos devem ser penetrados de forma que as estruturas ínfimas fiquem visíveis. Caso contrário é necessário repetir a exposição para mostrar uma imagem real do tecido mamário [6].

2.2.4 Graus de Atenuação das Lesões Mamárias

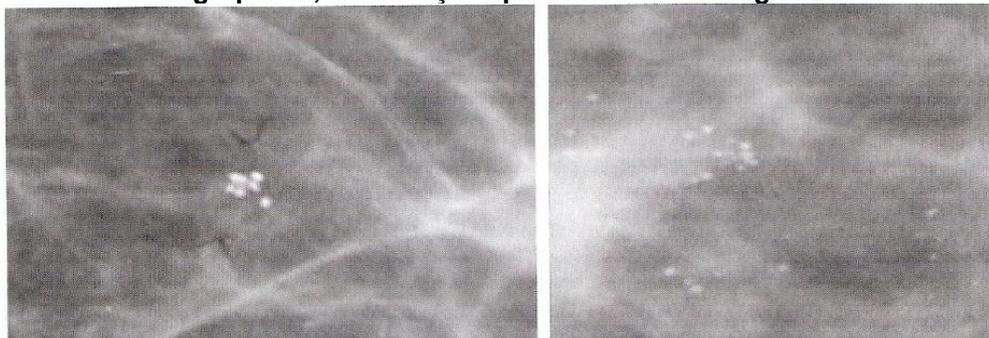
A atenuação é a capacidade que tem uma estrutura de absorver radiações. Quanto mais densa for à estrutura maior será a atenuação. As estruturas mamárias mais atenuantes em escala decrescente são respectivamente as microcalcificações, os tecidos fibrosos e os tecidos glandulares, enquanto a gordura e lesões gordurosas são pouco atenuantes.

Logo pode-se concluir que um nódulo para ser representado em uma imagem mamográfica dependerá do seu poder de atenuação em relação às estruturas ao seu redor. Para que um tumor seja observado na imagem é preciso proporcionar um contraste na imagem, ou seja, absorver as radiações com intensidades diferentes em relação aos tecidos circunvizinhos. Alguns nódulos clinicamente palpáveis podem ser radiologicamente indetectáveis, devido ao seu nível de contraste ser muito baixo.

Outra característica do câncer de mama é ter pequenos depósitos de cálcio, material altamente radiopaco, sendo conhecido como microcalcificações. A detecção de microcalcificações representa a maior parte dos casos de estágios precoces do câncer de mama, geralmente com tamanhos menores do que 0,5 mm [16]. Estes artefatos são considerados lesões não palpáveis, pois são muito pequenos para este tipo de diagnóstico.

As microcalcificações são compostas principalmente por cálcio com grande atenuação em relação aos demais tecidos, possuindo uma visualização relativamente fácil quando está sobre uma região uniforme de tecido, indicação da Figura 15 [17]. Alguns tumores são ricos em tecidos celular e pobres em tecidos fibrosos, logo são muito pouco atenuantes, não sendo observados em imagens radiográficas.

Figura 15: Exemplificações de microcalcificações: Esquerda. Grupo de microcalcificações redondas; Direita. Grupo de microcalcificações agrupadas, sendo do tipo redondas e agrupadas, calcificações provavelmente benignas.



Fonte: SANTOS, Alcines, 2010

2.2.5 Formação da Imagem Radiográfica

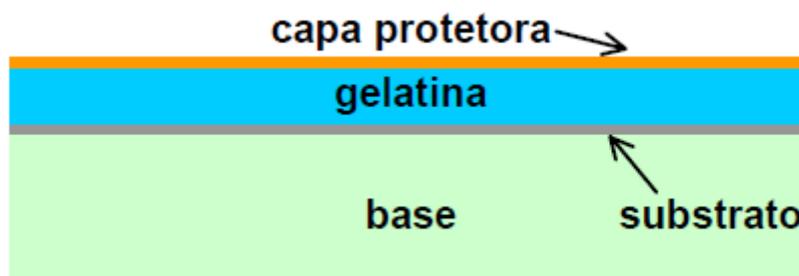
A formação da imagem se dá em duas etapas distintas: a exposição do filme aos raios X formando uma imagem latente e, posteriormente, a revelação que torna esta imagem visível.

2.2.5.1 O Filme Radiográfico

O filme radiográfico tem como função converter luz em diversos tons de cinza, sendo que a quantidade de exposição necessária para produzir uma imagem depende da sensibilidade ou velocidade do filme. A velocidade é escolhida tendo-se em mente dois fatores importantes: a exposição do paciente e a qualidade da imagem. O filme radiográfico convencional é dito de alta velocidade, pois enegrece mais rápido ao interagir com a radiação, reduz a dose no paciente, porém degrada a qualidade da imagem. [18]

O filme radiográfico utilizado em mamografia é composto de quatro camadas: base, substrato, gelatina e capa protetora. O esquema de montagem do filme pode ser visto na Figura 16.

Figura 16: Esquema de um filme utilizado para exames mamográficos.



FONTE: Soares, 2001.

a) Base

É o componente que dá sustentação ao material que será sensibilizado e armazenará a imagem radiográfica. Um corante é adicionado à base em tom azulado, para melhorar a percepção dos contrastes.

b) Substrato

É o elemento de ligação entre a base e a gelatina. Uma vez que a base é feita de poliéster ou celulóide, que são elementos muito lisos e escorregadios, a gelatina não teria como aderir a estes materiais.

c) Gelatina

É um composto químico que tem por objetivo manter os grãos de haletos de prata em posições fixas e uniformemente distribuídos.

d) Camada protetora

É uma película de proteção da gelatina, que tem por objetivo evitar o desgaste e o atrito causados seja pela manipulação dos técnicos ou pelo processamento da imagem.

2.2.5.2 Chassis Radiográficos

Os chassis são dispositivos que protegem o filme da ação da luz e fazem o contato entre a tela intensificadora e o filme. Os chassis utilizados para a mamografia possuem uma tela intensificadora, pelo fato do filme ter apenas um dos seus lados com emulsão. A superfície anterior do chassi deve ser de material de baixo número atômico com espessura reduzida para evitar atenuação indesejada da radiação [19, 20].

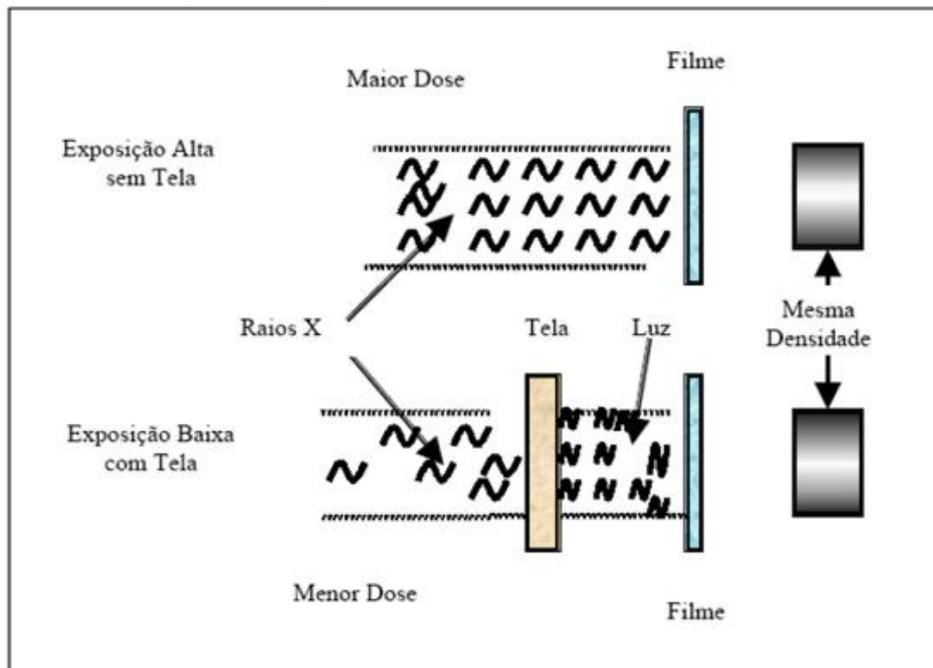
2.2.5.3 Telas Intensificadoras (Écrans).

Os filmes são sensíveis à luz visível, porém pouco sensíveis aos raios X. Devido a isso, as telas intensificadoras são utilizadas em conjunto com os filmes radiográficos como um artifício para a melhoria do nível de sensibilização do filme, facilitando a formação da imagem radiográfica. Assim sendo, o uso da tela possibilita uma substancial redução do tempo de exposição o que acarreta uma redução na dose transferida ao paciente. [19]

O écran é feito de um material fluorescente que emite luz visível quando irradiado por um feixe de raios X. Apenas 5% da imagem será formada pela ação direta dos raios X, enquanto que 95% será formada pela ação da luz proveniente destas telas intensificadoras. [21]

Quando a radiação luminosa proveniente das telas intensificadoras interage com os cristais de haletos de prata que constituem o filme, a estrutura dos microcristais de haletos de prata do filme radiográfico é modificada, formando o que se conhece como imagem latente. A Figura 17 demonstra o resultado causado pelo efeito de geração de luz visível pela tela intensificadora. [22]

Figura 17: Efeito produzido pelo écran quando irradiado por um feixe de raios X.



FONTE: MATOS, Renata. 2008.

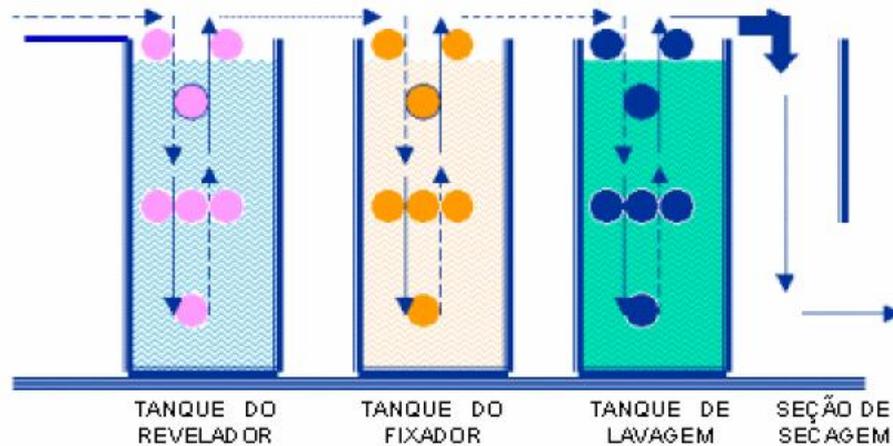
2.2.5.4 Processamento

O processo de revelação do filme radiográfico, também denominado processamento químico ou úmido, Figura 18, é composto por quatro etapas bem distintas: revelação, fixação, lavagem e secagem.

Na revelação, os cristais expostos à radiação se reduzem a pequenos grãos de cristais de prata metálica enegrecida. Após a revelação, os cristais de haletos de prata não expostos a radiação devem ser removidos. Esta remoção é feita no processo de fixação do filme, onde é utilizado o agente fixador chamado trissulfato de sódio ou de amônio.

Na lavagem, todo o restante de resíduos químicos utilizados são removidos, evitando a mudança de cor com o tempo e a consequente degradação da qualidade da radiografia. A última etapa do processamento do filme é a secagem. Após este processo, as áreas que foram expostas à radiação ficam enegrecidas proporcionalmente à quantidade de radiação recebida. [10, 22]

Figura 18: Esquema simplificado das etapas do processamento úmido.



FONTE: OLIVEIRA, Maurício. 2006.

2.2.6 Qualidade da Imagem Mamográfica

Mamografias com qualidade de imagem insatisfatória podem levar a falhas nos diagnósticos, com aumento de custos além das consequências relacionadas aos pacientes. Logo, o estudo da qualidade da imagem tem como objetivo identificar e minimizar os efeitos produzidos pelo conjunto de fatores que interferem no processo de formação e registro da imagem. Os métodos utilizados para avaliar a qualidade de uma imagem devem seguir padrões que estimem a visibilidade de marcas anatômicas de um simulador. [24, 22, 23]

2.2.6.1 Parâmetros de Exposição

Existem alguns fatores que influenciam diretamente na qualidade da imagem radiográfica. Os principais fatores são: densidade e contraste.

2.2.6.1.1 Densidade

A densidade é grau de enegrecimento do filme radiográfico após a revelação, ou seja, quanto maior o grau de enegrecimento, maior é a densidade. Quando um filme é exposto à radiação, esta produz uma imagem com diferentes tons de cinza, ou seja, diferentes densidades ópticas. A estas diferentes densidades ópticas são atribuídas valores numéricos associados à quantidade de luz que atravessa o filme. [23]

O fator que mais influencia nesse parâmetro é a carga transportável (produto corrente x tempo) que controla a quantidade de raios X que é emitida pelo tubo durante uma exposição. Outros fatores como a distância do foco ao filme (tubo ao detector) e a diferença de potencial (kV), também são importantes. A distância do foco ao filme reduz a intensidade do feixe de raios X e, portanto, a densidade óptica do filme. No caso do aumento na diferença de potencial (kV) ocorre um aumento da energia e, conseqüentemente, um aumento na quantidade de fótons que chegam no detector provocando aumento na densidade. [22]

Um das responsabilidades atribuídas ao técnico de radiologia é obter uma melhor imagem radiográfica utilizando a menor carga transportável (mAs) devido ao fato de que a dose de radiação recebida pelo paciente é determinada por este parâmetro.

2.2.6.1.2 Contraste

O contraste de uma imagem pode ser definido como a capacidade que ela oferece, devido à diferença entre os graus de enegrecimento, de se distinguir cada estrutura das demais estruturas adjacentes, ou da região circunvizinha. [23]

O fator de controle primário para contraste é a alta tensão de pico (kVp) que controla a energia ou a capacidade de penetração do feixe primário. Sendo assim, o contraste decorre do fato de que diferentes substâncias atenuam de maneira diferente o feixe de fótons de raios X.

Os tecidos que compõe a mama (glandular, adiposo e conjuntivo) tem densidades muitos semelhantes, o que pode dificultar muito a obtenção de um bom contraste. Logo, técnicas que utilizam baixa tensão de pico (kVp), ou seja, raios X com baixo poder de penetração devem ser utilizadas para aumentar o contraste. [22]

2.2.6.2 *Phantom* - Simulador mamário

Os objetos simuladores de mama, denominado *Phantom* apresentam diversas aplicações, dentre estas a avaliação do desempenho de sistemas de imagens médicas e da qualidade da imagem gerada quanto à detecção de lesões, o desenvolvimento de programas de proteção radiológica e controle de qualidade dos equipamentos de mamografia, conforme as normas do Ministério da Saúde [25]. De acordo com a Portaria nº453 de 1998, item 4.48:

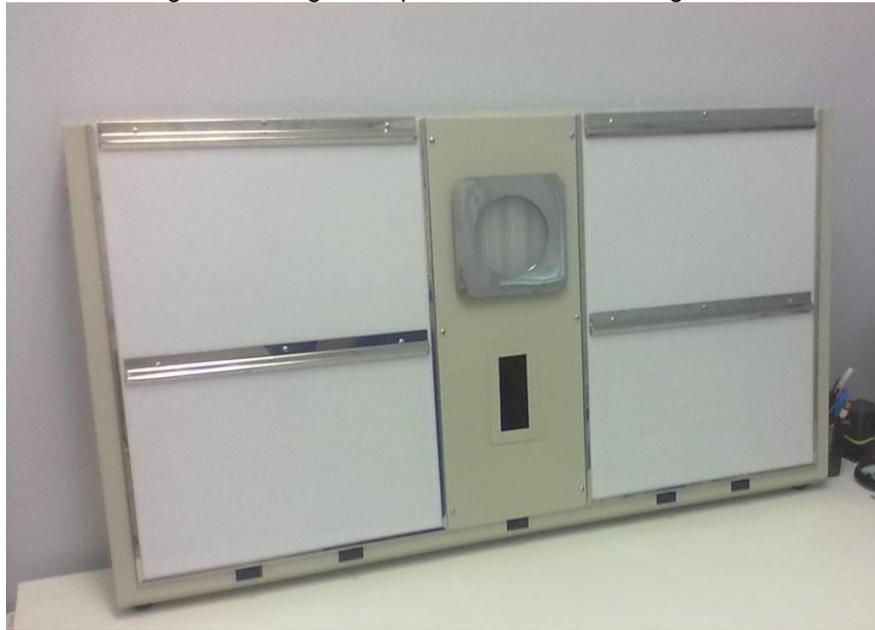
"Em cada equipamento de mamografia, deve ser realizada, mensalmente, uma avaliação da qualidade de imagem com um *Phantom* mamográfico equivalente ao adotado pela ACR. Não devem ser realizadas mamografias em pacientes se o critério mínimo de qualidade de imagem não for alcançado. As imagens devem ser arquivadas e mantidas à disposição da autoridade sanitária local."

Os simuladores são utilizados para que seja possível fazer um estudo das imagens mamográficas utilizando estruturas que mimetizam microcalcificações, fibras e massas tumorais de tamanhos variáveis, mas com dimensões determinadas.

2.2.6.3 Negatoscópios

O negatoscópio, Figura 19, é composto por um écran translúcido leitoso provido de um dispositivo de iluminação que serve para examinar, por transparência, as imagens radiográficas.

Figura 19: Negatoscópio utilizado em mamografia.



FONTE: Fotografia do negatoscópio utilizado para analisar as imagens realizadas durante o presente trabalho.

Uma vez que as condições de observação da mamografia são essenciais para uma boa interpretação das imagens clínicas, é necessário que essas condições de observação sejam ótimas. Conseqüentemente, o nível de iluminação ambiente não deve ser muito elevado e a intensidade da luz dos negatoscópios deve ser ideal. [26]

De acordo com a Legislação vigente no Brasil, Portaria 453/98 do Ministério da Saúde, para um negatoscópio a intensidade luminosa deve ser na faixa de 3000 a 3500 nit. Sendo conhecido por intensidade luminosa, a quantidade de luz emitida por uma superfície. O valor de 3000 a 3500 nit foi estabelecido de forma que os objetos com menor densidade e dimensão possam ser detectados, sem sofrer influencia da intensidade luminosa do negatoscópio. [6]

3. METODOLOGIA

A partir da imagem radiográfica criada através da exposição de um objeto simulador por um mamógrafo, foi elaborado e executado um projeto a fim de atender os objetivos deste trabalho. Este projeto consiste em analisar a carga transportável utilizada para produção desta imagem, o seu valor da densidade óptica de fundo e a quantidade de estruturas visíveis do *Phantom*.

A execução do projeto ocorreu num serviço privado de diagnóstico por imagem, responsável pela realização média de 120 mamografias por mês, inserido em um hospital de médio porte.

3.1 TESTES DE DESEMPENHO

O mamógrafo utilizado para o estudo neste trabalho foi o da marca Siemens modelo Mammomat 1000. Este equipamento possui três posições para a fotocélula, sendo a primeira é aquela mais próxima do peitoral, a segunda na posição central e a terceira a mais afastada do tórax. As características referentes ao equipamento podem ser observadas na Tabela 1. Para controlar o desempenho do equipamento e suas condições de operação foram realizadas as medidas de exatidão e reprodutibilidade da tensão e da carga transportável do tubo, coincidência de alinhamento e colimação do feixe de radiação, reprodutibilidade e linearidade da taxa de Kerma no ar, reprodutibilidade do controle automático de exposição (CAE), desempenho do controle automático de exposição (CAE), desempenho do controle de densidade, camada semi-redutora, medidas de tamanho do ponto focal, força de compressão da bandeja e dose na entrada da pele. Todos os testes que comprovam as condições apropriadas do equipamento para a realização do estudo encontram-se no anexo A.

**Tabela 1: Informações técnicas do mamógrafo.
Siemens – Mammomat 1000**

Mobilidade	Fixo
Tensão Máxima	35 kV
Corrente Máxima	134 mA
Distância fonte-receptor	65 cm
Filtração Inerente	0,8 mm de Berílio
Foco Fino	0,1 mm
Foco Grosso	0,3 mm

3.2 LEVANTAMENTO DAS ESPESSURAS

Inicialmente, foi realizado um levantamento preliminar da espessura média de diferentes mamas comprimidas e da tensão de pico (kVp) aplicada ao exame, como pode ser observado na Tabela 2. Verificou-se nesta avaliação que a grande maioria das mamas após a compressão apresentavam uma espessura média entre 5 cm e 7 cm. As informações coletadas durante um turno de serviço no setor de mamografia, foram utilizadas como referência para a simulação de maneira a realizar uma representação próxima da qual se trabalha diariamente no hospital.

Tabela 2: Levantamento das espessuras mamárias após a compressão e a tensão de pico (kVp) utilizada pelo técnico.

Paciente	Incidência	Espessura pós compressão (cm)	Tensão de Pico (kVp)
1	RCC	5,3	28
	LCC	5,3	28
	RMLO	5,5	28
	LMLO	5,3	28
2	RCC	6,2	28
	LCC	6,0	28
	RMLO	5,9	28
	LMLO	6,0	28

3	RCC	5,4	28
	LCC	5,5	28
	RMLO	5,3	28
	LMLO	5,5	28
4	RCC	6,7	30
	LCC	7,3	30
	RMLO	7,9	30
	LMLO	7,3	30
5	RCC	7,0	30
	LCC	7,3	30
	RMLO	6,9	30
	LMLO	6,7	30
6	RCC	7,3	30
	LCC	7,9	30
	RMLO	7,3	30
	LMLO	7,4	30
7	RCC	5,0	28
	LCC	4,7	28
	RMLO	5,2	28
	LMLO	4,9	28
8	RCC	6,1	28
	LCC	6,5	28
	RMLO	6,6	30
	LMLO	6,7	30

3.3 SIMULADOR PHANTOM MAMA – 856

Para a simulação de diferentes tamanhos de mamas, foi utilizado o simulador de mama *PHANTOM MAMA - 856* produzido no Brasil, que apesar de não possuir certificação e registro na ANVISA é adotado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia

(CBR). Este componente simula uma mama média comprimida de aproximadamente 5 cm de espessura como observado na Figura 20.

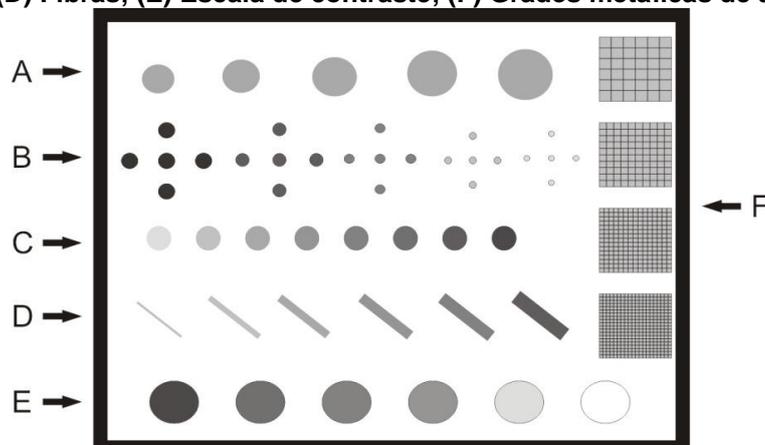
Figura 20: Simulador *PHANTOM MAMA* – 856 produzido no Brasil.



FONTE: NÓBREGA, Elton. 2010.

A peça é composta de três placas de acrílico de 1 cm de espessura cada e uma de 2 cm de forma a produzir imagens radiograficamente semelhantes às estruturas normais e anormais presentes na mama. Estas estruturas conhecidas como microcalcificações, fibras, objetos de baixo contraste e massas tumorais podem ser vistas na Figura 21. Além disso, o simulador permite avaliação de alto contraste, resolução da imagem e densidade óptica de fundo. Este último parâmetro representa o grau de enegrecimento da imagem registrada no filme, produzida pela exposição aos raios X.

Figura 21: Simulador radiográfico para mama. (A) Massas; (B) Microcalcificações; (C) Discos de baixo contraste; (D) Fibras; (E) Escala de contraste; (F) Grades metálicas de alto contraste.



FONTE: NÓBREGA, Elton. 2010.

De acordo com o fabricante do *Phantom Mama*, é recomendável que a densidade óptica no centro do *Phantom* seja de 1,50DO, podendo variar entre o valor

mínimo de 1,20 e o máximo de 1,80. O ponto de referência para fazer as medidas é dado pelo fabricante como sendo a 6 cm da parede do tórax e centrado lateralmente.

Valores inferiores ao de referência acabam por produzir imagens de baixo contraste, ou seja, com longa escala de cinza e conseqüentemente pouca diferenciação entre as áreas adjacentes desta imagem. O baixo contraste pode trazer prejuízo ao laudo médico, como por exemplo mascarar estruturas e lesões que necessitam serem vistas pelo médico radiologista

Realizando adaptações, se pode utilizar este *Phantom* para simular diferentes espessuras de mamas somente alterando a quantidade de placas de acrílico sob ele. Desta forma, pode-se obter o comparativo das espessuras médias fornecidas durante o levantamento preliminar conforme a relação abaixo:

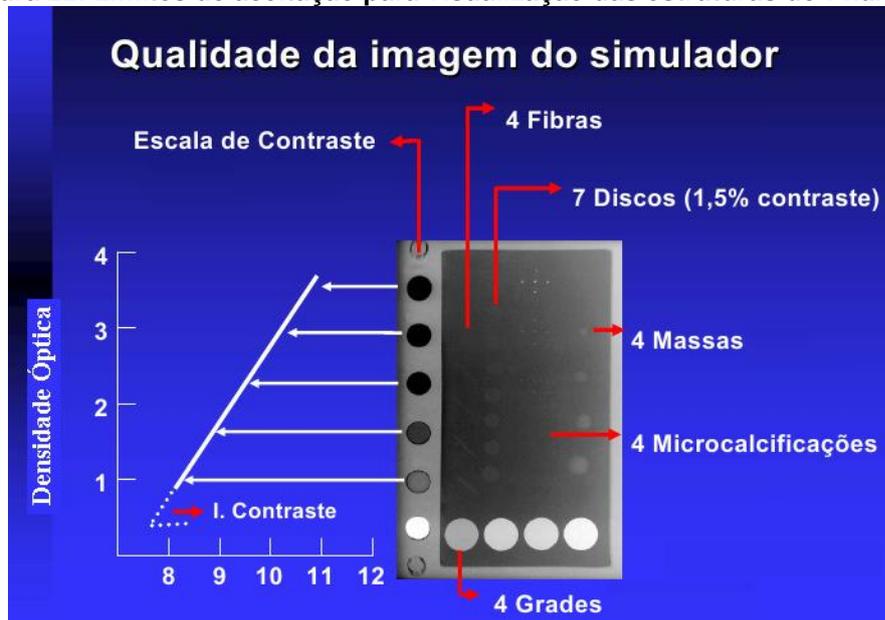
- Mamas com 5 cm de espessura: simuladas com o *Phantom* de 2 cm mais três placas de acrílico com 1 cm.
- Mamas com 6 cm de espessura: simuladas com o *Phantom* com 2 cm mais quatro placas de acrílico com 1 cm.
- Mamas com 7 cm de espessura: simuladas com o *Phantom* com 2 cm mais cinco placas de acrílico com 1 cm.

De acordo com o fabricante do *Phantom* Mama, a quantidade mínima de estruturas que devem ser visualizadas na imagem estão na Tabela 3. Usando estes valores como referência é possível a comparação entre as imagens obtidas, conseguindo distinguir a melhor imagem, ou seja, em quais imagens conseguimos enxergar um maior número de estruturas.

Tabela 3: Limites de aceitação para estruturas encontradas no *Phantom* Mama – 856.

Estruturas	Valor Aceitável
Fibras	4
Microcalcificações	4
Objetos de baixo contraste	7
Massas tumorais	4
Grades metálicas	4
Densidade Óptica de fundo	$1,20 \leq D.O \leq 1,80$

A Figura 22 apresenta a distribuição no simulador do número total de estruturas usadas para o teste quantitativo e qualitativo das imagens mamográficas.

Figura 22: Limites de aceitação para visualização das estruturas do *Phantom*.

FONTE: NÓBREGA, Elton. 2010.

3.4 COLETA DE DADOS

Para cada espessura de mama simulada, foram realizadas quatro exposições nas três diferentes posições do controle automático de exposição (CAE) e todas as medidas efetuadas com o mesmo chassi para evitar as diferenças de sensibilidade

entre écrans. Sabe-se que o chassi ao longo da sua vida útil apresenta redução da qualidade ao gerar uma imagem latente apropriada, principalmente pelo desgaste do écran. Além disso, o sistema de travas desta peça pode apresentar folgas fazendo com que a entrada de luminosidade influencie diretamente no contraste da imagem. Assim, torna-se imprescindível o uso do mesmo chassi de forma a minimizar discrepâncias nos resultados adquiridos.

Para mamas com 5 cm e 6 cm, foi utilizado uma tensão de pico de 28kVp no modo semiautomático, ou seja, a carga transportável (mAs) foi obtida de acordo com CAE. Já para mamas com 7 cm foi utilizado uma tensão de pico de 30kVp também no modo semiautomático. Os valores foram selecionados de acordo com o levantamento preliminar da espessura da mama pós compressão e a tensão de pico (kVp) escolhida pelo técnico.

A combinação alvo/filtro utilizada para aquisição das imagens foi Molibdênio/Molibdênio, mesmo com o conhecimento de que esta combinação fornece melhores resultados para mamas de até 5 cm. A combinação alvo/filtro não foi modificada, pois no serviço diário do hospital não foi notado esta mudança em função da espessura da mama. A composição do material do anodo determina a produção e a qualidade do feixe que o tubo produz. Já o filtro é uma lamina de molibdênio inserida no trajeto do feixe de radiação ainda no interior do cabeçote, este filtro funciona como um agente atenuador das radiações. O feixe de raios X é composto de fótons de diferentes energias e com diferente poder de penetração, conclui-se que os raios pouco energéticos são absorvidos pelo objeto radiografado e não ajudam na formação da imagem. O filtro absorve os raios de baixa energia que tem baixo poder de penetração que não contribuem para a formação da imagem, permitindo a passagem apenas de raios mais penetrantes, reduzindo assim a dose no paciente.

A cada exposição, os parâmetros referentes à carga transportável (mAs), tensão de pico (kVp) e a posição da fotocélula foram anotados na Tabela 4 que se encontra na seção de análise de resultados. Ao final de cada teste realizado o filme mamográfico, marca Kodak MIN-R 2000, era encaminhado para a câmara escura de modo a ser processado gerando a imagem do simulador. A processadora utilizada é da marca Kodak modelo 2000 e operou com temperatura de revelação da ordem de 35°C e temperatura de fixação de 33,4°C. Já o tempo total para a conversão da imagem latente em visível levou em média 2 minutos e 20 segundos.

Sabe-se que a emulsão de um filme mamográfico é dita simples, ou seja, está presente somente em um dos lados do filme. Este fato faz com que a processadora dedicada à mama necessite operar em temperaturas mais baixas que as utilizadas na radiologia geral e um tempo de processamento mais prolongado, para assim produzir imagens com um bom contraste. Ou seja, uma alta temperatura do revelador irá acelerar a reação química deixando a imagem muito escura, aumentando o contraste do filme, mas o mesmo efeito pode ser obtido aumentando o tempo de revelação e diminuindo a temperatura do revelador. O tempo de revelação estendido melhora o contraste na imagem exigindo uma menor dose, já que mais cristais são revelados com a mesma exposição. No caso da processadora utilizada neste trabalho, o revelador possui alta temperatura quando comparada a outras processadoras mamográficas. O uso de uma temperatura mais elevada se deve ao fato de que esta processadora não trabalha com tempos estendidos de revelação, e assim para se obter um bom contraste o breve tempo de revelação deve ser compensado utilizando uma maior temperatura.

O tempo de reposição dos químicos apresenta influencia direta na qualidade dos dados coletados. Ao longo dos dias o revelador e o fixador perdem lentamente as suas propriedades de converter a imagem latente em imagem radiográfica, influenciando no contraste. Desta forma foi necessário realizar a reposição química antes dos testes de forma a minimizar a perda visual dos objetos de teste no *Phantom*.

Para se obter a densidade óptica de fundo na imagem processada foi utilizado um densitômetro de marca X-Rite modelo 341. Os dados coletados podem ser observados na Tabela 4.

Por fim, as imagens foram analisadas em um negatoscópio mamográfico e anotado o número de estruturas visíveis. O teste que avalia a intensidade luminosa neste equipamento, Anexo A, demonstra que este se encontra em conformidade com as exigências da Portaria 453/98.

4. APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DE DADOS

Os dados para o trabalho foram coletados em um único dia de atividade de forma a não se obter influência de parâmetros externos sobre o estudo. Dentre eles estão a reprodutibilidade das imagens, o tempo de reposição dos químicos, a velocidade de revelação seco a seco, o tipo de filme mamográfico, o período de validade dos filmes e condições de temperatura e umidade da câmara escura.

Todas as exposições foram realizadas na incidência crânio caudal, com o simulador paralelo ao tubo de raios x. Os valores obtidos para carga transportável, densidade óptica de fundo e quantidade de estruturas visualizadas em cada posição do CAE, utilizando um objeto simulador com espessuras de 5 cm, 6 cm e 7 cm, estão listados na Tabela 4.

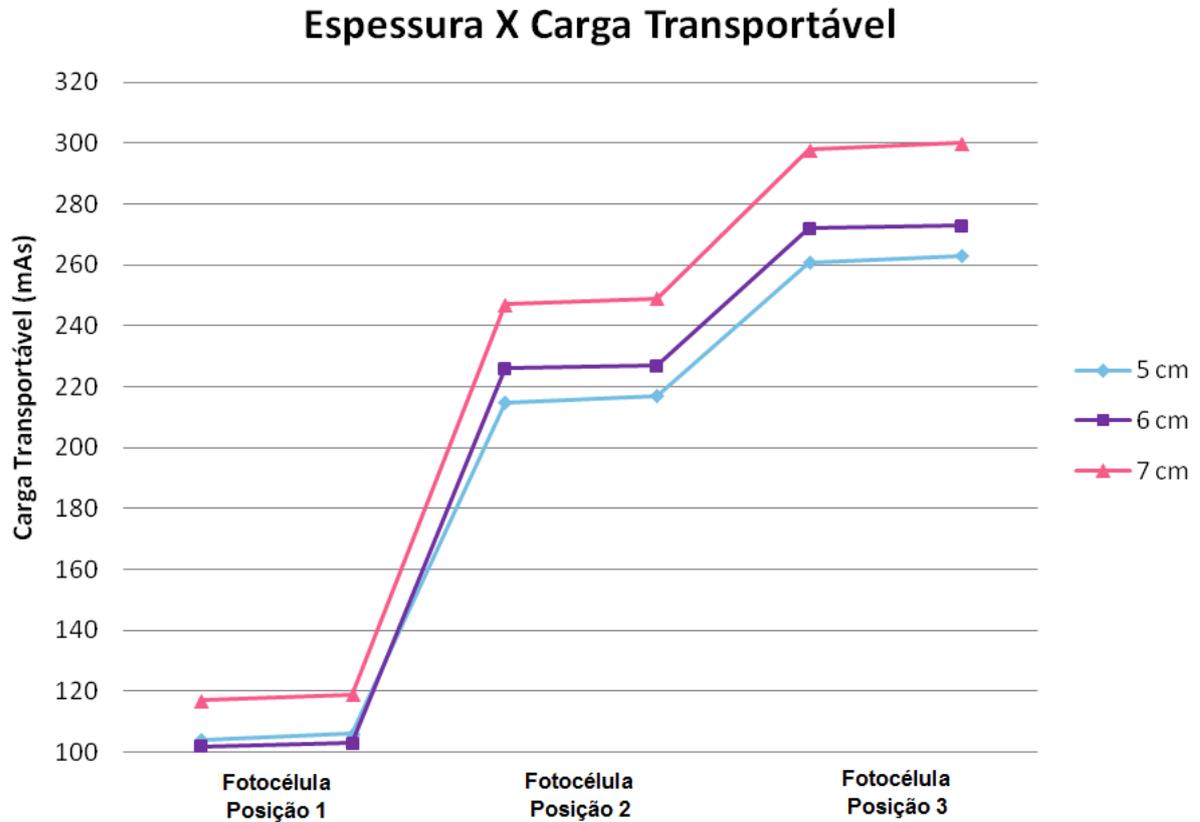
Tabela 4: Dados obtidos após cada exposição do *Phantom* utilizando três diferentes posições do CAE, onde a primeira posição é aquela mais próxima do peitoral, a segunda na posição central e a terceira sendo a mais afastada do tórax.

	Posição do CAE	mAs	D.O.	Fibras	Obj Baixo Contraste	Massas Tumorais	Microcalcificações
5 cm 28kV	1 ^a	106	1,95	4	6	4	4
	1 ^a	105	1,94	4	6	4	4
	1 ^a	105	1,96	4	6	4	4
	1 ^a	104	1,94	4	6	4	4
	2 ^a	103	1,89	4	6	4	5
	2 ^a	103	1,88	4	6	4	5
	2 ^a	102	1,87	4	6	4	5
	2 ^a	102	1,88	4	6	4	5
	3 ^a	117	2,16	3	5	3	3
	3 ^a	117	2,13	3	5	3	3
	3 ^a	117	2,14	3	5	3	3
	3 ^a	119	2,16	3	5	3	3
6 cm 28kV	1 ^a	215	1,76	4	5	3	4
	1 ^a	215	1,77	4	5	3	4
	1 ^a	216	1,77	4	5	3	4
	1 ^a	217	1,79	4	5	3	4
	2 ^a	227	1,84	4	6	4	5
	2 ^a	226	1,87	4	6	4	5
	2 ^a	226	1,88	4	6	4	5
	2 ^a	226	1,87	4	6	4	5
	3 ^a	247	2,06	4	6	4	4
	3 ^a	248	2,02	4	6	4	4
	3 ^a	248	2,03	4	6	4	4
	3 ^a	249	2,03	4	6	4	4
7 cm 30kV	1 ^a	261	1,77	4	5	3	4
	1 ^a	261	1,80	4	5	3	4
	1 ^a	263	1,80	4	5	3	4
	1 ^a	263	1,79	4	5	3	4
	2 ^a	272	1,79	4	5	3	4
	2 ^a	272	1,80	4	5	3	4
	2 ^a	272	1,80	4	5	3	4
	2 ^a	273	1,78	4	5	3	4
	3 ^a	298	2,02	4	6	4	4
	3 ^a	298	2,02	4	6	4	4
	3 ^a	300	2,02	4	6	4	4
	3 ^a	300	2,03	4	6	4	4

Primeiramente, ao avaliar a relação da carga transportável e a espessura da mama, percebe-se que o valor da carga transportável aumenta proporcionalmente com a espessura e independente da posição do CAE, como observado no Gráfico 1. Ou seja, mais fótons serão necessários para atravessar mamas mais espessas a fim de obter sempre o mesmo valor de densidade óptica de fundo na imagem. Mamas

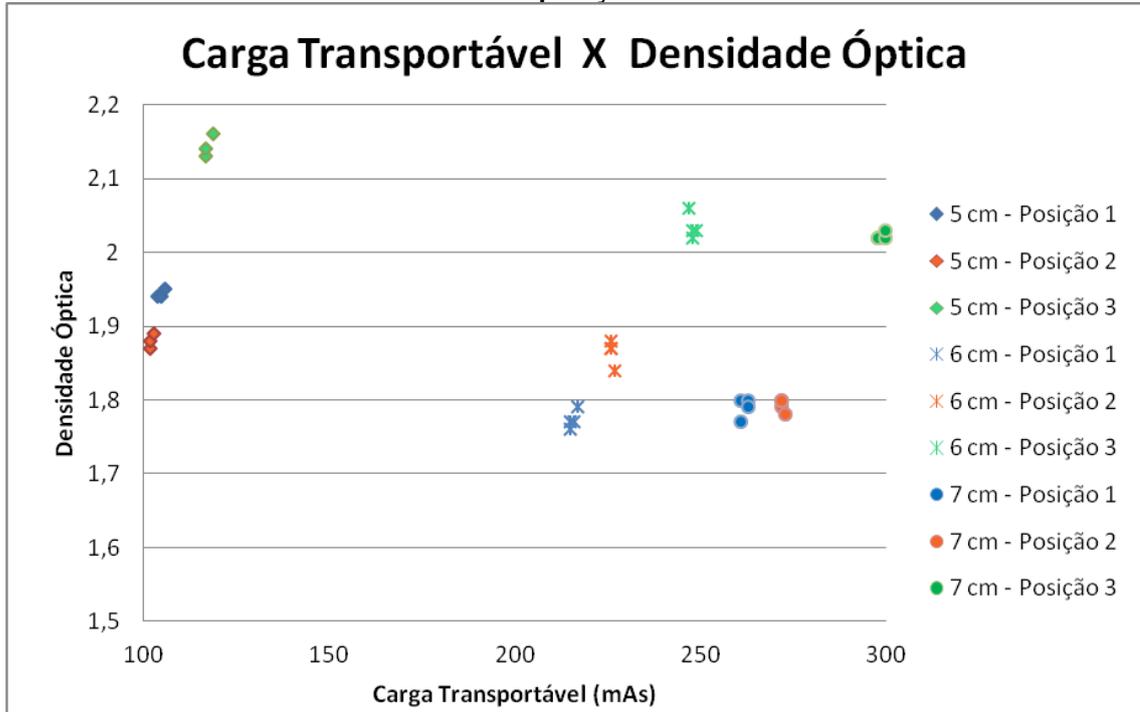
mais densas devem ser expostas a parâmetros elevados de radiação de forma a homogeneizar a imagem.

Gráfico 1: Carga transportável obtida utilizando o controle automático de exposição.



Mesmo com o incremento da carga transportável devido ao aumento da espessura da mama, nota-se que a densidade óptica de fundo no filme se mantém dentro de um valor limitado. Este fato ocorre devido ao funcionamento CAE, que suspende a geração de raios X quando recebe a exposição ideal para o exame e assim mantém a densidade óptica dentro de um limite, alcançando o contraste necessário na imagem. A relação entre a densidade óptica e o aumento da carga transportável para diferentes espessuras e posições da fotocélula pode ser visualizada no Gráfico 2.

Gráfico 2: Relação entre densidade óptica de fundo no filme e carga transportável para uma mama média de espessura 5 cm, 6 cm e 7 cm. Para cada espessura foram produzidas imagens com as três posições do CAE.



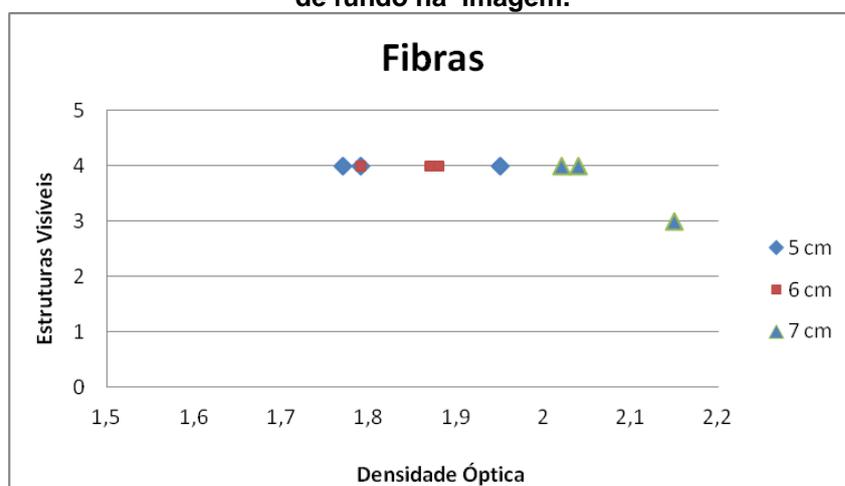
Ao comparar os valores da faixa de densidade óptica, percebemos que para a espessura de 5 cm, este valor é ligeiramente maior do que para 6 cm e 7 cm. Este efeito pode ser explicado pelo endurecimento do feixe, que nada mais é do que a atenuação da radiação pelo meio absorvedor, fazendo com que a energia média deste feixe acabe aumentando e o tornando mais penetrante. De acordo com João Emílio Peixoto, quando se tem um feixe mais penetrante, um maior percentual de fótons é transmitido através da tela intensificadora e do filme radiográfico, incidindo sobre a fotocélula. Logo, quanto maior a espessura da mama, maior o endurecimento do feixe e maior a quantidade de energia absorvida pela fotocélula em relação à energia absorvida pelos chassis. Com isso, à medida que a espessura da mama diminui, aumenta o enegrecimento do filme e vice-versa. [29]

Para uma boa visualização das estruturas do *Phantom*, o fabricante sugere um valor de densidade óptica em torno de 1,50, podendo variar entre o valor mínimo de 1,20 e o máximo de 1,80. Sabe-se que o valor da densidade óptica depende da carga transportável, e esta é dada de acordo com a espessura da mama e a posição do CAE. Sendo assim, os gráficos abaixo mostram a quantidade de estruturas visíveis para cada densidade óptica. A verificação destas quantidades determina se

o médico conseguirá em uma mama real caracterizar as possíveis anomalias e gerar um laudo adequado reduzindo a possibilidade de um falso diagnóstico.

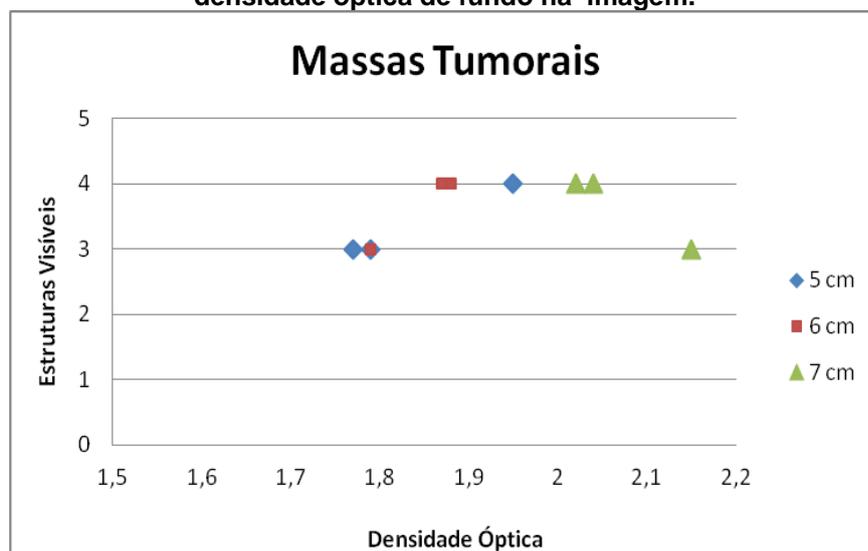
No Gráfico 3, nota-se que de acordo com as densidades ópticas obtidas, conseguimos visualizar a quantidade mínima permitida de fibras na faixa entre 1,76DO até 2,06DO, para valores acima desta faixa perdemos informações visuais da quarta fibra. Ou seja, passamos a visualizar uma quantidade de fibras abaixo do especificado pelo fabricante do *Phantom*.

Gráfico 3: Avaliação da quantidade de fibras visualizadas em cada valor de densidade óptica de fundo na imagem.



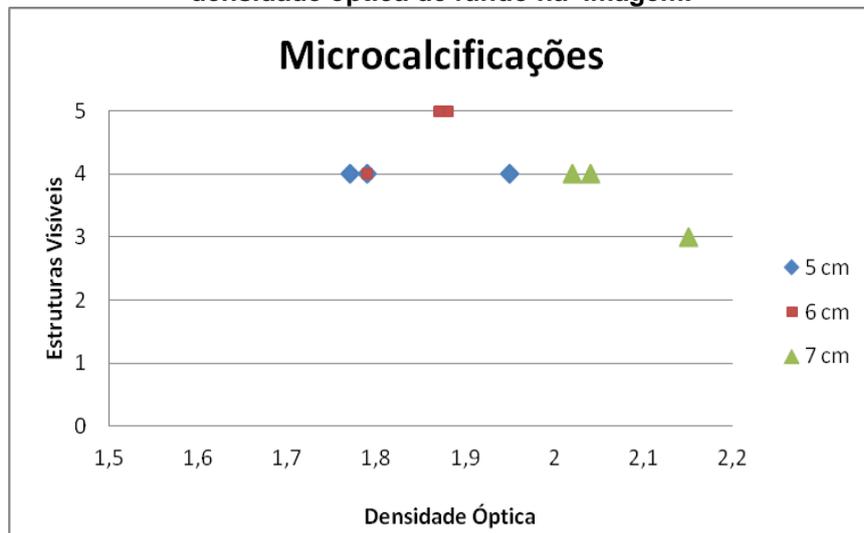
Para as massas tumorais, Gráfico 4, a quantidade ideal de estruturas pode ser visualizada na faixa de densidades ópticas de 1,84DO a 2,06DO.

Gráfico 4: Avaliação da quantidade de massas tumorais visualizadas em cada valor de densidade óptica de fundo na imagem.



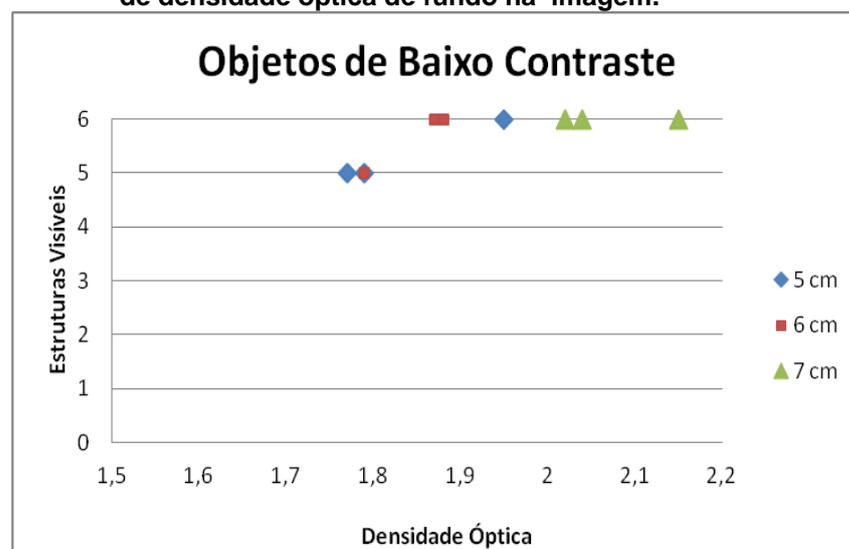
As microcalcificações, Gráfico 5, podem ser melhor visualizadas na faixa de 1,76DO a 2,06DO, sendo que a visualização de todo o conjunto de microcalcificações está na faixa 1,84DO a 1,89DO.

Gráfico 5: Avaliação da quantidade de microcalcificações visualizadas em cada valor de densidade óptica de fundo na imagem.



Objetos de baixo contraste, Gráfico 6, são melhor visualizados com um valor de densidade óptica de fundo um pouco maior, pois necessitam de um maior contraste em relação ao fundo da imagem. Mesmo assim, a quantidade mínima de objetos de baixo contraste que devem ser vistos está abaixo do valor de referência.

Gráfico 6: Avaliação da quantidade de objetos de baixo contraste visualizados em cada valor de densidade óptica de fundo na imagem.



Levando em conta os quatro gráficos acima, é notável que a faixa de densidades ópticas que gera uma melhor visualização das estruturas está entre

1,84DO até 1,89DO, esta faixa pode ser obtida para qualquer espessura utilizando a fotocélula na posição central como indicada pelo fabricante do *Phantom*. A tabela 5 nos dá a densidade óptica de fundo para a carga transportável média em cada espessura, de acordo com a posição da fotocélula.

Tabela 5: Comparação do valor médio da densidade óptica de fundo para sua correspondente carga transportável em cada posição do CAE.

Espessura	Posição do CAE	mAs	D.O.
5 cm	1 ^a	105	1,95
	2 ^a	102	1,88
	3 ^a	118	2,14
6 cm	1 ^a	216	1,77
	2 ^a	226	1,86
	3 ^a	248	2,03
7 cm	1 ^a	262	1,79
	2 ^a	272	1,79
	3 ^a	299	2,02

Quando se compara o valor da densidade óptica de fundo para uma mesma espessura, mas com posições diferentes do CAE, percebemos que este valor tende a variar muito pouco na primeira e segunda posição. Já na terceira posição a densidade óptica é um tanto maior devido a fotocélula estar situada após o término da área do *Phantom*. Para o equipamento utilizado neste estudo, o *Phantom* se situa sobre a primeira e segunda posição da fotocélula, tornando a densidade óptica nestas posições muito próximas. Se a terceira posição for escolhida para ser utilizada com este simulador, ela ficará sem atenuação nenhuma pelas placas de acrílico, ou seja, a radiação incidirá diretamente sobre a fotocélula fazendo com que a carga transportável medida seja maior e consequentemente a densidade óptica.

5. CONCLUSÕES

Este trabalho analisou a relação entre a espessura da mama e o posicionamento da fotocélula de forma a se adquirir imagens de melhor qualidade. Para tanto, o posicionamento da fotocélula deve ser feito levando em conta a área que a mama ocupa sobre o *Bucky*, e não a sua espessura. O Controle Automático de Exposição (CAE) tem como finalidade manter uma densidade óptica que permita alcançar o enegrecimento e contraste necessário na imagem independente da espessura da mama. Este processo fará isto variando o tempo de exposição da mama através do número de fótons incidentes no detector.

Para a aquisição de dados neste trabalho, alguns parâmetros técnicos e de processamento precisaram ser validados de forma a minimizar os erros externos que pudessem influenciar a imagem. Dentre eles estão os testes de qualidade anuais exigidos pela ANVISA, o controle do processamento químico e a utilização de um único chassi para todas as coletas radiográficas.

O estudo utilizando as três posições do CAE para obter imagens do *Phantom* Mama 856 foi de extrema importância para comprovar que a posição do mesmo deve ser realizada somente de acordo com o tamanho da mama e não pela sua espessura. A fotocélula orienta o feixe de radiação que incidirá sobre a mama e, por este motivo, deve ser posicionada de forma com que a radiação incida uniformemente sobre toda a extensão do tecido a deixando corretamente exposta.

O fabricante do *Phantom* Mama, indica como densidade óptica ideal para uma imagem mamográfica o valor de 1,50DO, sendo que este pode variar entre um mínimo de 1,20DO e máximo de 1,80DO, para uma boa visualização das estruturas. Porém, neste trabalho a visualização da quantidade mínima de estruturas necessárias é alcançada com densidades ópticas entre 1,84DO e 1,89DO para qualquer espessura de mama, utilizando a fotocélula na posição central. Já para a primeira e terceira posição da fotocélula, podem-se ter densidades ópticas fora do valor encontrado no estudo, fazendo com que se reduza a visualização das estruturas referência do simulador.

O valor de densidade óptica obtido neste estudo ficou acima do indicado pelo fabricante, mostrando ser necessária maior exposição da mama para a visualização da quantidade mínima de estruturas do *Phantom*. É sabido que a fotocélula deve ser trocada após um longo período de uso, pois com o passar do tempo fica menos

sensível a incidência de radiação, perdendo a capacidade de avaliar a densidade. Este fato leva a um incremento do tempo de exposição da mama e consequentemente, a dose e o enegrecimento aumentam. O acréscimo no valor da densidade óptica neste trabalho pode estar relacionado ao desgaste deste dispositivo. Uma possível solução para este problema até a troca do CAE seria o aperfeiçoamento manual dos valores de carga transportável e tempo de exposição de forma a reduzir a dose na paciente e o enegrecimento na imagem. Embora a densidade óptica se mostre acima do indicado pelo fabricante do *Phantom*, consegue-se com ela visualizar a quantidade mínima de estruturas. Uma das possibilidades para a não conformidade da visualização das estruturas com a densidade óptica entre 1,20DO a 1,80DO seria a diferença entre o grau de pureza do material no qual é produzido o simulador de mama. Este fato tem sido verificado entre profissionais que atuam na consultoria em física médica de clínicas e hospitais ao realizar os testes de qualidade em mamografia.

Quando se trata de mamas espessas, como é o caso das simulações realizadas neste trabalho, é necessária uma incidência maior de radiação para que o tecido em estudo obtenha o valor de densidade óptica considerada ideal. Uma forma de amenizar este problema é aumentar a tensão de pico (kVp) aplicada ao procedimento obtendo um feixe de radiação incidente mais penetrante. Outro fator observado para mamas com maior espessura é que a energia média dos fótons incidentes aumenta e este fato pode estar relacionado tanto com a espessura, quanto a combinação alvo/filtro. Assim, maior será a energia absorvida pela fotocélula em relação à absorvida pelo filme reduzindo a densidade óptica e vice-versa.

Levando em consideração os dados aqui coletados conclui-se que o correto posicionamento do controle automático de exposição se faz necessário para a detecção de estruturas que destoem de uma mama saudável. Além disso, o treinamento constante dos profissionais que realizam os exames e os frequentes testes de qualidade também são ferramentas importantes para a otimização dos mamógrafos na detecção precoce de problemas relacionados à saúde feminina.

REFERÊNCIAS

- [1] QUIMIORAL. **O que é o câncer?** Santa Catarina. Matéria disponível em: <www.quimioral.com.br/sc/quimioral/imagens/menu_lateral/cancer/mitos_verdades/mama/11_18.pdf>. Acesso em: 30 ago. 2012.
- [2] MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Falando sobre Câncer de Mama.** Rio de Janeiro, 2002. 66 p.
- [3] INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. Disponível em: <www.inca.gov.br>. Acesso em: 30 ago. 2012.
- [4] MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Falando sobre Mamografia.** Rio de Janeiro, 2002. 81 p.
- [5] CLOTILDE, Dércia. **Caracterização das qualidades de radiação de uma ampola de raios X com ânodo de tungstênio no âmbito da mamografia.** Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Nova de Lisboa, Lisboa. 2011.
- [6] SANTOS, Alcides. **Física Médica em Mamografia.** Rio de Janeiro, 2010. 454 p.
- [7] DOS SANTOS, C.A. **Raios X: Descoberta Casual ou Criterioso Experimento?**, 1995. 114p.
- [8] MANES, G.I. **The Discovery of X-Ray**, 1956. 238p.
- [9] TAHUATA, L. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**, Tese (Mestrado em Física) - UFSC, São Paulo. 2002.
- [10] ALESSANDRO, Fábio. **Desenvolvimento de simuladores de Mama com implante de silicone para controle de qualidade em radiologia.** Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia, UFS, Sergipe. 2010.
- [11] OKUNO, Emico. **Física das Radiações**, 2010. 296p.
- [12] CHRISTÓFOLI, Laura. **Verificação da Homogeneidade da Força de Compressão em Aparelhos Mamográficos e sua Relação com a Melhoria da Qualidade da Imagem.** Trabalho de Conclusão de Curso - Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre. 2000.
- [13] SOARES e LOPES. **Radiografia Especializada.** Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina (CEFET-SC). 2001.
- [14] Apostila Colégio Universitário. **Radiologia, Módulo I.** Porto Alegre, 2009. 206p.
- [15] BORDA, Marcelo. **Determinação dos Níveis de Dose de Referência para Exames Radiológicos de Coluna Lombar, Coluna Torácica e Bacia.** Trabalho de Conclusão de Curso - Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre. 1999.
- [16] DOI, Chan. **Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography.** 1987.

- [17] LEMACKS, M. R. **A dual energy subtraction technique for microcalcification. Imaging in digital mammography : A signal to noise analysis.** *Medical physics and imaging, Wisconsin*. 2002, 1739-1751p.
- [18] NOVAES, Harmona. **Estudo e implementação de teste de controle de qualidade em negatoscópios na cidade de Aracaju-SE.** Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia, UFS, Sergipe. 2010.
- [19] SOARES, A. F. **Filme radiográfico e processamento.** Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina CEFET/SC. 2001.
- [20] ROSA, R. O. **Estudos de parâmetros físicos de qualidade de imagem em mamografia convencional usando o método monte Carlo.** Tese (Mestrado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro. 2005.
- [21] AZEVEDO, A.C.P. **Radioproteção em serviços de saúde.** Rio de Janeiro, 2005. 16-18p.
- [22] MATOS, Renata. **Estudo comparativo de dose e qualidade da imagem em exames de tórax realizados em sistemas analógicos e digitais.** Trabalho de Conclusão de Curso - Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre, 2008.
- [23] OLIVEIRA, Mauricio. **Controle de Qualidade e Dose de Entrada na Pele em Serviços de Mamografia de Minas Gerais.** Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte. 2006.
- [24] YACOVENCO, A.A. **Programa de garantia da Qualidade Radiologia Diagnóstica.** Tese (Mestrado) - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro. 1994.
- [25] STEMBERG, e SCHIABEL. **Desenvolvimento de um protótipo de simulador estatístico de mama.** 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. V.1, n.21, 2008.
- [26] EMILIO, João. **Manual de instruções para as medidas de controle de qualidade dos parâmetros técnicos da mamografia.** Rio de Janeiro, 1997.
- [27] NÓBREGA, Elton. **Análise computacional de imagens de simuladores radiográficos de mama.** Tese (Mestrado em Informática) – UFPB, João Pessoa, 2010.
- [28] Department of Physics – The University of Hong Kong. Matéria disponível em: <www.physics.hku.hk/~phys0607/lectures/chap06.html> Acesso em: 25 ago. 2012.
- [29] EMILIO, João. **Impacto de um programa de avaliação da qualidade da imagem nos serviços de mamografia do Distrito Federal.** Colégio Brasileiro de Radiologia. 2008.

ANEXO A – Testes de qualidade anuais do mamógrafo.

1. SISTEMA DE COLIMAÇÃO

Objetivo:

Avaliar a coincidência entre o campo de radiação e o campo luminoso, o alinhamento entre as bordas dos campos e o ajuste da borda da bandeja de compressão à borda do receptor de imagem.

Medidas e Resultados:

DFD (cm):	Posição (eixo)	Medida (cm)	Desvio (%)	Desvio da borda (cm)
65	x (direita)	0,3	0,46	0,5
	x (esquerda)	0,0		
	y (superior)	0,5	0,77	
	y (inferior)	0,0		

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

Desta forma a bandeja de compressão encontra-se alinhada com o receptor de imagem.

2. EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DA TENSÃO DO TUBO

Objetivo:

Avaliar a exatidão e a reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.

Medidas e Resultados:

Tensão (kVp)	kVp		Desvio Padrão (σ)	Exatidão (%)	Reprodutibilidade
	Medida	Valor Médio			CV
24	24,81	24,83	0,03	-3,46	0,001
	24,85				
26	26,86	26,92	0,08	-3,52	0,003
	26,97				
28	28,87	28,83	0,06	-2,96	0,002
	28,79				
30	30,92	30,90	0,03	-3,00	0,001
	30,88				

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS.

A exatidão deve estar dentro de $\pm 5\%$ do valor médio, para todas as combinações de tensão e corrente comumente utilizadas e a reprodutibilidade deve ser $\leq 0,02$.

A exatidão e a reprodutibilidade, para todos os parâmetros, encontram-se em conformidade com os limites estabelecidos pela referida norma.

3. REPRODUTIBILIDADE E LINEARIDADE DA TAXA DE KERMA NO AR.**Objetivo:**

Avaliar a constância da taxa de kerma para um dado mAs e a linearidade do rendimento.

Medidas e Resultados:

mAs	kVp	Leitura mGy	Média	CV	Linearidade (%)	Reprod.(%)	
32	28	417,00	416,3	0,00139	0,965	-0,06	
		416,00					
		416,00					
63	28	836,00	834,7	0,00138		0,965	0,06
		834,00					
		834,00					
100	28	1192,0	1192,3	0,00048		0,965	0,02
		1192,0					
		1193,0					

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

Para a reprodutibilidade, o coeficiente de variação deve ser $\leq 0,10$, sendo recomendável $\leq 0,05$ e a linearidade deve estar dentro de $\pm 20\%$ setado, sendo o recomendado $\pm 10\%$ do valor setado.

Os valores de reprodutibilidade e linearidade para todos os parâmetros encontram-se dentro dos limites estabelecidos pela referida norma.

4. REPRODUTIBILIDADE DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO (AEC)**Objetivo:**

Avaliar a reprodutibilidade do controle automático de exposição (AEC).

Medidas e Resultados:

kVp	Espessura acrilico	Leitura do mAs	D.O.	Desvio Padrão	CV
284	4 cm	29,90	1,79	0,04	0,02
		31,00	1,77		
		30,70	1,86		
		31,40	1,84		
Média		30,75	1,82		

* Média D.O. = Média Densidade optica centro filme

** CV = Coeficiente de variação das medidas

Conclusões

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

O coeficiente de variação deve ser $\leq 0,05$.

A reprodutibilidade do controle automático de exposição encontra-se dentro dos limites estabelecidos pela referida norma.

5. DESEMPENHO DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO (AEC)**Objetivo:**

Avaliar a compensação do AEC para diferentes tensões e espessuras de fantoma.

Medidas e Resultados:

kVp	Espessura acrilico	mAs	D.O. Obtida	Diferenças D.O.
26	2 cm	20,50	1,83	0,03
	4 cm	30,70	1,86	
28	2 cm	14,60	1,91	0,12
	4 cm	29,90	1,79	
30	2 cm	10,90	1,91	-0,07
	4 cm	27,20	1,84	

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

A diferença entre as densidades ópticas (D.O.) deve ser $\leq 0,30$.

As diferenças de densidade óptica estão em conformidade com o limite estabelecido pela referida norma.

6. DESEMPENHO DO CONTROLE DE DENSIDADE

Objetivo:

Avaliar o desempenho do controle de densidades.

Medidas e Resultados:

kVp	Acrilico	Densidade	mAs	D.O.	Incremento	Diferença
28	4 cm	-2	29,0	1,68	0,09	-0,03
		-1	30,8	1,77		
		0	29,9	1,77	0,12	0,01
		1	32,1	1,89		
		2	32,3	2,02		

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

Cada passo do controle de densidade deve resultar em uma variação de densidade óptica $\leq 0,20$ em relação ao passo anterior.

Os resultados obtidos encontram-se dentro dos limites estabelecidos pela referida norma.

7. CAMADA SEMI-REDUTORA

Objetivo:

Verificar a qualidade do feixe.

Medidas e Resultados:

kVp	1º medida	última medida	Espessura Al (mm)	Leitura (mR)	CSR	Limite Inferior
28	613	610	0,1	491	0,35	0,31
			0,2	401		
	Média		0,3	333		Limite superior
	611,5		0,4	279,5		0,4
			0,5	236,3		

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS.

A camada semi-redutora deve estar entre 0,31 e 0,40 mmAl.

O valor encontrado para camada semi-redutora está em conformidade com a referida norma.

8. FORÇA DE COMPRESSÃO**Objetivo:**

Avaliar a intensidade de força de compressão.

Medidas e Resultados:

Padrão Modo Automático	Valor obtido
Compressão(kgf)	Compressão(kgf)
14	14

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

O valor da força de compressão deve estar entre 11kgf e 18kgf.

A força de compressão encontra-se no limite estabelecido pela referida norma.

9. DOSE DE ENTRADA NA PELE

Objetivo:

Estimar a dose na entrada da pele da mama para adotá-la como representativa dos exames praticados no serviço.

Medidas e Resultados:

kV	mAs	densidade	dose mR	mAs ajustado	mGy
28	101	0	1084	100	9,51

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS.

O valor da Dose de Entrada na Pele na entrada do feixe deve ser $\leq 10\text{mGy}$, para uma mama comprimida de espessura de 4,5cm.

O valor encontrado para dose de entrada na pele encontra-se em conformidade com o nível de referência estabelecido pela referida norma.

10. LUMINÂNCIA DO NEGATOSCÓPIO

Objetivo:

Verificar a luminosidade e sua uniformidade.

Medidas e Resultados:

Identificação	Luminância (cd/m^2)	Variação Luminosidade (%)
Centro	3400	8,82
Esquerda	3100	
Direita	3200	5,88
Superior	3100	8,82
Inferior	3000	11,76

Conclusões:

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

A luminância deve estar entre 3.000 e 3.500 cd/m^2 e a variação da luminosidade deve ser $\leq 15\%$ em toda a superfície.

O negatoscópio encontra-se dentro do limite estabelecido pela referida norma.