

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**ESTUDO E IMPLEMENTAÇÃO DE TESTES DE
CONTROLE DE QUALIDADE EM NEGATOSCÓPIOS
NA CIDADE DE ARACAJU-SE**

Por:

HAMONA NOVAES DOS SANTOS

Universidade Federal de Sergipe
Cidade Universitária “José Aloísio de Campos”
São Cristovão – Sergipe – Brasil

ESTUDO E IMPLEMENTAÇÃO DE TESTES DE
CONTROLE DE QUALIDADE EM NEGATOSCÓPIOS
NA CIDADE DE ARACAJU-SE

HAMONA NOVAES DOS SANTOS

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Núcleo de Pós-Graduação em Física da
Universidade Federal de Sergipe, para
obtenção do Título de Mestre em Ciências.

Orientador(a): Prof^a. Dr^a. Susana de Souza Lalic.

São Cristovão
2010

“Há duas formas para viver sua vida. Uma é acreditar que não existe milagre. A outra é acreditar que todas as coisas são um milagre”.

(Albert Einstein)

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, aos meus pais, Alberto e Teófila e a minha irmã Sabrina.

AGRADECIMENTOS

Agradeço principalmente a Deus, que foi e é a minha sustentação, sem Ele nada disso seria possível.

Agradeço a minha orientadora Prof. Dr^a. Susana de Souza Lalic pela amizade, confiança e pela realização deste trabalho.

Aos professores do Núcleo de Pós-Graduação em Física pelas discussões proveitosas.

A todos os colegas, em especial minha amiga Raquel Aline, pelas noites perdidas e lutas travadas contra as disciplinas, principalmente eletrodinâmica.

Aos novos colegas de mestrado e ainda a minha amiga Tânia, que esteve comigo em diversos momentos desta caminhada.

Aos secretários e funcionários do NPGFI Gigi, Claudinha, Álvaro, Jackeline, Marília e Márcio pelo apoio, dedicação, competência e responsabilidade nas suas atividades desenvolvidas.

A todos os colegas que de alguma forma colaboraram neste trabalho, em especial, Cassio, Fernanda, Clêdison, Fábio e Tatiane, à vocês o meu muito obrigada.

As equipes das clínicas e hospitais que participaram desta pesquisa, destacando Gionar e Tirciane, por toda atenção e colaboração.

Ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia, em especial aos professores Luis Carlos, Arlinda, Rocha, Mauro, Fábio, Telma e Elza pela amizade e colaboração.

Ao professor José Osman pela amizade, colaboração, atenção e apoio.

Aos meus pais Francisco Alberto, Teofila e a minha irmã Sabrina pelo amor, incentivo, paciência e apoio no desenvolvimento desse trabalho. Sem vocês eu não teria conseguido.

Aos meus avós, tios, tias e primos por todo carinho e apoio.

A Adriano por todo seu amor, colaboração e paciência, a você o meu muito obrigada.

Ao CNPQ pelo apoio financeiro.

SUMÁRIO

Agradecimentos	II
Resumo	V
Abstract	VI
Lista de Tabelas	VII
Lista de Figuras	IX
1.1 – Introdução	2
2 – Fundamentação Teórica	4
2.1 – Fundamentos da Produção de Raio X	5
2.1.1 – Introdução	5
2.1.2 – Produção de Raios X	7
2.1.3 – Equipamento Mamográfico (Mamógrafo)	8
2.2 – Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria	10
2.2.1 – Efeito Fotoelétrico	11
2.2.2 – Efeito Compton	12
2.2.3 – Diminuição do contraste pela radiação espalhada	12
2.2.4 – Coeficiente de Atenuação	13
2.3 – Formação, processamento e registro da imagem	15
2.3.1 – Filmes Radiográficos	15
a) Base	16
b) Substrato	16
c) Gelatina	16
d) Camada protetora	17
e) Corante anti-haleto	17
2.3.2 – Processo de sensibilização	17
2.3.4 – Densidade óptica do filme	18
2.3.5 – Chassis Radiográficos	18
2.3.6 – Tela Intensificadora	19
2.4 – Estrutura da Mama	19
2.5 – Sinais Radiológicos Primários de Câncer de Mama	20
2.6 – Objeto Simulador radiográfico	21
2.6.1 – Simulador Mamográfico ACR	22
2.6.2 – Simulador <i>phantom</i> mama 300	23
2.6.3 – Simulador Mamográfico Antropomórfico	24
2.6.4 – Simulador Mamográfico ALVIM	24
2.7 – Negatoscópios	25
2.7.1 – Tipos de negatoscópios	26
2.8 – Luminância	27
2.9 – Teste do qui quadrado	29
2.10 – Teste de detectabilidade	30
3 – Materiais e Métodos	32
3.1 – Materiais Estudados	33
3.1.1 – Parafina	33
3.1.2 – Cera de Abelha	34
3.1.3 – Nylon	34
3.1.4 – Acrílico	35

3.1.5 - Hidroxiapatita	35
3.2 – Caracterização dos Materiais	36
3.3 – Determinação dos coeficientes de atenuação de massa e absorção energética	37
3.4 – Construção do Simulador de Mama	39
3.5 – Avaliação Clínica e medidas de Luminância dos Negatoscópios	41
4 – Resultados e Discussões	44
4.1 – Caracterização Dosimétrica de Materiais	45
4.2 – Simulador de Mama	50
4.3 – Avaliação Clínica e Medidas de Luminância dos Negatoscópios	53
5 – Conclusões Finais	73
5.1 – Conclusões	74
5.2 – Sugestões para Próximos Passos	75
6 – Referencias Bibliográficas	76
Anexo	81

Resumo

Levando em conta a exigência da Legislação vigente no Brasil, Portaria 453/98, do Ministério da saúde e a natureza sutil de vários achados radiográficos, é importante conhecermos como a detectabilidade dos objetos com menor densidade ou de menor dimensão pode ser influenciada pela intensidade luminosa do negatoscópio utilizado nas suas leituras. Sendo assim, este projeto teve por objetivo estabelecer um programa para a implantação de garantia da qualidade da imagem radiográfica nos Hospitais das redes pública e particular da cidade de Aracaju -SE, verificando como as condições de luminância dos negatoscópios utilizados nestes hospitais alteram a detectabilidade de objetos simulados. Para isso foi construído um protótipo de simulador estatístico de mama de baixo custo depois de analisados os melhores materiais para sua composição. Outro simulador comercial também foi utilizado. O protótipo favoreceu uma distribuição randômica dos objetos simulados, o que possibilita uma avaliação estatística da detectabilidade de cada tipo de estrutura simulada, evitando dessa maneira a probabilidade da ocorrência de erros sistemáticos na avaliação das imagens, como freqüentemente ocorre com os simuladores com estruturas fixas. Foram realizadas imagens mamográficas do *Phantom* mama 300 em diversas condições técnicas, uma vez que o confeccionado neste trabalho apresentava estruturas internas com dimensões grandes para o teste a ser realizado. Estas imagens foram analisadas por médicos especialistas em radiologia da mama em negatoscópios do tipo geral e específicos. Os resultados foram comparados através do teste e qui-quadrado e mostraram que os objetos simulados de pequena dimensão foram melhores visualizados em negatoscópios do tipo específico. A luminância dos negatoscópios também foi avaliada e os resultados apontam que apenas 38,5% dos negatoscópios do tipo geral atendem as exigências internacionais de luminância mínima. Neste trabalho, recomenda-se que o teste de detectabilidade seja implementado na rotina nos centros de radiologia para o Programa de Controle de Qualidade dos negatoscópios.

Abstract

Taking into account the requirement of current legislation in Brazil, Decree 453/98, the Ministry of Health and several subtle nature of radiographic findings, it is important to know how the detectability of objects with lower density or smaller can be influenced by the intensity of light light box used in his lectures. Thus, this project aimed to establish a program for implementing the quality assurance of radiographic imaging in hospitals from public and private city of Aracaju-SE, checking the conditions of the viewing box luminance used in these hospitals alter the detectability of simulated objects. For this we built a prototype statistical phantom breast low-cost after taking into consideration the best materials for their composition. Another commercial simulator was also used. The prototype has favored a random distribution of simulated objects, allowing a statistical evaluation of the detectability of each type of simulated structure, thus avoiding the likelihood of systematic errors in the evaluation of images, as frequently occurs with the simulators with fixed structures. Were performed mammographic images of breast phantom 300 in various technical conditions, once this work had made the internal structures with large dimensions for the test to be performed. These images were analyzed by specialists in breast radiology in negatoscopes the general type and specific. The results were compared using the test and chi-square showed that the simulated objects were small negatoscopes best viewed on the specific type. The luminance of the viewing box was also evaluated and the results show that only 38.5% of the general type negatoscopes meet international demands to minimum luminance. In this work, it is recommended that the test for detection is implemented in routine radiology centers in the Program for Quality Control of the viewing box.

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Importância da energia dos fótons no tecido humano (BIRAL, 2002)	11
Tabela 2.2: Relação entre as cores dos cilindros que compõem o simulador ALVIM em função do tipo e tamanho das estruturas internas (MEDEIROS, 2003)	25
Tabela 2.3: Tabela confusão	30
Tabela 3.1: Composição química de materiais em estudo para o objeto simulador (FERREIRA, 2009)	37
Tabela 3.2: Adaptação das tabelas publicadas pelo Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (NIST) contendo o μ/ρ para elementos químicos em determinadas energias dos fótons	38
Tabela 3.3: Adaptação das tabelas publicadas pelo Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (NIST) contendo o μ_{en}/ρ para elementos químicos em determinadas energias dos fótons	38
Tabela 3.4: Especificação das dimensões dos materiais utilizados para simulação das estruturas de interesse em um exame mamográfico	41
Tabela 4.1: Fórmula química e densidade de materiais estudados	45
Tabela 4.2: Coeficientes de atenuação para diferentes materiais analisados de acordo com a energia dos raios X absorvidos. Os valores para a água e tecido adiposo são também apresentados para comparação	46
Tabela 4.3: Materiais utilizados no desenvolvimento do protótipo do simulador estatístico de mama	50
Tabela 4.4: Valores de luminância dos negatoscópios utilizados nas leituras das imagens e seus coeficientes de variação.	55
Tabela 4.5: Luminosidade ambiente no momento da leitura das imagens	55
Tabela 4.6: Resultados obtidos para microcalcificações, para os oito observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo geral, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 24 kV e variando a corrente aplicada. Onde o número de microcalcificações simuladas é 5 e os símbolos representam: DO – Densidade óptica, FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo	56
Tabela 4.7: Resultados obtidos para fibras, para os oito observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo geral, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 24 kV e variando a corrente aplicada. Onde o número de fibras simuladas é 6 e os símbolos representam: DO – Densidade óptica, FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo	57
Tabela 4.8: Resultados obtidos para microcalcificações, para os dois observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo específico, utilizando	57

condição técnica de tensão no mamógrafo de 24 kV e variando a corrente aplicada. Onde o número de microcalcificações simuladas é 5 e os símbolos representam: DO – Densidade óptica, FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo

Tabela 4.9: Resultados obtidos para fibras, para os dois observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo específico, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 24 kV e variando a corrente aplicada. Onde o número de fibras simulados é 6 e os símbolos representam: DO – Densidade óptica, FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo 58

Tabela 4.10: Resultados obtidos para microcalcificações, para os oito observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo geral, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 28 kV e variando a corrente aplicada. Onde o número de microcalcificações simuladas é 5 e os símbolos representam: DO – Densidade óptica, FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo 58

Tabela 4.11: Resultados obtidos para fibras, para os oito observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo geral, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 28 kV e variando a corrente aplicada. Onde o número de fibras simulados é 6 e os símbolos representam: DO – Densidade óptica, FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo 59

Tabela 4.12: Resultados obtidos para microcalcificações, para os dois observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo específico, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 28 kV e variando a corrente aplicada. Onde o número de microcalcificações simuladas é 5 e os símbolos representam: DO – Densidade óptica, FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo 59

Tabela 4.13: Resultados obtidos para fibras, para os dois observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo específico, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 28 kV e variando a corrente aplicada. Onde o número de fibras simulados é 6 e os símbolos representam: DO – Densidade óptica, FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo 60

Lista de Figuras

Figura 2.1: Espectro energético das ondas eletromagnéticas (adaptada de LEITE,2010)	6
Figura 2.2: Formação de raios X de <i>bremstrahlung</i> (OLIVEIRA, 2010)	8
Figura 2.3: Formação de raios X característicos: (a) ejeção de elétron orbital (ionização) e (b) emissão de raio X característico (OLIVEIRA, 2010)	8
Figura 2.4: Tubo de raios X (fonte: TAUHATA,2003)	8
Figura 2.5: Esquema de um aparelho mamográfico durante a realização do exame.(ROSA, 2005)	10
Figura 2.6: - Importância relativa dos três maiores processos de interação da radiação X ou gama com a matéria. As linhas mostram os valores de Z e de $h\nu$ em que dois processos de interação têm igual probabilidade de ocorrer (KNOLL, 1989)	11
Figura 2.7: Estrutura física do filme (VEIRA, 2005)	16
Figura 2.8: Interação do fóton com o microcristal do haleto de prata (SOARES, 2001)	18
Figura 2.9: Processo de reconversão da frequência (VIEIRA, 2005)	19
Figura 2.10: Estruturas da Mama (PROFISSIONAIS DA SAÚDE, 2010)	20
Figura 2.11: Representação das formas procuradas para a malignidade (VIEIRA, 2005)	21
Figura 2.12: Simulador mamográfico da Radiation Measurements, Inc. Modelo 156 (FREITAS, 2004)	22
Figura 2.13: Estrutura interna do simulador mamográfico da Radiation Measurements, Inc. Modelo 156 (PIRES, 2003)	22
Figura 2.14: Simulador mama – 300 (FURQUIM, 2005)	23
Figura 2.15: Simulador Antropomórfico modelo 18-226 (FREITAS, 2004)	25
Figura 2.16: Simulador mamográfico estatístico Alvim modelo 18-209 (PIRES, 2003)	25
Figura 2.17: Negatoscópio de radiologia geral	26
Figura 2.18: Negatoscópio de mamográfico	26
Figura 2.19: Quantidade de luz atravessando uma superfície e decaindo em um ângulo sólido	27
Figura 3.1: Parafina em barra	33
Figura 3.2: Cera de abelha [CRISTIANSEN, O; CRISTIANSEN; M,2010]	34
Figura 3.3: Fios de <i>nylon</i>	34
Figura 3.4: Placas de acrílico (INDAC, 2010)	35
Figura 3.5: Esquema representativo do protótipo do simulador estatístico de mama, demonstrando uma das possíveis distribuições aleatórias das estruturas de interesse e espessura da mama, na mamografia	40

Figura-3.6: Mamógrafo digital Semograph 600T Senix HF	41
Figura-3.7: Processadora digital Kodak Directview Elite CR Sistem	41
Figura 3.8: Mamógrafo Graph – Mammo AF	42
Figura 3.9: – <i>Phantom</i> de mama comercial “João Emílio”	42
Figura 4.1: – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética do PMMA para raios X	46
Figura 4.2: – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética do <i>nylon</i> para raios X	47
Figura 4.3: – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética da cera de abelha para raios X	47
Figura 4.4: – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética da parafina para raios X	48
Figura 4.5: – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética do tecido mole para raios X	48
Figura 4.6: – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética do tecido adiposo para raios X (adaptado de ICRU – 44, 1989)	49
Figura 4.7: – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética da água para raios X (adaptado de NIST ABSORPTION, 1996)	49
Figura 4.8: – Protótipo do simulador de mama estatístico produzido	51
Figura 4.9: - Imagens radiográficas adquiridas pelo protótipo do simulador estatístico de mama. Foi variado o número de placas de acrílico utilizadas na simulação do tecido mamário, simulando uma mama com: a) espessura de 4,0 cm, ou seja, 4 placas (28 kV, 160 mAs) e b) espessura de 3,0 cm ou seja 3 placas (24 kV, 200 mAs)	52
Figura 4.10: - Imagens radiográficas do protótipo do simulador estatístico de mama confeccionado. Foi fixado o número de placas de acrílico em 4, totalizando uma espessura de 4 cm e variados de uma imagem para a outra a posição das estruturas da mama (Microcalcificações, nódulos e fibras) simuladas. a) Condição técnica de 24 kV, 250 mAs e b) condição técnica de 28 kV, 120 mAs	52
Figura 4.12: – <i>Phantom</i> de mama João Emílio	54
Figura 4.13: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 180 mAs	61
Figura 4.14: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 160 mAs	61
Figura 4.15: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 200 mAs	62
Figura 4.16: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 28 kV e 240 mAs	62
Figura 4.17: Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 28 kV e 220 mAs	63
Figura 4.18: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 180 mAs	63
Figura 4.19: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e	64

microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 160 mAs	
Figura 4.20: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 200 mAs	64
Figura 4.21: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 200 mAs	65
Figura 4.22: - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de nódulos e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 28 kV e 220 mAs	65
Figura 4.23: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 1º observador, em negatoscópio do tipo geral	66
Figura 4.24: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 2º observador, em negatoscópio do tipo geral	66
Figura 4.25: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 3º observador, em negatoscópio do tipo geral	67
Figura 4.26: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 4º observador, em negatoscópio do tipo geral	67
Figura 4.27: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 5º observador, em negatoscópio do tipo geral	68
Figura 4.28: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 6º observador, em negatoscópio do tipo geral	68
Figura 4.29: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 7º observador, em negatoscópio do tipo geral	69
Figura 4.30: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 8º observador, em negatoscópio do tipo geral	69
Figura 4.31: – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 1º observador, em negatoscópio específico	70
Figura 4.32: - Detectabilidade clínica de objetos simuladores de nódulos e microcalcificações para o 2º observador, em negatoscópio específico	70
Figura A.1: Ilustração do software probabilitas	81

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 - INTRODUÇÃO

Em centros de radiodiagnóstico são utilizados simuladores de tecidos, definidos como estruturas que contenham um ou mais tecidos equivalentes. Isto é, os objetos simuladores são qualquer material que simule um corpo ou tecido com suas respectivas propriedades químicas e físicas apresentando propriedades de atenuação próximas à do tecido simulado (ICRP 26, 1977). Sendo que estes simuladores apresentam diferenças para cada área específica do diagnóstico por imagem, como mamografia, ultrassonografia, ressonância magnética, tomografia computadorizada e raios X convencionais.

Os primeiros simuladores surgem no século passado. Em 1920, houve a predominância dos estudos que destacavam curvas de isodoses medidas em torno de fontes de rádio e radônio utilizando materiais de cera e blocos de água. Em 1960, a água e a cera são estabelecidas como músculo ou tecido mole equivalente (KIENBOCK, 1906). Em 1970, foi desenvolvido um simulador específico para imagens mamográficas e simuladores para aplicações desde a área de radiodiagnóstico até proteção radiológica passam a ser produzidos (STANTON, 1978). Desde então, com o surgimento de novos materiais substitutos de tecido, como plásticos, resinas, poliuretanos e polietileno, e com a introdução de objetos de teste no interior destes simuladores para análise e estudo, como por exemplo, contraste e resolução (STEMBERG, 2008), os simuladores começaram a ser aperfeiçoados cada vez mais especificamente para cada tipo de área e aplicações.

Os objetos simuladores apresentam diversas aplicações, dentre estas pode-se destacar a avaliação do desempenho de sistemas de imagens médicas, o desenvolvimento de programas de proteção radiológica e controle de qualidade destes equipamentos, avaliação da qualidade da imagem gerada quanto à detecção de lesões, treinamento do profissional da área de saúde em aplicações clínicas e instrumento auxiliar no desenvolvimento de pesquisas científicas (STEMBERG, 2008).

Os simuladores de tecido que contém objetos de teste em seu interior possuem posições fixas para cada uma das estruturas e ainda um alto custo financeiro. Neste trabalho foi desenvolvido um simulador de mama com materiais alternativos, como PMMA, nylon e hidroxiapatita, trazendo como diferencial dos demais simuladores a mobilidade dos materiais simuladores de nódulos, fibras e microcalcificações em seu

interior e o baixo custo financeiro, no intuito de utilizá-lo para obtenção de imagens mamográficas que auxiliassem no controle de qualidade no que tange a luminância em negatoscópios utilizados em clínicas e hospitais da cidade de Aracaju, porém o simulador confeccionado teve que ser substituído pelo *Phantom* Mama 300, pois a estruturas internas simuladas apresentaram dimensões muito grandes para o propósito do trabalho.

Nos negatoscópios utilizados pelos especialistas na avaliação de imagens a luminância constitui um dos parâmetros que deve ser controlado, entre outros tantos definidos no programa de garantia da qualidade de um serviço de radiologia, previsto pela Portaria 453/98, do Ministério da Saúde (SVS/MS, 1998). A luminância pode influenciar a visibilidade de objetos sutis e a decisão dos especialistas sobre a malignidade do achado de sistemas de imagens.

O programa de controle de qualidade (PCQ) consiste em efetuar testes rotineiros que garantam o bom funcionamento de determinado equipamento, tal como o negatoscópio. O PCQ é uma importante ferramenta, desde que acompanha e detecta, de maneira direta, o funcionamento de qualquer quesito do equipamento. A falha no exercício do PCQ pode acarretar desde um aumento nas doses dos pacientes e da equipe médica envolvida (devido à necessidade de realização de novos exames) até falhas graves em laudos médicos. A implementação de testes de controle de qualidade, de novas técnicas e utensílios para a radioproteção vem sendo uma área de intensa pesquisa e, que cada vez mais, recebe o respaldo de vários setores da sociedade (profissionais da área) (WALL, 2004).

Neste trabalho, pretendeu-se estabelecer um programa para a implantação de garantia da qualidade de negatoscópios nos Hospitais e clínicas da rede pública e privada de Aracaju - SE, verificando como as condições de luminância dos negatoscópios utilizados nestes hospitais alteram a detectabilidade de objetos simulados, possibilitando, assim, a obtenção de parâmetros para orientar a Coordenadoria de Vigilância Sanitária (COVISA), pertencente à Secretaria Municipal de Saúde (SMS) da Prefeitura Municipal de Aracaju - SE no estabelecimento de diretrizes, normas e procedimentos necessários na execução de suas atividades de inspeção, cadastramento e controle de estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) que utilizam negatoscópios para diagnóstico.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 - Fundamentos da Produção de Raios X

2.1.1 – Introdução

Em 1885, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen descobriu os raios X, através da observação de um feixe de raios catódicos atingindo um alvo sólido em um tubo de Crookes. O funcionamento do tubo de raios catódicos produzia fluorescência num anteparo coberto com cianeto de bário e platina, colocado a certa distância da fonte. O efeito foi atribuído à radiação vinda das paredes do tubo de raios catódicos (KAPLAN, 1978).

Os raios X são ondas eletromagnéticas como a luz visível, as ondas de rádio, os raios infravermelhos, os raios ultravioletas, e apresentam propriedades típicas destas ondas, como polarização, interferência e difração. A sua frequência e o seu comprimento de onda são inversamente proporcionais, ou seja, quanto maior a frequência menor o comprimento de onda, porém a frequência é diretamente proporcional a energia destas ondas. Por possuírem alta energia, os raios X apresentam comprimento de onda curto, menor que $1,0 \text{ \AA}$ e frequência da ordem de 10^{16} Hz . Devido ao pequeno comprimento de onda, estes raios X têm capacidade de penetrar na matéria, o que possibilita sua utilização no estudo dos tecidos do corpo humano. (EISBERG, 1994).

$$\lambda\nu = c \quad (2.1)$$

$$E = h\nu \quad (2.2)$$

Onde,

λ é o comprimento de onda

ν é a frequência

c é a velocidade da luz

E é a energia do fóton

h é a constante de Planck.

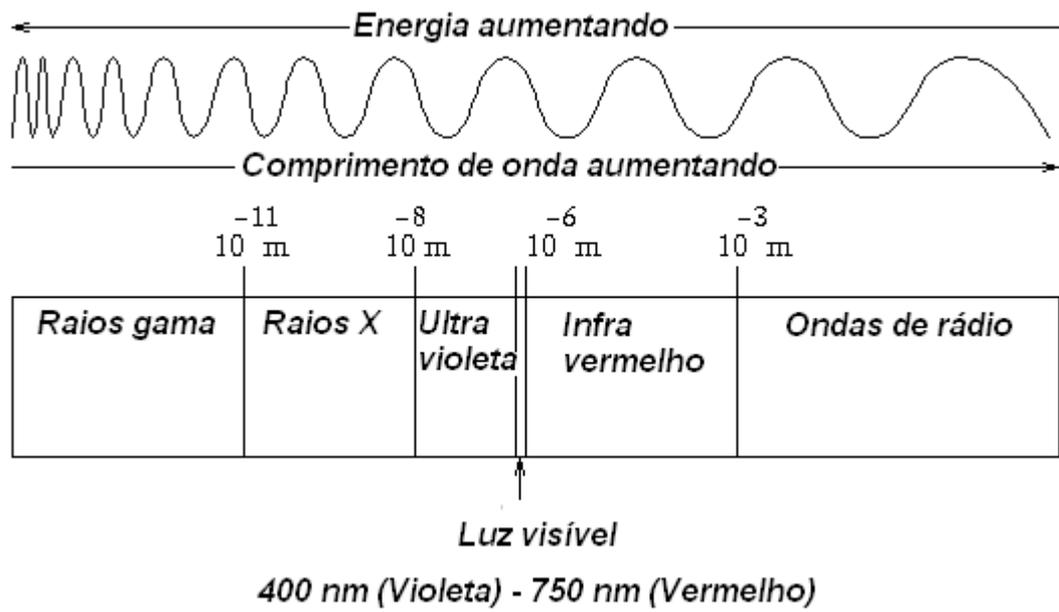


Figura 2.1 – Espectro energético das ondas eletromagnéticas (adaptado de LEITE, 2010).

2.1.2 - Produção de Raios X

Num tubo de raios X, a emissão desses raios é produzida quando um filamento (cátodo) aquecido libera elétrons numa região de alto vácuo. Esses elétrons são acelerados por um campo elétrico associado a uma diferença de potencial (da ordem de dezenas de kV - raios X diagnóstico; ou centenas de kV - raios X terapêutico.) aplicada entre o filamento e o anodo. Os raios X são produzidos através de dois processos: radiação de freiamento (*bremstrahlung*) e raios X característicos (TAUHATA, 1999).

O processo de *bremstrahlung* ocorre quando elétrons de alta energia interagem com os núcleos do alvo, ou seja, do material de que é composto o anodo, que tem número atômico elevado, como o tungstênio. A forte interação coulombiana acarreta a deflexão do elétron incidente, que perde velocidade, provocando assim uma perda total ou parcial de sua energia cinética, sendo esta energia cinética convertida em fóton de raios X (Fig. 2.2). Nas energias usuais de partículas carregadas, o *bremstrahlung* só é observado se a massa de repouso da partícula é pequena, como é o caso de elétron e pósitron. A parcela da energia cinética do elétron convertida em radiação é tanto maior quanto mais próximo ele estiver do núcleo no momento da emissão (OKUNO, 2010).

A desaceleração desses elétrons ao atingirem o ânodo faz com que fótons *bremstrahlung*, de uma vasta gama de energias, sejam emitidos em todas as direções. Esses fótons são direcionados ao paciente através de uma pequena janela no tubo de raios X.

Durante a interação dos elétrons incidentes, parte de sua energia também pode ser transferida aos átomos com os quais estão interagindo, provocando a ejeção de elétrons (ionização) das diversas camadas profundas (K, L, M) dos átomos. Com isso a camada de energia que este elétron ocupava fica vaga. Este átomo, agora ionizado, precisa se estabilizar. Para isto um elétron que está em uma camada mais externa migra para a vaga na camada de energia interna, liberando, neste processo, uma bem determinada e precisa quantidade de energia (fóton) na forma de um raio X, denominado raio X característico, já que a energia emitida é característica do elemento no qual o elétron fez a transição. (Fig. 2.3).

Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia máxima dos raios X gerados e o seu poder de penetração na matéria. As máquinas utilizadas para mamografia apresentam-se na faixa 25 a 50 kV, para radiologia odontológica entre 50 e 90 kV; para radiodiagnóstico, de 90 kV a 150 kV; e as utilizadas em radiografia

industrial, de 150 a 500 kV (TAUHATA, 2003). Já aumentando-se a corrente no filamento, aumenta-se a intensidade do feixe. A Fig. 2.4 mostra o esquema básico de um tubo de raios X.



Figura 2.2 - Formação de raios X de *bremsstrahlung* (OLIVEIRA, 2010).

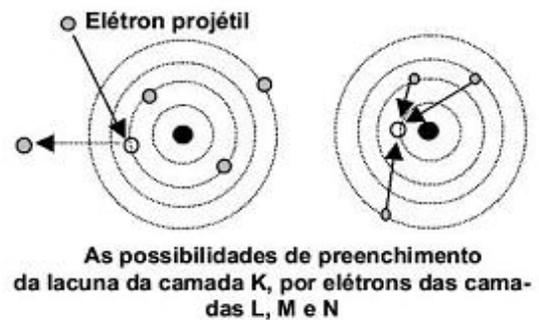


Figura 2.3 - Formação de raios X característicos: (a) ejeção de elétron orbital (ionização) e (b) emissão de raio X característico (OLIVEIRA, 2010).

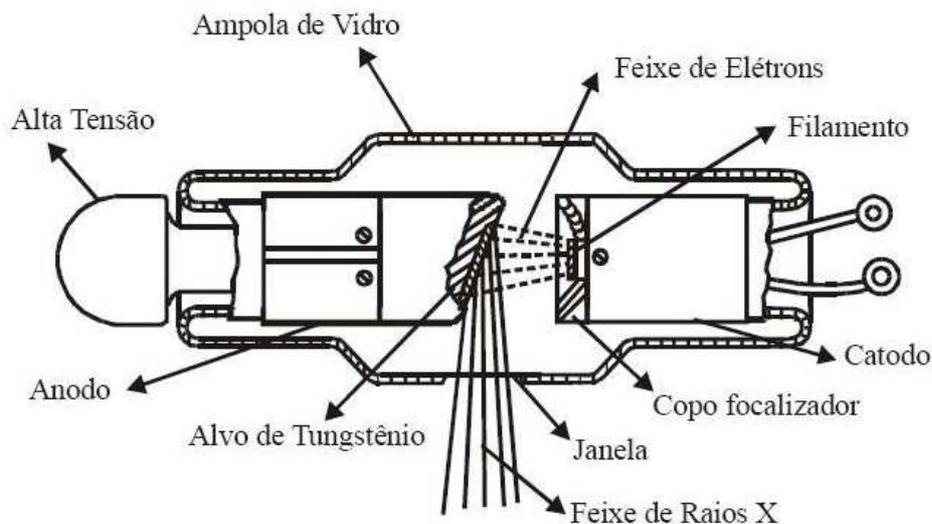


Figura 2.4 - Tubo de raios X (TAUHATA, 2003).

2.1.3 - O Equipamento Mamográfico

A mamografia é uma técnica radiográfica que faz uso de um tubo de raios X com características específicas para a obtenção de imagens das mamas. O tubo de raios X está acoplado a um arco móvel, que possibilita um direcionamento angular adequado aos diversos tipos de incidência: médio-lateral-oblíqua, crânio-caudal, entre outras. Possui ainda uma bandeja de compressão, cuja finalidade é homogeneizar a espessura da mama, imobilizando-a ao mesmo tempo.

O sistema de detecção faz uso do tradicional conjunto tela-filme. No entanto, o filme de mamografia deve ser especial e de alto contraste para que possa compensar o baixo contraste-objeto inerente ao tecido mamário. A técnica radiográfica empregada é de baixa quilovoltagem e alta miliamperagem. Consequentemente, as doses de radiação são altas (AZEVEDO, 2005).

Devido às densidades das estruturas anatômicas dos tecidos que compõe a mama serem muito parecidas, na mamografia convencional utiliza-se baixas energias do feixe de raios X, da ordem de 20 keV, para que haja a possibilidade de se diferenciar um tecido do outro.

No mamógrafo, o tamanho do campo de radiação é um pouco maior que a metade do tamanho do campo observado nos aparelhos de raios X convencionais. Para isto utilizam-se colimadores e restritores, que são espécies de direcionadores do feixe de raios X e barradores de radiação. Eles ajudam a diminuir a dose de radiação ionizante em outras partes do corpo do paciente e também colaboram com a melhoria da imagem. Os filtros, que geralmente são de molibdênio, podendo ainda ser de alumínio ou ródio, possuem cerca de 0,03 mm e são os responsáveis por impedir que os fótons de baixa energia no feixe, que nada acrescentam para o diagnóstico, atrapalhem a formação da imagem e atinjam o paciente, ampliando a dose de radiação recebida. O ponto focal deve ser bem pequeno, pois estruturas de até 0,3 mm de diâmetro, como as microcalcificações, devem ser possíveis de visualizar. O chassi mamográfico apresenta um écran intensificador que, ao contrário do convencional, se posiciona em baixo do filme. Os fótons atravessam o filme, chegando pela sua base, atingem o écran, transformam-se em luz visível e são refletidos de volta, impressionando o filme. Esse posicionamento é utilizado para evitar o efeito *crossover*, fenômeno de impressionar o filme duas vezes com o mesmo fóton, causando certa penumbra na imagem e deteriorando a resolução (ROSA, 2005). O esquema do equipamento mamográfico descrito pode ser observado na fig. 2.5.



Figura 2.5 - Esquema de um aparelho mamográfico para realização do exame. (ROSA, 2005)

2.2 - Interação da radiação eletromagnética com a matéria

Ao penetrar a matéria, os fótons de raios X podem ser totalmente ou parcialmente absorvidos, ser defletidos de sua direção original ou nada sofrer. Quando se trata da interação dos fótons com a matéria, diferentes processos são predominantes conforme a faixa de energia dos fótons incidentes e o número atômico efetivo do meio irradiado, como é apresentado na fig. 2.6.

Conforme BIRAL (2002), o tecido humano tem um número atômico efetivo relativamente baixo. Dessa forma, para fótons com energia abaixo de 50 keV, o efeito fotoelétrico será dominante. Na faixa de energia entre 200 keV e 2 MeV, por sua vez, o espalhamento Compton domina as interações. Finalmente, acima de 50 MeV, o processo de produção de pares torna-se cada vez mais importante.

No que se referem às aplicações médicas, as faixas de energia expostas na tabela 2.1 delimitam a energia das diferentes técnicas empregadas. Na faixa de energia dos processos radiográficos (20 – 125 kVp) apenas dois processos são importantes: a absorção fotoelétrica e o espalhamento Compton.

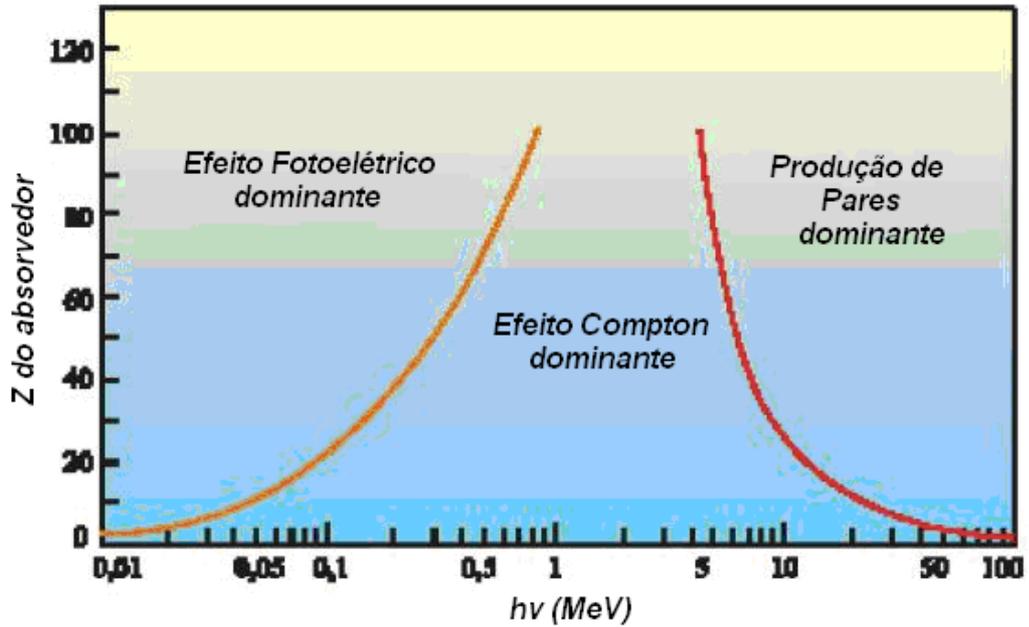


Figura 2.6 - Importância relativa dos três maiores processos de interação da radiação X ou gama com a matéria. As linhas mostram os valores de Z e de $h\nu$ em que dois processos de interação têm igual probabilidade de ocorrer (adaptado de KNOLL, 1989).

Tabela 2.1 - Importância da energia dos fótons no tecido humano (BIRAL, 2002).

Faixa de Energia	Processos de atenuação dominantes
Até 50 keV	Fotoelétrico
60 – 90 keV	Fotoelétrico + Comptom
200 keV – 2 MeV	Comptom
5 MeV – 10 MeV	Comptom + Produção de Pares
Acima de 50 MeV	Produção de Pares

2.2.1 – Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton de raios X retira do átomo um elétron interno – maior probabilidade das camadas K e L – e desaparece. Há produção de um íon excitado e transferência de toda energia do fóton para o meio. O íon excitado normalmente se desexcita por emissão de um ou mais fótons, que podem ter energia na faixa de raios X. Apesar de, fisicamente, o processo ser o mesmo (absorção de um fóton

e aquisição de energia cinética por um elétron), há diferenças entre o efeito fotoelétrico para fótons ionizantes e o efeito fotoelétrico usual, produzido pela ação da luz e radiação UV. Os fótons de luz visível ou ultravioleta retiram elétrons fracamente ligados da superfície de um material, em geral de metais. Os elétrons recebem energia cinética, cujo valor só depende do metal em questão e da frequência (energia) da luz. Já no efeito fotoelétrico que tratamos aqui, introduzido por raios X e gama, a faixa de energia dos fótons faz a diferença, pois sua penetração no meio é grande, fazendo com que o evento ocorra no interior de qualquer material e com elétrons ligados, pertencentes a camadas atômicas internas (OKUNO, 2010). O processo de troca de energia é dado pela equação 2.3:

$$E_c = h\nu - E_{lig} \quad (2.3)$$

E_c = energia cinética do elétron ejetado,

$h\nu$ = energia da radiação incidente

E_{lig} = energia de ligação do elétron ao seu orbital

Os elétrons ejetados são também radiação ionizante e recebem o nome de fotoelétrons.

2.2.2 - Efeito Compton

O efeito compton trata do espalhamento do fóton por um elétron orbital. O espalhamento é tratado pelas leis da conservação da energia e momento linear. Como consequência da interação, a energia do fóton incidente é dividida entre o elétron e um fóton espalhado, de menor energia que o original e que se propaga em outra direção. Ambas as partículas – elétrons Compton e fóton espalhado – são radiação ionizante.

O efeito compton é o principal efeito que ocorre entre os raios X e as pessoas em processos de radiodiagnóstico.

2.2.3 - Diminuição do Contraste pela Radiação Espalhada

Com o espalhamento compton, a trajetória do fóton é desviada da original. Como a obtenção das imagens de raios X depende da diferença de densidade entre as diversas estruturas e do arranjo linear entre a fonte e o local de detecção, uma trajetória

diferente resulta em um prejuízo na interpretação das diferenças de densidade e distorção do contorno (LEITE, 2002).

A radiação transmitida é composta pelas radiações primária e espalhada, sendo esta última formada de fótons que se desviaram de seu caminho original. Este espalhamento atua na formação da imagem adicionando à intensidade um fundo quase constante ao longo da distribuição espacial. Este fundo é resultado da interpretação do receptor, que não distingue os fótons espalhados dos transmitidos sem nenhuma interação. Com isto tem-se uma maior exposição do sistema tela-filme, reduzindo assim, o contraste da imagem (BARNES, 1991).

Surgiram várias técnicas de controle do espalhamento de fótons, no intuito de evitar a degradação do contraste da imagem. Dentre estas, merecem destaque: o aumento do espaço de ar, a utilização de grade e a compressão da mama.

A técnica do aumento do espaço de ar consiste no aumento do espaço entre o paciente e o receptor, evitando que a maioria dos fótons espalhados atinja o filme. Tem grande eficiência em campos de pequena dimensão, mas é limitada pela penumbra criada e sobrecarga necessária no tubo de raios X.

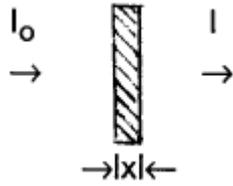
A grade é um colimador com faixas radiopacas de material com alto número atômico (em geral chumbo) interpostas com ar. Ela é posicionada entre o paciente e o receptor de imagem, absorvendo a radiação espalhada no paciente, ou seja, a radiação que não segue uma trajetória perpendicular ao filme. O maior problema encontrado por esta técnica é que além da radiação espalhada, uma parte significativa da radiação primária também é atenuada. (POLETTI *et al.*, 1997).

2.2.4 - Coeficiente de Atenuação

Durante a interação da radiação X e a matéria, a probabilidade de um fóton ser absorvido é função decrescente da energia dos fótons e depende também do tipo de átomo que compõe o material. A predominância dos diferentes fenômenos de interação da radiação com a matéria, conforme a faixa de energia dos fótons incidentes pode ser mostrada através dos coeficientes de atenuação total e de absorção dos fótons em um determinado meio.

Ao atravessar a matéria, o feixe de radiação emergente contém fótons inalterados do feixe original e fótons espalhados. O coeficiente de atenuação total se refere à parcela de fótons efetivamente removida do fluxo monocromático e colimada,

tanto absorvida quanto espalhada, é definido pela equação conhecida como a Lei de Lambert – Beer dada por 2.4:



$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.4)$$

Onde x representa a espessura, I_0 é a intensidade do feixe incidente e I é a intensidade do feixe emergente.

Um coeficiente de atenuação linear pequeno indica que o material é relativamente transparente à referente radiação, enquanto que para valores maiores indicam um grau maior de opacidade. A dependência de μ com as propriedades atômicas do material é dada pela seguinte equação:

$$\mu = \sigma_{tot}(ZN_A/A) \quad (2.5)$$

onde Z é o número atômico, N_A é o número de Avogrado, A é a massa atômica da amostra e σ_{tot} é soma das contribuições das seções de choques das fotointerações da radiação com a matéria.

A soma das seções de choque dos principais processos é dada por 2.6:

$$\sigma_{tot} = \sigma_F + \sigma_R + \sigma_C + \sigma_P \quad (2.6)$$

onde os índices F , R , C e P designam, respectivamente, o efeito fotoelétrico, espalhamento Rayleigh, efeito Compton, formação de pares e espalhamento Thomson (MOREIRA, 2005).

O coeficiente de atenuação linear varia consideravelmente para diferentes materiais absorvedores. Uma vez que, a absorção de radiação é primariamente uma função da massa do absorvedor, ao se relacionar o coeficiente de atenuação linear com a densidade do material, é possível se obter valores mais comparáveis do coeficiente de atenuação para diferentes materiais absorvedores. Então, é possível definir um novo coeficiente de atenuação chamado de coeficiente de atenuação de massa (μ_m), que é o coeficiente de atenuação linear dividido pela densidade do absorvedor, ρ , ou:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (2.7)$$

assim, a Lei de Lambert – Beer fica definida como:

$$I = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-\rho \mu_m x} = I_0 e^{-\mu_m d} \quad (2.8)$$

onde d é a espessura do absorvedor expressa em unidades de ρx (g/cm^2). Os coeficientes de atenuação de massa são comumente expressos em unidades de cm^2/g , ou ocasionalmente como cm^2/mg .

Entretanto, além da variação na densidade que um mesmo material pode ter, a maior parte deles não é composta de um único elemento químico, e sim de uma mistura deles. Assim, normalmente é utilizado o coeficiente de atenuação de massa μ/ρ , que para uma mistura ou substância química composta é obtido pela relação:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i \left(\frac{\mu_i}{\rho_i} \right) w_i \quad (2.9)$$

Em que ρ é a densidade do material; w_i é a fração em peso do elemento i na mistura ou composto; μ_i é o coeficiente de atenuação do elemento i ; e ρ_i é a densidade do elemento i .

2.3 - Formação, Processamento e Registro da Imagem Radiográfica

O uso dos raios X proporciona a obtenção de imagens internas do corpo humano, de modo não invasivo. O processo radiográfico envolve várias etapas: a formação da imagem, que tem início com a absorção da energia proveniente dos raios X ou da luz pelos cristais de haletos de prata da emulsão do filme. Quanto mais exposição receberem, mais sensível serão ao processo de revelação. A imagem formada nesta etapa é chamada de imagem latente, pois não pode ser detectada com métodos físicos usuais. Esta imagem é convertida em imagem visível pela ação dos produtos químicos que atuam no processo de revelação dos filmes. Após o processamento, o filme é lavado e seco, ficando pronto para o manuseio (AZEVEDO, 2005).

Atualmente um dos métodos mais usados para a obtenção de imagens em radiografia convencional é fazendo uso da combinação tela-filme.

2.3.1 – 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 de alta velocidade, que é aquele que enegrece mais rápido ao interagir com a radiação, reduz a dose no paciente, mas, por outro lado, degrada a qualidade da imagem.

O filme radiográfico é constituído basicamente por quatro camadas: camada protetora, gelatina, base e substrato (Fig. 2.7).

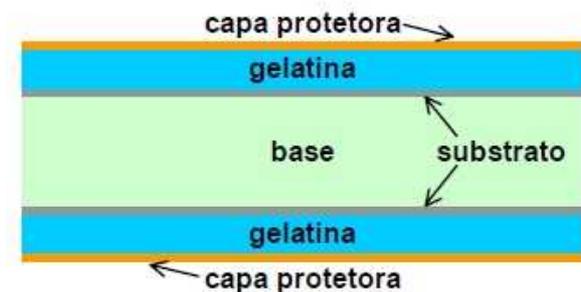


Figura 2.7 - Estrutura física do filme (VEIRA, 2005).

a) Base

É o componente que dá sustentação ao material que será sensibilizado e armazenará a imagem radiográfica. Dentre as principais características físicas que deve conter é importante citar a resistência mecânica, boa estabilidade dimensional, adequada absorção de água e também deve ser transparente, pois a imagem é visualizada pela relação de sombras. 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. Assim, é colocada uma fina camada de uma substância que funciona como cola entre a gelatina e a base (SOARES, 2001).

c) Gelatina

É um composto químico que tem por objetivo manter os grãos de haletos de prata em posições fixas e uniformemente distribuídos, além de permitir a passagem de água e dos produtos da revelação entre os microcristais.

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.

e) Corante anti – haleto

É utilizado em filmes de dupla camada de emulsão, com o objetivo de evitar o efeito halo, ou seja, com a introdução do corante misturado a base, o fóton de luz interage com os haletos de prata e é absorvido pelo corante antes de atingir a camada posterior, impossibilitando assim a duplicação da imagem.

2.3.2 - Processo de sensibilização

O processo de sensibilização do filme começa quando um fóton de luz vindo da tela intensificadora interage, seja por efeito fotoelétrico ou Compton, com os microcristais presentes na gelatina.

Um elétron do átomo (geralmente do bromo ou do iodo) atingido pelo fóton é liberado com muita energia. Nos microcristais há impurezas que agem atraindo estes elétrons livres, os quais ao se aproximarem destas impurezas criam uma região eletricamente negativa. Os íons de prata (Ag^+), que estão livres, pois perderam a ligação iônica com os íons de Br e I, são atraídos para esta região negativa, formando a prata metálica Ag^0 . Devido a este processo há uma degradação dos haletos de prata, sendo a diferença nesta degradação a responsável pelos diferentes níveis de cinza da imagem.

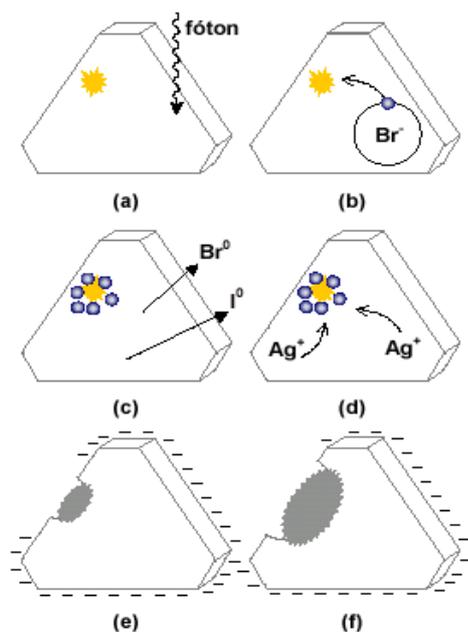


Figura 2.8 – Interação do fóton com o microcristal do haleto de prata: a) O fóton atinge o microcristal. b) O elétron extra do haleto (Br ou I) é liberado. c) os haletos saem do microcristal enquanto os elétrons livres se dirigem para a impureza. d) os elétrons criam uma região negativa que atrai os íons de Ag^+ e os íons de Ag^+ incorporam os elétrons livres tornando-se prata metálica. f) maior concentração de prata metálica, maior degradação do microcristal (SOARES, 2001).

2.3.4 – Densidade óptica do filme

A densidade óptica (D) do filme é a medida do grau de enegrecimento em determinada região. A medida dessa grandeza é feita observando a quantidade de luz I_0 incidente em um dos lados do filme e a quantidade de luz emergente I_1 do outro lado. A partir destas quantidades pode-se calcular D a partir da equação 2.10.

$$D = \log \left(\frac{I_0}{I_1} \right) \quad (2.10)$$

Cada filme se comporta de uma determinada maneira quando submetido à radiação e à luz produzida pelo écran no momento da exposição. Assim, para se caracterizar um determinado filme, os diferentes graus de enegrecimento produzidos sobre ele para níveis de exposição conhecidos são dispostos em uma curva de resposta. (SOARES, 2001).

2.3.5 - Chassis Radiográficos

O chassi radiográfico é uma caixa de alumínio ou resina plástica, com dois lados distintos com a função de alojar o filme, ou uma combinação écran-filme, e proteger o material fotossensível da luz até o momento da exposição. A superfície anterior do

chassi deve ser de material de baixo número atômico com espessura reduzida para evitar atenuação indesejada da radiação (ROSA, 2005).

2.3.6 - Telas Intensificadoras (Écrans).

Os filmes são sensíveis à luz visível, porém pouco sensíveis aos raios X. Assim, telas intensificadoras são utilizadas para impressionar mais efetivamente os filmes radiográficos, pois possuem material fluorescente (terras raras) que emite luz visível quando irradiado por um feixe de raios X (Fig. 2.9). Apenas cerca de 5 % da imagem será formada pela ação direta dos raios X enquanto que 95 % será formada pela ação da luz proveniente destas telas intensificadoras (AZEVEDO, 2005).

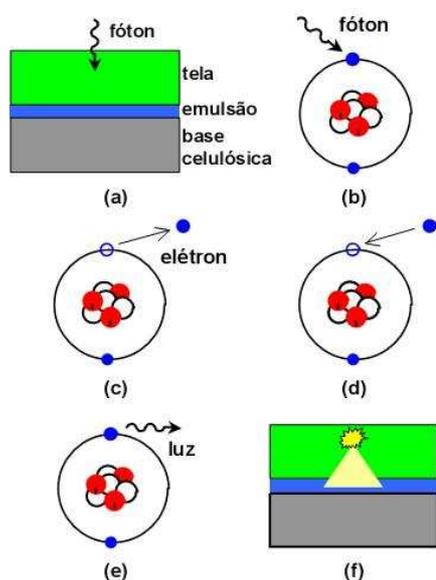


Figura 2.9 – Processo de reconversão da frequência: a) o fóton incide no écran; b) o fóton interage com o elétron da última camada de um terra rara; c) com a energia recebida, o elétron escapa do átomo; d) em seguida, o elétron é capturado por outro átomo; e) ao voltar para a sua órbita, o elétron libera a energia extra na forma de luz visível; f) a luz emitida interage com a emulsão do filme (VEIRA, 2005).

Quanto a sua estrutura física, a tela intensificadora é formada por uma fina camada de cristais de terras raras aglutinados por uma substância denominada gelatina e depositada em uma superfície lisa e uniforme, cuja base é constituída de material plástico.

O processo de intensificação ocorre quando um feixe de radiação interage com os terras raras do écran, que ao absorver um fóton emite diferentes intensidades luminosas, proporcionais a energia dos fótons que sensibilizaram o filme.

2.4 - Estruturas da Mama

As mamas são estruturas complexas constituídas por tecido glandular (onde é produzido o leite) rodeado de gordura e tecido de sustentação. As unidades básicas de

tecido glandular são os alvéolos, cujas células produzem o leite, e que se agrupam em 8 a 20 lóbulos. Os alvéolos são rodeados por tecido mioepitelial (pequenos músculos) que ao contraírem-se ejetam o leite nos ductos que o transportam até ao mamilo. A pele que cobre a mama modifica-se no centro para formar o mamilo onde os ductos terminam em pequenos orifícios. Em volta do mamilo existe uma parte da pele mais escura (aréola) onde se situam as glândulas de Montgomery (pequenas glândulas sebáceas) que produzem um líquido oleoso que mantém os mamilos suaves e limpos (PROFISSIONAIS DA SAÚDE, 2010).

As mulheres mais jovens apresentam mamas com maior quantidade de tecido glandular, o que torna esses órgãos mais densos e firmes. Ao se aproximar da menopausa, aumenta a porcentagem de tecido gorduroso, até se constituir, quase que exclusivamente, de gordura e resquícios de tecido glandular na fase pós-menopausa (MINISTERIO DA SAÚDE, 2002).

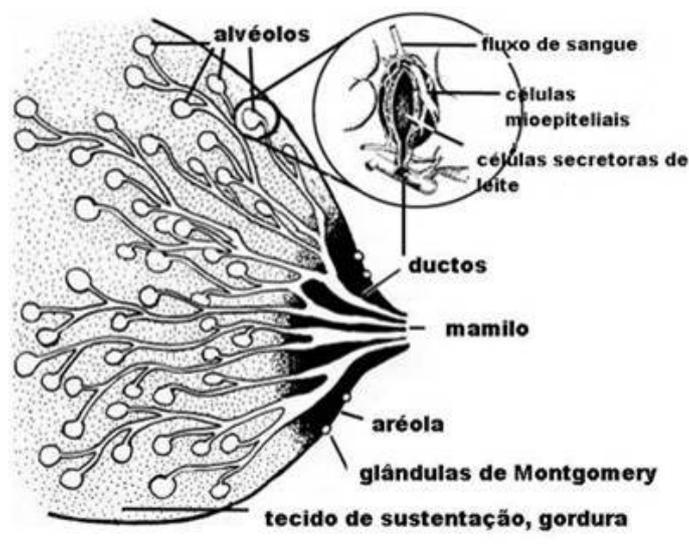


Figura 2.10 - Anatomia da mama (PROFISSIONAIS DA SAÚDE, 2010).

2.5 - Sinais Radiológicos Primários de Câncer de Mama

Os sinais radiológicos primários são as lesões que representam o câncer de mama e se apresentam em forma de nódulos e microcalcificações.

Nódulo

É o achado mamográfico encontrado em 39% dos casos de câncer não palpáveis. Os nódulos devem ser analisados de acordo com o tamanho, contorno, limites e densidade (MINISTERIO DA SAÚDE, 2002).

Tamanho - os nódulos diagnosticados nas mamografias apresentam pequenas

dimensões, da ordem de milímetros, quando ainda não são palpáveis.

Contorno – a malignidade dos nódulos analisados pelo contorno aumenta de acordo com a sequência apresentada: contorno regular, lobulado, irregular e espiculado.

Limites – limites mal definidos sugerem malignidade do nódulo.

Densidade – os nódulos malignos geralmente apresentam densidade elevada.

As formas procuradas para a malignidade são representadas na Fig. 2.11.

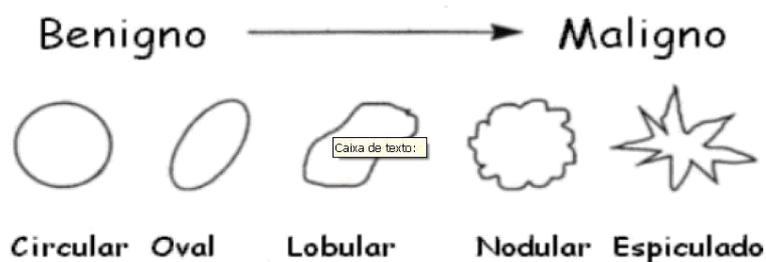


Figura 2.11 - Representação das formas procuradas para a malignidade (VIEIRA, 2005).

Microcalcificações

As microcalcificações são depósitos de cálcio extremamente comum sendo o achado mamográfico encontrado em 42% dos de câncer em lesões não palpáveis. Podem representar o sinal mais precoce da malignidade devendo ser analisado seu tamanho, número, forma, densidade e distribuição.

Tamanho – as microcalcificações são estruturas com tamanho em médio de 0,5 mm, sendo que quanto menor for a partícula, maior será sua probabilidade de malignidade.

Número – quanto maior o número de microcalcificações por centímetro cúbico, maior a suspeita para malignidade.

Forma – quanto maior a variedade de formas (puntiiformes, lineares, ramificadas), maior o grau de suspeição para malignidade.

Densidade – as microcalcificações tipicamente malignas apresentam densidade alta e importante variação de densidade entre elas, dentro da partícula.

Distribuição – as microcalcificações suspeitas de malignidade são, em geral, unilaterais, podem estar agrupadas num pequeno setor mamário ou dispostas em trajeto ductal.

2.6 - Objeto Simulador Radiográfico

Objetos simuladores são estruturas que simulam tecidos biológicos,

apresentando como principais vantagens a possibilidade de estudar os efeitos nocivos da radiação á saúde, a partir do conhecimento da dose recebida pelo paciente em exames e tratamentos que fazem uso de radiação, assim como a distribuição destas doses nos órgãos e tecidos específicos. Evita ainda à exposição do paciente a radiação para a calibração dos equipamentos. A faixa de energia a ser utilizada e a composição química dos materiais estudados determinam as propriedades de atenuação dos tecidos substitutos (BETHESDA, 1992).

A aplicação dos objetos simuladores na medicina, principalmente no que tange o radiodiagnóstico, radioterapia e medicina nuclear, apontou a necessidade da utilização de diferentes tipos de simuladores padrões para cada área de interesse. Eles são classificados de acordo com sua função, podendo ser dosimétricos, de calibração e de imagem, ou ainda de acordo com sua forma, chamados de físicos e antropomórficos. Porém estes objetos simuladores apresentam alto custo financeiro e uma grande maioria não são fabricados no Brasil, o que estimula cada vez mais a pesquisa por novos materiais e desenvolvimento de novos protótipos de simuladores para todas as áreas que sejam de baixo custo.

2.6.1 - Simulador mamográfico tipo ACR

O simulador mamográfico da *Radiation Measurements, Inc.* Modelo 156 é o simulador de mama indicado pelo ACR (Colégio Americano de Radiologia) e pelo CBR (Colégio Brasileiro de Radiologia) para controle de qualidade em mamografia e será chamado neste trabalho de simulador ACR, veja Fig. 2.12 e 2.13.



Figura 2.12 - Simulador mamográfico da *Radiation Measurements, Inc.* Modelo 156. (FREITAS, 2004).

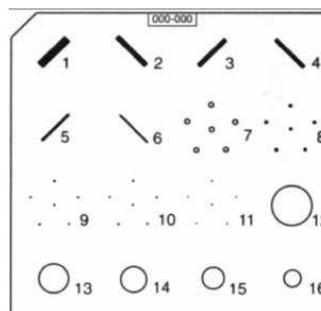


Figura 2.13 - Estrutura interna do simulador mamográfico da *Radiation Measurements, Inc.* Modelo 156. (PIRES, 2003)

Esse simulador é formado por um bloco de cera que contém 16 diferentes objetos simulados, sendo cinco microcalcificações com diâmetros variando de 0,16 a 0,54 mm, seis fibras de *nylon* que simulam estruturas fibrosas com larguras variando entre 0,40 e 1,56 mm e cinco nódulos com diâmetros entre 0,24 e 2,00 mm (FREITAS, 2004). Há ainda uma base de acrílico com 3,3 cm de espessura, uma bandeja para o bloco de cera e uma cobertura de 0,3 cm. Todos esses componentes juntos simulam uma mama comprimida de aproximadamente 4,0 a 4,5 cm de espessura.

2.6.2 - Simulador *Phantom* Mama – 300

Desenvolvido no Brasil, pelo Dr. João E. Peixoto, e comercializado pela empresa Roma, o simulador denominado *Phantom Mama* tem a finalidade de medir parâmetros de desempenho em equipamento mamográfico. Possui um corpo de acrílico com dimensões de 48 × 120 × 160 mm, contendo uma placa de cera, de 10 × 7 × 140 mm, na qual estão inseridas as estruturas que simulam massas tumorais, microcalcificações, escala de densidades ópticas em baixo contraste, tecido fibroso e escala de densidades ópticas em alto contraste. Simula uma mama de 4,8 cm comprimida ao ser utilizado para verificação de dose média glandular (FURQUIM, 2005). A Figura 2.14 mostra sua composição interna e externa.

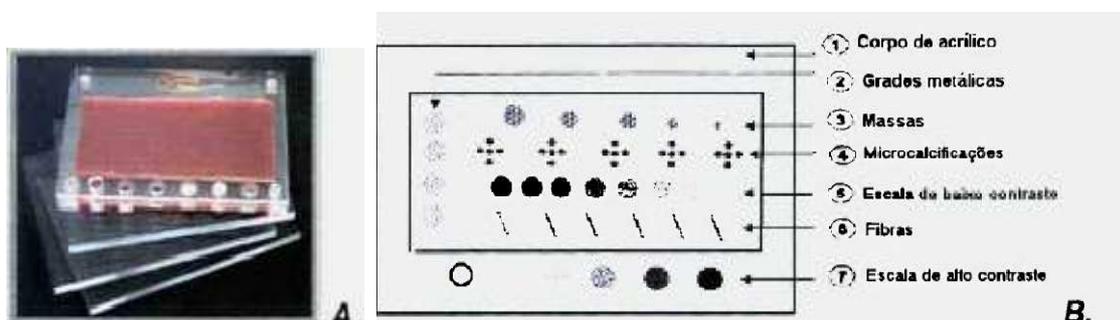


Figura 2.14 - **A.** *Phantom Mama* -300, nacional; **B.** mapa contendo massas tumorais, fibras, microcalcificações, objetos com contraste variável e padrões de resolução (FURQUIM, 2005).

Apesar de não possuir certificação e registro na ANVISA, este é o objeto simulador adotado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia para avaliação de imagens e apresenta algumas estruturas similares ao mostrado no item 2.6.1, como fibras, grupos de microcalcificação e massas densas. Além disso, permite avaliação de alto contraste e de resolução da imagem.

2.6.3 - Simulador mamográfico antropomórfico

O simulador antropomórfico modelo 18-226 simula a atenuação e a imagem detalhada de uma mama comprimida de 5,0 cm de espessura, 50% glandular e 50% adiposa, medindo $19,6 \times 11,7 \times 6,1$ cm (Fig. 2.15).

Este simulador é composto de um molde plástico de tecido equivalente ao da mama e uma camada de alta resolução em detalhes, estruturada por um filme radiográfico contendo uma amálgama mercúrio-prata estável, anexados a um estojo acrílico protetor. Todos estes componentes juntos produzem imagens radiográficas que se assemelham a uma mamografia verdadeira (FREITAS, 2004).

2.6.4 - Simulador mamográfico ALVIM

O simulador mamográfico ALVIM Statistical Phantom, modelo 18-209 da *Nuclear Associates - Division of Victoreen Inc.*, é do tipo estatístico. Ele é composto por 100 cilindros que podem ser dispostos de forma aleatória sobre uma matriz com tamanho 10×10 cm, que forma a superfície do simulador, e ainda por três placas adicionais de acrílico, cada uma com 1,5 cm de espessura que, quando utilizadas em conjunto, simulam uma mama comprimida de 4,5 cm. Os cem cilindros são dispostos em 10 colunas e 10 linhas e podem ser distribuídos, sendo que vinte e cinco cilindros contêm objetos que simulam microcalcificações de diâmetros variando entre 0,20 e 0,55 mm; vinte e cinco simulam fibras com largura variando entre 0,45 e 1,35 mm; e os outros cinquenta cilindros não contêm nenhum artefato simulado (PIRES, 2003). A Fig. 2.16 representa o simulador mamográfico estatístico Alvim modelo 18-209.

Neste simulador, a diferenciação das estruturas é feita pela cor e pelo elemento químico seguindo o seguinte gabarito: os cilindros que possuem a lateral vermelha não simulam nada; os que possuem a lateral amarela contêm internamente óxido de alumínio (Al_2O_3), que simulam microcalcificações; os que possuem a lateral verde contêm internamente objetos de nylon que simulam as fibras. Os tamanhos das estruturas são diferenciados pela cor da base superior do cilindro, apresentados na Tab. 2.2.



Figura 2.15 - Simulador Antropomórfico modelo 18-226. (FREITAS, 2004)

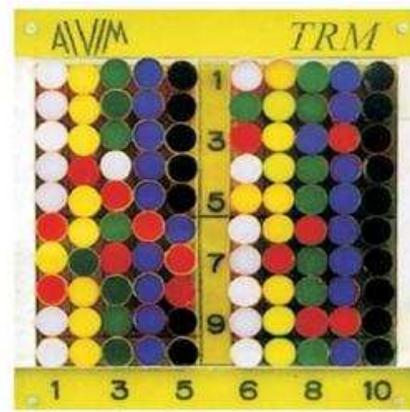


Figura 2.16 - Simulador mamográfico estatístico Alvim modelo 18-209. (PIRES, 2003)

Tabela 2.2 - Relação entre as cores dos cilindros que compõem o simulador ALVIM em função do tipo e tamanho das estruturas internas (MEIDEIROS, 2003).

Simulação	Cor do cilindro	Tamanho da estrutura(mm)
Microcalcificações	Vermelho/amarelo	0,20
	Amarelo/vermelho	0,25
	Verde/amarelo	0,32
	Azul/amarelo	0,40
	Preto/amarelo	0,55
Fibras	Vermelho/verde	0,45
	Amarelo/verde	0,60
	Verde/verde	0,80
	Azul/verde	1,00
	Preto/verde	1,35

2.7 - Negatoscópios

O negatoscópio é composto por um écran translúcido provido de um dispositivo de iluminação que serve para examinar, por transparência, as chapas radiográficas. São classificados em negatoscópio de radiologia geral e mamográfico. A seguir está uma descrição geral mais comum desse tipo de equipamento.

2.7.1 - Tipos de Negatoscópios

Negatoscópio de radiologia geral - Sua estrutura é de chapa de aço inoxidável tratado e pintado. A parte central é de acrílico branco translúcido leitoso. A iluminação é feita através de duas lâmpadas fluorescentes que variam de 15 a 30 W, que a depender do modelo, normalmente são acionadas por reatores eletrônicos. O acendimento independente para cada corpo se dá através de interruptor. A Fig. 2.16 apresenta alguns exemplos de negatoscópios de radiologia geral.

Negatoscópio de mamográfico - Também tem estrutura em chapa de aço inoxidável tratado e pintado. Sua parte central é de acrílico branco translúcido leitoso, para 4, 6 ou 8 radiografias de 18×24 cm. A iluminação é feita com quatro lâmpadas fluorescentes de 10 W por corpo. Cada corpo pode ler até duas radiografias de 18×24 cm. O foco de luz é variável de 150 W para leitura localizada. Em geral, acompanha lupa ampliadora. Na Fig. 2.18 estão alguns exemplos de negatoscópios mamográficos.

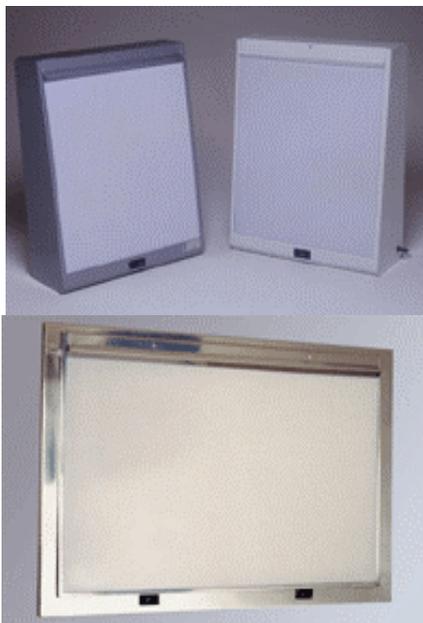


Figura 2.17 - Negatoscópios de radiologia geral. a) Negatoscópio de mesa
b) Negatoscópio de embutir.



Figura 2.18 - Negatoscópios mamográfico.

2.8 – Luminância

Mudanças no padrão da imagem radiológica e/ou mesmo na exposição ou densidade óptica do filme, eventualmente consideradas irrelevantes, podem mascarar um achado clínico importante caso a luminância do negatoscópio não esteja dentro dos padrões estabelecidos pela legislação vigente no Brasil (3.500 nit para mamografia) (SVS/MS, 1998). Os padrões de aceitação internacionais especificam em 1.500 nit o desempenho mínimo para negatoscópios utilizados na radiologia geral (“padrão”) e de 3.000 a 3.500 nit para negatoscópios específicos para leituras de imagens mamográficas. O desempenho requerido para luminosidade ambiental é de 50 lux. Quanto à uniformidade da luminância, é aceitável uma variação de até 15% (BITELLI, 2003).

Luminância é uma medida da densidade da intensidade de uma luz refletida numa dada direção, cuja unidade SI é a candela por metro quadrado (cd/m^2). Descreve a quantidade de luz que atravessa ou é emitida de uma superfície em questão, e decai segundo um ângulo sólido (Fig. 2.19).

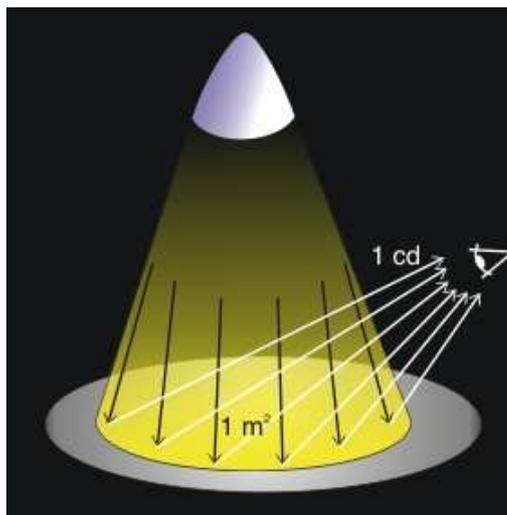


Figura 2.19 – Quantidade de luz atravessando uma superfície e decaindo em um ângulo sólido.

A luminância pode ser descrita pela equação 2.11.

$$L_v = \frac{d^2F}{dsd\Omega \cos \theta} \quad (2.11)$$

onde:

- L_v é a luminância, medida em candelas /metro².
- F é o fluxo luminoso, em lumens.

- dS é o elemento de superfície considerado, em metros².
- $d\Omega$ é o elemento de ângulo sólido, em esterorradianos.
- θ é o ângulo entre a normal da superfície e a direção considerada.

Os raios luminosos de uma fonte de luz não podem ser vistos; é a sensação de claridade que essa superfície produz nos olhos que é transmitida ao cérebro. Por causa da sensibilidade dos receptores da retina, a sensibilidade do olho humano não é a mesma para todo o espectro eletromagnético de cores. Estende-se do vermelho (780 nm) ao violeta (400 nm) com o verde-amarelado no centro. Por esse motivo, o verde-amarelado é a cor mais representativa do espectro luminoso. Já que os objetos possuem diferentes capacidades de reflexão da luz, podem-se obter diferentes luminâncias de uma mesma iluminância.

Os monitores e as placas de tratamento da imagem controlam a luminância e a crominância.

A emissão de luz também é afetada por variações na temperatura ambiente, pois estas produzem variações similares na parede do bulbo, que se tornam evidentes com o aumento da temperatura acima de 25 °C (IPSM, 1994). A manutenção do fluxo luminoso é dependente do tipo de lâmpada e potência. A curva de “mortalidade” das lâmpadas indica que elas começam a falhar mais rapidamente ao atingirem 70% da vida útil estimada (IPSM, 1994). Isto significa que qualquer negatoscópio, após um ano de uso contínuo, pode apresentar redução importante na luminância, e aqueles principalmente utilizados para o diagnóstico necessitam de uma avaliação anual para verificação da necessidade de reposição das lâmpadas fluorescentes.

O uso de quatro lâmpadas tem-se propagado e proporciona uma luminância por volta de 2500 cd/m², ainda inferior a 3500 nit ou 3500 cd/m², recomendada pela Portaria 453 do Ministério da Saúde.

O negatoscópio específico para mamografia é o mais adequado para a visibilidade de estruturas pequenas e de baixo contraste, como a que se quer visualizar nas imagens de mamografia. Ele deve ser capaz de fornecer 3500 cd/m², além de dispor de tamanho ajustado para filmes de mama (evitando áreas luminosas descobertas) e foco de luz lateral. Apesar disso, a lente de aumento não deve ser dispensada durante a leitura das imagens, salientando ainda que a luminosidade do ambiente não deve ser superior a 50 lux, para o que é necessário manter o local de leitura das imagens em penumbra.

Devem-se evitar áreas do negatoscópio próximas ao filme “descobertas” durante a leitura das imagens, para que se evite a difusão de luz sobre o filme e a perda de detalhes. Para áreas muito escuras, um foco adicional deve ser disponível (em geral na lateral do negatoscópio específico), com luminância de no mínimo 20000 cd/m². Segundo o protocolo inglês, a uniformidade da luminância deve ser de $\pm 15\%$ (MEDEIROS, 2000).

2.9 - Teste do Qui Quadrado

O Qui Quadrado (X^2) é um teste de hipóteses que tem por objetivo encontrar o valor da dispersão para duas variáveis nominais e avaliar a associação existente entre variáveis qualitativas, não dependendo de parâmetros populacionais, como média e variância.

O princípio básico deste método é comparar proporções, isto é, as possíveis divergências entre as frequências observadas e esperadas para certo evento. Evidentemente, pode-se dizer que dois grupos se comportam de forma semelhante se as diferenças entre as frequências observadas e as esperadas em cada categoria forem muito pequenas, próximas à zero. Devido a este princípio, algumas condições são necessárias para a aplicação deste teste, sendo estas: os grupos devem ser independentes, os itens de cada grupo são selecionados aleatoriamente, as observações devem ser frequências ou contagens, cada observação pertence a uma e somente uma categoria e a amostra deve ser relativamente grande, pelo menos 5 observações em cada célula e, no caso de poucos grupos, pelo menos 10 (UFPA, 2010).

Para calcular o Qui Quadrado *Karl Pearson* propôs a equação 2.12.

$$x^2 = \sum \left(\frac{(O-E)^2}{E} \right) \quad (2.12)$$

Onde O é a frequência observada para cada classe e
E é a frequência esperada para aquela classe.

2.10 - Teste de detectabilidade

Em princípio, as métricas para avaliação de modelo podem ser vistas como uma adaptação direta da metodologia estatística direcionada para avaliação do desempenho clínico de testes diagnósticos e laboratoriais com respostas dicotomizadas (MARTINEZ E LOUZADA-NETO, 2000).

Vamos utilizar como exemplo, o diagnóstico de câncer de mama em mulheres que apresentam nódulo mamário. A distribuição das amostras da população é dada pela Tabela 2.3.

Tabela 2.3 – Tabela de contingência.

Resultado do modelo	Real		Total
	Positivo (D+)	Negativo (D-)	
Positivo (T+)	A(VP)	B(FP)	A + B
Negativo (T-)	C(FN)	D(VN)	C + D
Total	A + C	B + D	A + B + C + D

Aplicando um teste diagnóstico, na Tabela 2.3, temos que:

(A) O teste é positivo e a paciente tem a doença sendo verdadeiros positivos (VP);

(B) O teste é positivo e a paciente não tem a doença sendo falso-positivos (FP)

(C) O teste é negativo e a paciente tem a doença sendo falso-negativos (FN);

(D) O teste é negativo e a paciente não apresenta a doença sendo verdadeiro negativo (VN);

(A + C) - representa o número total de pacientes com a doença;

(B + D) - representa o número total de pacientes que não apresentam a doença;

(A + B) - representa o número de pacientes identificadas pelo teste como tendo a doença;

(C + D) - representa o número de pacientes identificadas pelo teste como não tendo a doença.

A capacidade preditiva de um modelo está relacionada com suas medidas de desempenho, dentre as quais podemos citar: a sensibilidade e a especificidade (LOUZADA-NETO, 2008). Estas medidas, que podem ser calculadas a partir da Tabela 2.3, são definidas a seguir juntamente com a definição de prevalência.

Definição 1 (Prevalência): É a probabilidade de estar atualmente com a doença, independente da duração de tempo desta determinada doença. A prevalência é obtida pela divisão do número de pessoas atualmente com a doença pelo número de pessoas da população em estudo. Considerando a tabela 2.3, temos:

$$p = P(D_+) = \frac{A+C}{A+B+C+D} \quad (2.13)$$

Definição 2 (Sensibilidade): É a probabilidade do resultado positivo, dado que as pessoas tenham a doença. Considerando a Tabela 2.3, a sensibilidade é dada por:

$$S = P\left(\frac{T_+}{I_+}\right) = \frac{VP}{VP+FN} = \frac{A}{A+C} \quad (2.14)$$

Definição 3 (Especificidade): é a probabilidade do resultado negativo, dado que as pessoas não tenham a doença. Considerando a Tabela 2.3, a especificidade é dada por:

$$E = P\left(\frac{T_-}{D_-}\right) = \frac{VN}{VN+FP} = \frac{D}{B+D} \quad (2.15)$$

Outra medida da capacidade preditiva do modelo é dada pela acurácia.

Definição 4 (Acurácia): A acurácia é definida como a proporção de acertos de um modelo, tanto positivos quanto negativos, ou seja, é a proporção de verdadeiros positivos e verdadeiros negativos em relação a todos os resultados possíveis. A acurácia é também denominada capacidade total de acerto do modelo (CTA): Considerando a Tabela 2.3, acurácia é dada por:

$$CTA = \frac{VP+VN}{VP+FP+VN+FN} = \frac{A+D}{A+B+C+D} \quad (2.16)$$

Observe que a acurácia também pode ser vista como a média ponderada da sensibilidade e especificidade em relação ao número de pacientes com a doença e pacientes sem a doença da população.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 - Materiais estudados

No intuito do desenvolvimento de um objeto simulador estatístico de mama, foram pesquisados diversos materiais que pudessem ser utilizados para simular o tecido e algumas estruturas de interesse da mama. Dentre estes, os de maior interesse para o trabalho serão apresentados neste sub-tópico: parafina, cera de abelha, *nylon*, acrílico e hidroxiapatita.

3.1.1 - Parafina

A parafina é um derivado do petróleo descoberto por Carl Reichenbach. Conhecida por sua alta pureza, excelente brilho e odor reduzido, também pode ser usada como combustível. Possui propriedades termoplásticas e de repelência à água e é usada amplamente para a proteção de diversas aplicações, como em embalagens de papelão para a indústria alimentícia e revestimento de queijos e frutas (BRASILESCOLA, 2010).

Por suas propriedades de combustível, é a matéria prima essencial na fabricação de velas. Outras aplicações comuns à parafina incluem cosméticos, giz de cera, adesivos, termofusíveis, papel carbono, tintas, pinturas e outros.



Figura 3.1 - Parafina em barra (PETROBRAS, 2010)

É comumente encontrada com aparência de cera sólida branca, sem odor, sem gosto e normalmente apresenta ponto de fusão entre 47°C e 65°C. É insolúvel em água, mas solúvel em dietil-éter, éter, benzeno e em certos ésteres. A parafina não reage com

a maioria dos reagentes químicos mais comuns, mas queima rapidamente (FAZFACIL, 2010).

3.1.2 - Cera de abelha

No reino animal, a cera é produzida pelas abelhas na transformação do mel por elas ingerido com o auxílio de oito glândulas cerígenas localizadas no lado ventral do abdômen das operárias (CHRISTIANSEN E CHRISTIASSEN, 2010).



Figura 3.2 - Cera de abelha. (retirado de CHRISTIANSEN E CHRISTIASSEN, 2010)

A cera é composta por ácido cerótico e palmítico, é isolante elétrico, tem ponto de fusão entre 63°C e 64°C e densidade próxima a da água. É solúvel em gorduras, azeites, benzina, sulfeto de carbono, terebentina, éter e clorofórmio. É muito maleável, sendo utilizada na fabricação de medicamentos, cosméticos, depilatórios entre outros.

3.1.3 - Nylon

O *nylon* é um nome genérico para a família das poliamidas, sintetizada pela primeira vez pelo químico Wallace Hume Carothers, em 1935, sendo a primeira fibra têxtil sintética produzida.



Figura 3.3 – Fios de *nylon* (KNOT, 2010)

O *nylon* consiste, também, no mais conhecido representante de uma categoria de materiais chamados poliamidas, que apresentam ótima resistência ao desgaste e ao tracionamento. O *nylon* e as demais poliamidas podem também ser moldados sob outras formas, além de fios, possibilitando a confecção de objetos como parafusos, engrenagens e pulseiras para relógios. Podendo ainda ser utilizado na realização de suturas em ferimentos, uma vez que é um material inerte ao organismo e não apresenta reação inflamatória como outros fios de sutura (HERMES, 1996).

3.1.4 - Acrílico

O acrílico, ou polimetil-metacrilato (PMMA), é um material termoplástico rígido e transparente. Por sua facilidade de adquirir formas, leveza e alta resistência, pode ser considerado um dos polímeros (plásticos) mais modernos e com maior qualidade do mercado.

Também conhecido como vidro acrílico, este material foi desenvolvido em 1928 e comercializado desde 1933 pela Rohm and Haas Company. O PMMA transmite luz na frequência ultravioleta, abaixo de 300 nm, e do infravermelho, acima de 2800 nm (INDAC, 2010).



Figura 3.4 – Placas de acrílico. (INDAC, 2010)

3.1.5 – Hidroxiapatita

As calcificações mamárias são depósitos de cálcio que se mobilizam do sangue para os tecidos. Aí sofrem alterações do pH e se fixam sob a forma de sais de cálcio. Há dois tipos de calcificações. O primeiro são as compostas de oxalato de cálcio dihidrato, que são calcificações ácidas, birrefringentes, de forma poliédricas, que

ocorrem em 10 a 15 % dos casos e, em 90% das vezes, relacionam-se à condições benignas. O segundo tipo são as calcificações decorrentes da deposição de fosfato de cálcio em tecido necrosado ou produtos de secreção, que contribui com mais de 70% dos achados mamográficos (MORERA, 1988). Mesmo não tendo sido feita a caracterização físico/dosimétrica que foi realizada com os demais materiais citados no desenvolvimento deste trabalho, o material escolhido para substituir as microcalcificações da mama foi a hidroxiapatita, devido a sua composição de fosfato de cálcio, que representa um depósito de 99% do cálcio corporal, facilidade na obtenção das amostras, que são produzidas no LPCM, e formas ideais para as simulações.

3.2 – Caracterização dos materiais

No intuito de conhecer a composição química de cada um dos materiais básicos para o objeto simulador, neles foram feitas análises no Laboratório de Química Analítica da Universidade Federal de Sergipe (FERREIRA, 2009).

Cada material citado anteriormente, exceto a hidroxiapatita, foi colocado em um recipiente adequado para determinação da massa amostra a uma dada temperatura de combustão. Ao sofrer a combustão, a amostra libera gases constituídos pelos elementos C, H, N e S. Esses gases se recombinaem com gases mantidos em uma atmosfera específica, produzindo óxidos. Através da determinação dos óxidos formados e de suas massas, é possível estimar a massa de cada elemento constituinte da amostra. Como a massa total inicial de cada amostra é conhecida, é possível também estimar o percentual de seus elementos constituintes.

FERREIRA (2009) analisou a composição elementar das amostras aqui utilizadas para fabricação do objeto simulador, com duas temperaturas diferentes: 900 °C e 1100 °C. Seus resultados são apresentados na Tab. 3.1.

Tabela 3.1 - Composição química de materiais em estudo para o objeto simulador. (FERREIRA, 2009)

Materiais	C (%)	N (%)	S (%)	H (%)	O (%)
Parafina	81.73	0.74	0.10	0.61	16.81
PMMA	94.96	4.71	0.10	0.24	0.0
<i>Nylon</i>	59,49	4,34	3,96	0,63	31,58
Cera de abelha	75,25	8,42	0,19	1,87	14,27
Tecido Mole	12.3	3.5	0.18	10.2	72.9

As densidades destes mesmos materiais foram medidas neste trabalho através do princípio de Arquimedes. Para isso, utilizou-se uma balança de precisão pertencente ao Laboratório de Preparação e Caracterização de Materiais (LPCM) do Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe. A densidade pode ser obtida a partir de:

$$\rho_{material} = \frac{m}{B} \times \rho_{\acute{a}gua} \quad (3.1)$$

Onde $\rho_{material}$ é a densidade do material, m é a massa do material, B é a massa do sistema material (água) e $\rho_{\acute{a}gua}$ é a densidade da água.

3.3 – Determinação dos Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética

Recordando o capítulo 2, quando um feixe de radiação gama ou X incide sobre um material de espessura x, parte do feixe é espalhada, outra parte é absorvida e uma fração da radiação atravessa o material sem interagir com ele. O coeficiente de atenuação μ de um material para um determinado tipo de interação varia com a energia da radiação, e depende, para um mesmo material, de seu estado físico ou fase. As Tab. 3.2 e 3.3 apresentam os valores dos coeficientes de atenuação de massa (μ/ρ) e de absorção energética (μ_{en}/ρ), respectivamente, para diferentes elementos químicos e determinadas

energias dos fótons publicados pelo *National Institute of Standards and Technology* (NIST) dos EUA.

Tabela 3.2 - Adaptação das tabelas publicadas pelo NIST contendo o coeficiente de atenuação de massa (μ/ρ) para elementos químicos e determinadas energias dos fótons.

Elementos	Energias				
	químicos	30 (keV)	100 (keV)	1 (MeV)	10 (MeV)
Carbono		$6,614 \times 10^{-2}$	$2,147 \times 10^{-2}$	$2,792 \times 10^{-2}$	$1,380 \times 10^{-2}$
Oxigênio		$1,729 \times 10^{-1}$	$2,355 \times 10^{-2}$	$2,794 \times 10^{-2}$	$1,483 \times 10^{-2}$
Nitrogênio		$1,099 \times 10^{-1}$	$2,231 \times 10^{-2}$	$2,792 \times 10^{-2}$	$1,434 \times 10^{-2}$
Enxofre		$1,809 \times 10^0$	$6,052 \times 10^{-2}$	$2,780 \times 10^{-2}$	$1,845 \times 10^{-2}$
Hidrogênio		$1,863 \times 10^{-2}$	$4,063 \times 10^{-2}$	$5,556 \times 10^{-1}$	$2,247 \times 10^{-2}$

Tabela 3.3 - Adaptação das tabelas publicadas pelo NIST contendo o coeficiente de absorção energética (μ_{en}/ρ), para elementos químicos e determinadas energias dos fótons.

Elementos	Energias				
	químicos	30 (keV)	100 (keV)	1 (MeV)	10 (MeV)
Carbono		$2,562 \times 10^{-1}$	$1,514 \times 10^{-1}$	$6,263 \times 10^{-2}$	$1,959 \times 10^{-2}$
Oxigênio		$3,779 \times 10^{-1}$	$1,551 \times 10^{-1}$	$6,372 \times 10^{-2}$	$2,089 \times 10^{-2}$
Nitrogênio		$3,066 \times 10^{-1}$	$1,529 \times 10^{-1}$	$6,364 \times 10^{-2}$	$2,024 \times 10^{-2}$
Enxofre		$2,113 \times 10^0$	$2,02 \times 10^{-1}$	$6,373 \times 10^{-2}$	$2,589 \times 10^{-2}$
Hidrogênio		$3,570 \times 10^{-1}$	$2,944 \times 10^{-1}$	$1,263 \times 10^{-1}$	$3,254 \times 10^{-2}$

Os cálculos dos coeficientes de atenuação de massa e absorção energética para os materiais utilizados nesse trabalho para a produção do objeto simulador de mama foram realizados com base nos dados das tabelas 3.1, 3.2, 3.3 e com a aplicação das fórmulas 3.2 e 3.3 respectivamente.

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{TE\ Material} = \sum_i w_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (3.2)$$

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{TE\ Material} = \sum_i w_i \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_i \quad (3.3)$$

3.4 - Construção do simulador de mama

Dentre os materiais estudados, os que foram selecionados para a construção do simulador estatístico de mama para simulação do tecido mamário, dos nódulos, das fibras e das microcalcificações foram, respectivamente: o acrílico, o *nylon* e a hidroxiapatita, que por já apresentar dados relevantes na literatura (SANTOS, 2006), como coeficiente de atenuação para energia de 30 keV de $1,3 \text{ cm}^2/\text{g}$ (ICRU – 44), não foi analisada anteriormente. Estes materiais estão em destaque na Tab. 4.3, que relaciona o material utilizado e a respectiva estrutura simulada.

O acrílico utilizado para simular o tecido da mama foi confeccionado em 4 placas móveis, cada uma com 10 mm de espessura e dimensões $150 \text{ mm} \times 150 \text{ mm}$. Isso possibilita a variação da espessura do protótipo do simulador de 1,0 cm até 4,0 cm, que depende do número de placas utilizadas para cada teste realizado, permitindo a simulação de uma mama pequena, média ou grande.

As microcalcificações foram simuladas com hidroxiapatita granulada com diâmetro variando de 1 a 4 mm. O *nylon* foi utilizado para a simulação dos nódulos e fibras mamárias. Para os nódulos, o *nylon* foi moldado no formato cilíndrico com dimensões variando de 2,0 a 7,0 mm de diâmetro e, para as fibras, foi cortado em pequenas tiras variando de 2,0 a 5,0 mm de largura.

Para que estas estruturas simuladas pudessem ser distribuídas aleatoriamente no simulador mamográfico, foi utilizada a parafina em gel, que é composta por hidrocarbonetos saturados e gelatificante. Essa composição da parafina em gel gera uma densidade óptica próxima à apresentada pela placa de acrílico utilizada para simulação do tecido da mama (STEMBERG, 2008).

Na região central em uma das placas que apresenta 10 mm de espessura e dimensões $15 \times 15 \text{ cm}$, foi realizada uma perfuração de 7 mm de profundidade com um corte com dimensões $8 \times 8 \text{ cm}$. Com isso, a cada imagem mamográfica adquirida pelo simulador as estruturas de interesse analisadas (simuladores de nódulos, fibras ou microcalcificações) podiam ser distribuídas em diferentes posições na parafina em gel.

A Figura 3.5 ilustra o protótipo desenvolvido do simulador estatístico de mama correspondendo a uma mama de 4,0 cm de espessura. Nela estão representadas esquematicamente as placas móveis de acrílico, devidamente confeccionado para distribuição das estruturas, e que possibilitam um arranjo de até, no máximo, 4 placas. A

primeira placa ilustra a que sofreu perfuração, permitindo a inserção da parafina em gel. Nela são posicionadas as estruturas de interesse de um exame mamográfico, como um dos possíveis arranjos.

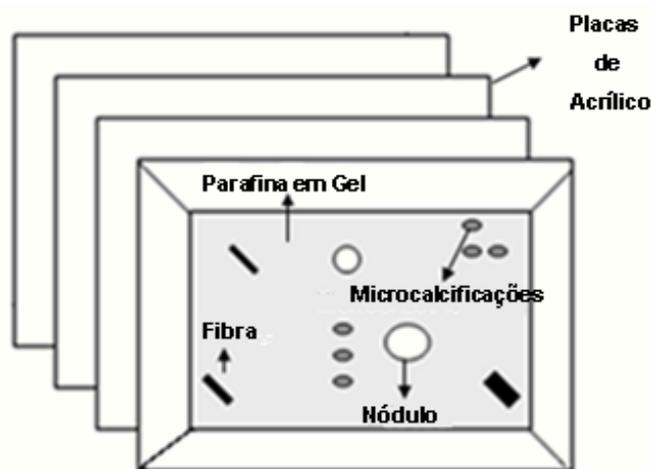


Figura 3.5 - Esquema representativo do protótipo do simulador estatístico de mama, demonstrando uma das possíveis distribuições aleatórias das estruturas de interesse e espessura da mama, na mamografia.

Os materiais utilizados na construção deste simulador, placas de acrílico, cilindros e tiras de *nylon* e hidróxiapatita granulada, foram confeccionados em dimensões específicas conforme indicado na Tab. 3.4.

As imagens do protótipo deste simulador de mama foram obtidas em um mamógrafo Semograph 600T Senix HF (Fig. 3.6) com processamento digital Kodak Directview Elite Sistem (Fig. 3.7) em diferentes condições, tanto em relação à distribuição das posições das estruturas da mama analisadas em cada imagem, quanto à variação da relação tensão (kV) corrente (mAs) aplicada, em particular, ao tubo do equipamento mamográfico.

Tabela 3.4 - Especificação das dimensões dos materiais utilizados para simulação das estruturas de interesse em um exame mamográfico.

<i>Nylon</i>	<i>Nylon</i>	Hidroxiapatita
mm – diâmetro	mm – largura	mm – diâmetro
2,00	2,00	1,00
3,00	3,00	2,00
4,00	4,00	3,00
5,00	5,00	4,00
7,00	-----	-----



Figura 3.6 – Mamógrafo Semograph 600T Senix HF



Figura-3.7 – Processadora digital Kodak Directview Elite System

3.5 - Avaliação clínica e medidas de luminância dos negatoscópios

Nesta etapa do trabalho foram efetuadas imagens radiográficas do objeto simulador *Phantom* Mama – 300, também conhecido como “João Emilio” (Fig. 3.9). Este simulador foi escolhido porque o objeto simulador de mama que foi desenvolvido neste trabalho apresenta estruturas internas grandes para o propósito desta avaliação clínica, ainda devido à semelhança apresentada entre o *Phantom* Mama – 300 e o ACR, que é o adotado pelo *American College of Radiology* e por ser utilizado rotineiramente no programa de garantia da qualidade dos mamógrafos em clínicas de saúde da cidade

de Aracaju. As imagens foram realizadas em um Mamógrafo Graph – Mammo AF (Fig. 3.8) e sistema tela/filme Min-R 2000/IBF - Medix.



Figura 3.8 - Mamógrafo Graph – Mammo AF.



Figura 3.9 – *Phantom* de mama comercial “João Emílio”.

As imagens foram tomadas no modo de controle automático da exposição (“*automatic exposure control*” – AEC) a 28 kVp e a revelação se deu em condições controladas de processamento na Processadora Kodak X – Omat 3000 RA.

Utilizando um densitômetro modelo 07-443 da Victoreen, determinou-se a densidade óptica na região central dessas imagens para verificar se esta se encontrava dentro do intervalo calibrado pelo fabricante do mamógrafo (1,4 a 1,8), para as condições de processamento e sistema tela-filme utilizadas. As exposições variaram em $\pm 30\%$, em torno deste ponto, para duas condições técnicas utilizadas (24 kV e 28 kV), totalizando 26 imagens em oito níveis de densidade óptica para cada técnica.

As imagens foram interpretadas em negatoscópios por oito especialistas em leitura de imagem mamográfica. Foram utilizados 15 negatoscópios de rotina de trabalho dos especialistas, sendo 13 do tipo geral e 2 específicos para mamografia. Mediu-se a luminância desses negatoscópios por meio de um fotômetro Phywe tipo Lux-Meter. Determinou-se, para cada um deles, a média e o coeficiente de variação das medidas originadas de nove regiões: lateral direita superior, médio e inferior; lateral esquerda superior, médio e inferior; no centro superior, médio e inferior.

Os especialistas utilizaram uma escala de cinco níveis de confiança, atribuindo a pontuação 100 (quando tinham certeza da presença do objeto), 75 (quando julgavam provável sua presença), 50 (quando julgavam incerta a presença do objeto), 25 (quando

julgavam improvável sua presença) e 0 (quando julgavam o objeto definitivamente ausente).

Computaram-se as pontuações atribuídas pelos especialistas para cada negatoscópio independentemente, a fim de determinar a detectabilidade dos objetos, que foi calculada a partir da expressão 3.4:

$$P_{det} = [P(VP) + P(VN)] / [P(VP) + P(VN) + P(FP) + P(FN)] \quad (3.4)$$

Onde:

P(VP) é a proporção de resultados positivos quando há objetos presentes;

P(VN) é a proporção de resultados negativos quando não há objetos presentes;

P(FP) é a proporção de resultados positivos na ausência de objetos;

P(FN) é a proporção de resultados negativos quando há objetos realmente presentes.

Foi estudada a influência da luminância do negatoscópio na detectabilidade de fibras e de microcalcificações para cada um dos especialistas. Para isso, foram computadas todas as respostas que indicavam a presença desses objetos, independentemente da confiabilidade dessas respostas. Com a finalidade de conhecer as características estatísticas relacionadas à detecção de cada uma dessas duas estruturas, atribui-se o valor 1 a cada achado.

As detectabilidades clínicas dos objetos foram estatisticamente comparadas entre si, para cada tipo de negatoscópio, por intermédio do teste do qui-quadrado de Pearson ($p < 0,05$) realizado com o auxílio do Software Probabilitas.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 – Caracterização dosimétrica de materiais

No intuito da confecção de um simulador de mama estatístico, foram realizados estudos físicos/dosimétricos em alguns materiais, para que, com base nos resultados obtidos, fossem escolhidos os melhores materiais para simular tecidos, nódulos, microcalcificações e fibras, que podem estar presentes em mamas.

A composição química dos materiais analisados já foi apresentada na Tab. 3.1. Na Tab. 4.1 está a fórmula química e densidade de cada um deles, aqui obtidas.

Tabela 4.1 – Fórmula química e densidade de materiais estudados.

Material	Fórmula Química	Densidade ($\pm 0,01$) (g/cm³)
Água	H ₂ O	1,00
PMMA	(C ₅ O ₂ H ₈) _n	1,19
Parafina	C _n H _{2n+2}	0,81
<i>Nylon</i>	C ₆ H ₁₀ O ₄	1,36
Cera de abelha	C _n H _n O _n	0,95

Na Tab. 4.2 são apresentados os coeficientes de atenuação calculados a partir da composição encontrada. Os comportamentos dos coeficientes de atenuação de massa e absorção energética dos raios X em função da energia do feixe para cada material estudado, além do tecido mole, estão nas Fig. 4.1 a 4.5.

Tabela 4.2 - Coeficientes de atenuação para diferentes materiais analisados de acordo com a energia dos raios X absorvidos. Os valores para a água e tecido adiposo são também apresentados para comparação.

Materiais	30 keV		100 keV		1 MeV		10 MeV	
	$(\mu/\rho)_{TE}$ (cm ² /g)	$(\mu_{en}/\rho)_{TE}$ (cm ² /g)						
Parafina	$2,8 \times 10^{-1}$	$8,6 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-1}$	$2,2 \times 10^{-2}$	$6,4 \times 10^{-2}$	$2,8 \times 10^{-2}$	$1,9 \times 10^{-2}$	$1,4 \times 10^{-2}$
PMMA	$2,6 \times 10^{-1}$	$7,0 \times 10^{-2}$	$1,7 \times 10^{-1}$	$2,5 \times 10^{-2}$	$7,1 \times 10^{-2}$	$3,1 \times 10^{-2}$	$2,2 \times 10^{-2}$	$1,6 \times 10^{-2}$
Nylon	$3,7 \times 10^{-1}$	$1,7 \times 10^{-1}$	$1,5 \times 10^{-1}$	$2,4 \times 10^{-2}$	$6,4 \times 10^{-2}$	$2,8 \times 10^{-2}$	$2,0 \times 10^{-2}$	$1,4 \times 10^{-2}$
Cera de abelha	$2,8 \times 10^{-1}$	$8,7 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-1}$	$2,2 \times 10^{-2}$	$6,4 \times 10^{-2}$	$2,8 \times 10^{-2}$	$2,0 \times 10^{-2}$	$1,4 \times 10^{-2}$
Tecido mole	$3,8 \times 10^{-1}$	$1,6 \times 10^{-1}$	$1,7 \times 10^{-1}$	$2,5 \times 10^{-2}$	$7,0 \times 10^{-2}$	$3,1 \times 10^{-2}$	$2,2 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-2}$
Água	$3,8 \times 10^{-1}$	$1,6 \times 10^{-1}$	$1,7 \times 10^{-1}$	$2,5 \times 10^{-2}$	$7,1 \times 10^{-2}$	$3,1 \times 10^{-2}$	$2,2 \times 10^{-2}$	$1,6 \times 10^{-2}$
Tecido adiposo	$3,1 \times 10^{-1}$	$9,5 \times 10^{-2}$	$1,7 \times 10^{-1}$	$2,4 \times 10^{-2}$	$7,1 \times 10^{-2}$	$3,1 \times 10^{-2}$	$2,1 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-2}$

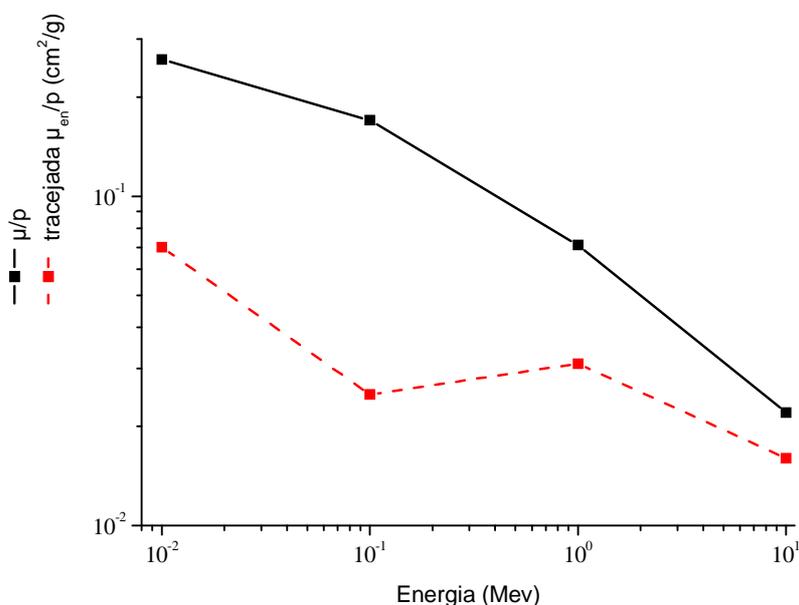


Figura 4.1 – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética do PMMA para raios X.

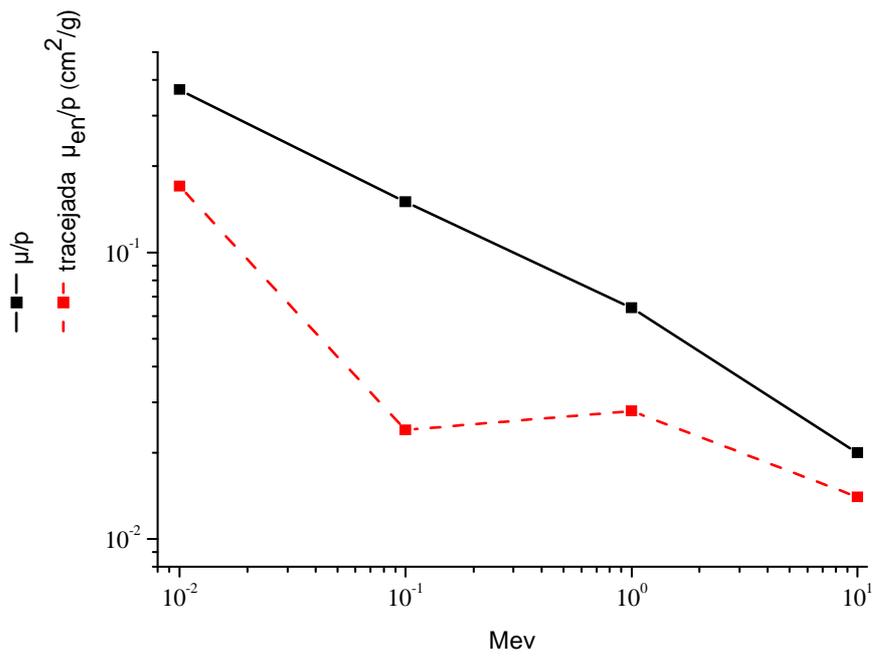


Figura 4.2 – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética do *nylon* para raios X.

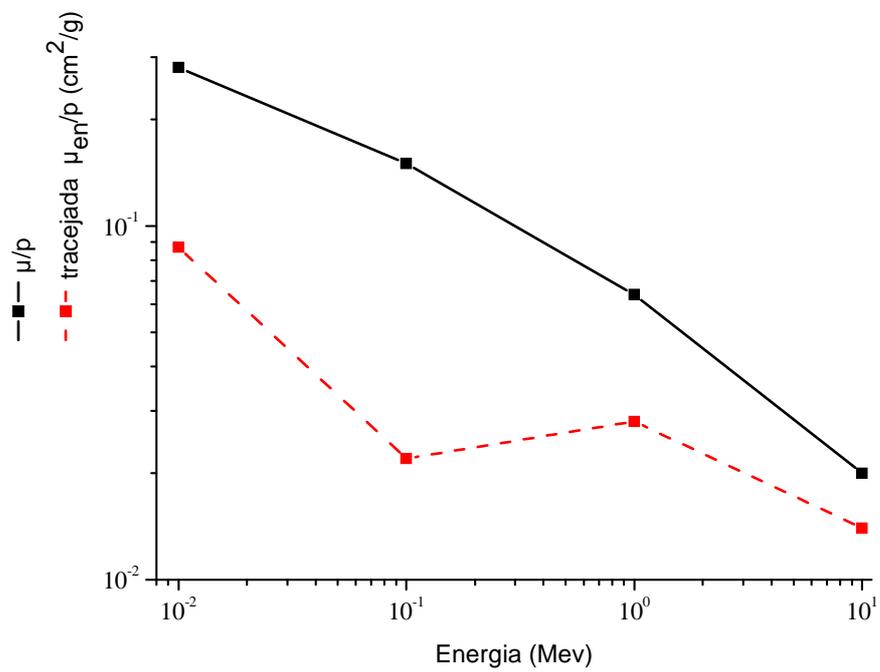


Figura 4.3 – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética da cera de abelha para raios X.

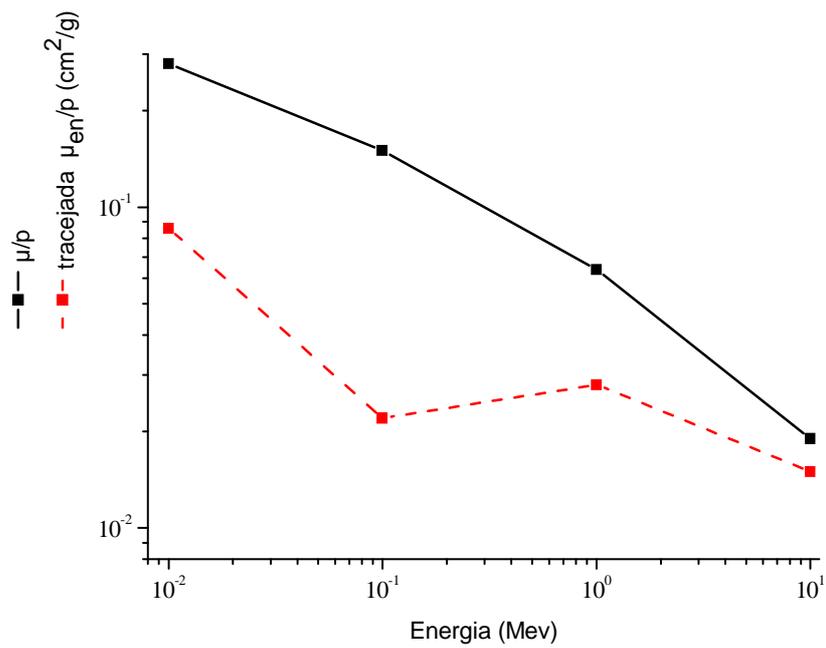


Figura 4.4 – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética da parafina para raios X.

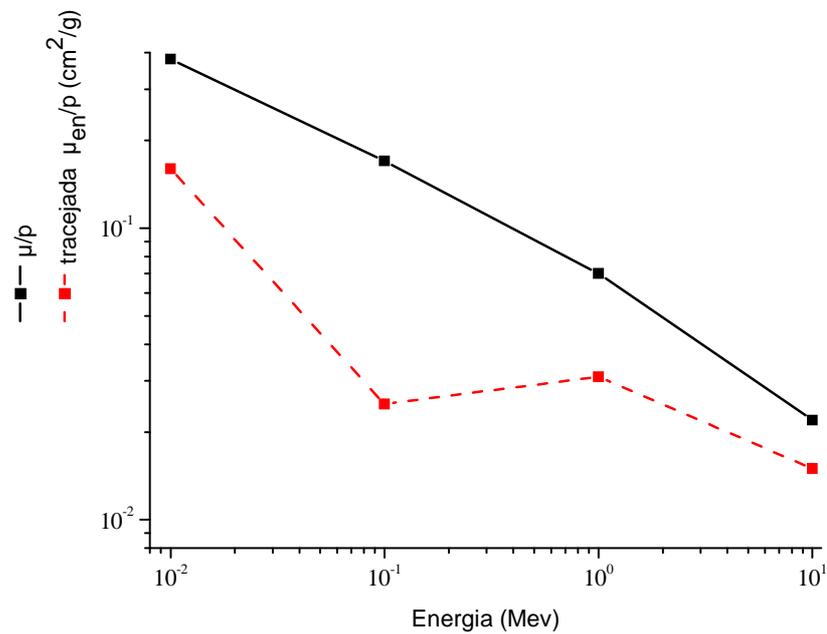


Figura 4.5 – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética do tecido mole para raios X.

Para melhor comparação dos resultados, nas Fig. 4.6 e 4.7 estão os comportamentos dos coeficientes de absorção e atenuação do tecido adiposo e da água

em função da energia do feixe de raios X encontrados na literatura.

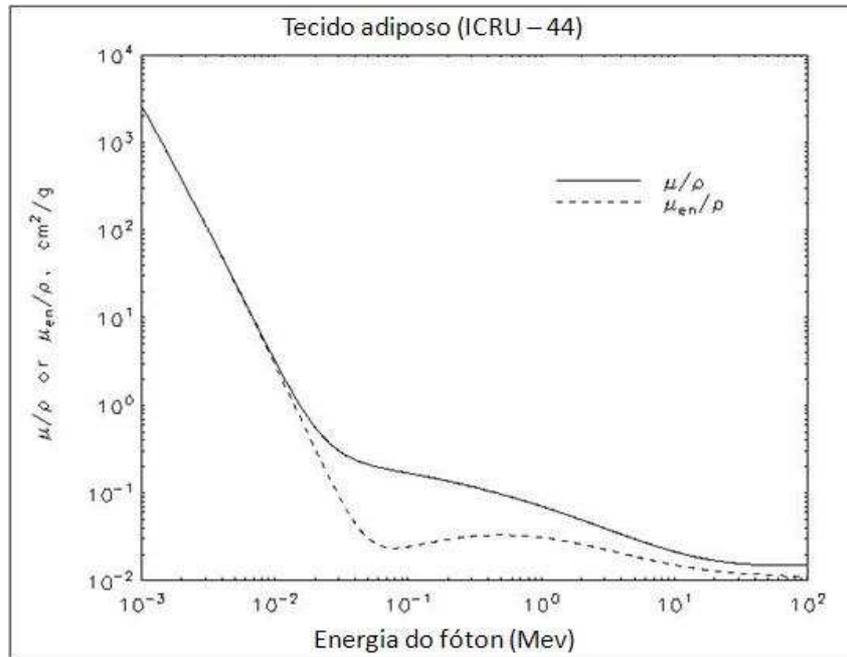


Figura 4.6 – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética do tecido adiposo para raios X (adaptado de ICRU - 44, 1989).

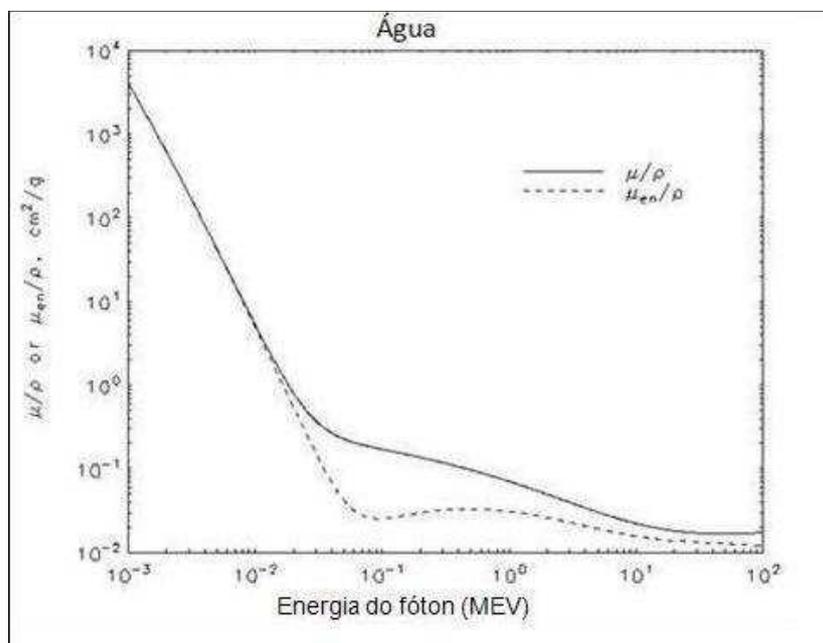


Figura 4.7 – Coeficientes de atenuação de massa e absorção energética da água para raios X (adaptado de NIST ABSORPTION, 1996).

O tecido mamário, que é foco deste trabalho, é composto em grande parte de tecido mole e adiposo. Comparando os coeficientes de atenuação e absorção de cada material estudado e suas densidades com os dados da literatura para tecido mole, adiposo e água, nota-se que para simular o tecido mamário o PMMA é o mais apropriado. Foi com esse material que se obtiveram, para a maioria das energias analisadas, os coeficientes de atenuação e absorção mais próximos do tecido humano. Ele também apresentou uma densidade muito semelhante a da água. Por tudo isso o PMMA foi o material escolhido neste trabalho para ser utilizado como simulador do tecido mamário.

A maioria dos nódulos mamários tem origem em alterações das fibras encontradas nesta região do corpo humano. Para a simulação de nódulos e fibras, o *nylon* foi o material escolhido dentre os estudados, tanto pelos seus coeficientes de absorção e atenuação, aqui encontrados, quanto por pertencer ao grupo das fibras sintéticas.

A Tab. 4.3 resume os materiais escolhidos para a composição do objeto simulador.

Tabela 4.3 - Materiais utilizados no desenvolvimento do protótipo do simulador estatístico de mama.

Material	Estrutura Simulada
Acrílico	Tecido da Mama
Hidroxiapatita	Microcalcificações
<i>Nylon</i>	Nódulos e fibras

4.2 – Simulador de mama

Além de produzir um novo simulador com um custo menor, o intuito da produção do protótipo de um objeto simulador mamográfico, neste trabalho, foi possibilitar uma análise mais adequada da detectabilidade das estruturas de interesse e reduzir os erros sistemáticos de avaliação por subjetividade, produzindo um simulador que reproduzisse o mais verdadeiramente possível a realidade dos exames.

O protótipo desenvolvido, já descrito no Cap. 3, possibilita uma variação da simulação da espessura mamária, além de uma distribuição randômica das estruturas

simuladas produzidas em um exame mamográfico, como microcalcificações, nódulos e fibras (HEYWANG-KOBRUNNER, 1999).

O protótipo desenvolvido (Fig. 4.8) permitiu a obtenção de diversas imagens mamográficas que puderam ser comparadas entre si de maneiras distintas, dependendo das condições técnicas pré-estabelecidas para suas aquisições e principalmente em relação à espessura e disposição das estruturas de interesse de cada imagem mamográfica simulada.



Figura 4.8 – Protótipo do simulador de mama estatístico produzido.

De acordo com o que se desejava, as imagens radiográficas foram adquiridas variando as condições técnicas de exposição e o posicionamento das estruturas citadas imersas na parafina em gel que preenche a primeira placa de acrílico do simulador.

As Fig. 4.9 a e b apresentam o resultado obtido para as imagens radiográficas do protótipo do fantoma adquiridas fixando-se a posição da distribuição das estruturas de interesse simuladas, mas variando-se a espessura das placas de acrílico utilizadas na simulação do tecido mamário, com 4,0 cm e 3,0 cm, respectivamente.

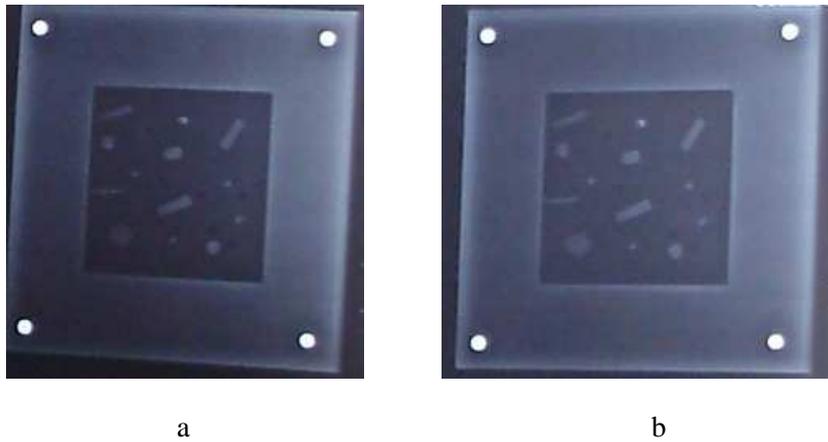


Figura 4.9 - Imagens radiográficas adquiridas pelo protótipo do simulador estatístico de mama. Foi variado o número de placas de acrílico utilizadas na simulação do tecido mamário, simulando uma mama com: a) espessura de 4,0 cm - com 4 placas de 1 cm cada (28 kV, 160 mAs), e b) espessura de 3,0 cm - com 3 placas de 1 cm cada (24 kV, 200 mAs).

As placas de acrílico utilizadas para simulação do tecido mamário possibilitaram a variação da espessura da mama simulada. Na imagem mostrada na Fig. 4.9 b ocorreu uma menor atenuação da radiação em relação à imagem da Fig. 4.9 a. Isso se deve a menor espessura da mama simulada em b, como era esperado.

As Fig. 4.10 a e b apresentam duas imagens radiográficas, dentre as várias realizadas neste trabalho. Além de variar as condições técnicas, os arranjos das posições das estruturas simuladas (microcalcificações, nódulos e fibras) tinham distribuição aleatória em cada radiografia, pois se desejava avaliar a detectabilidade de cada uma delas.

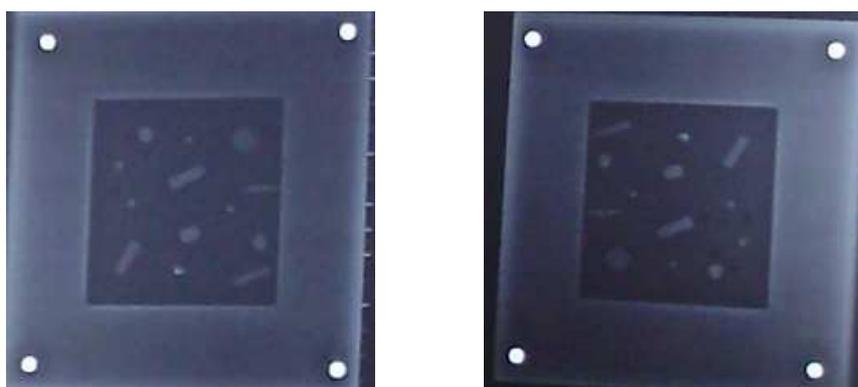


Figura 4.10 - Imagens radiográficas do protótipo do simulador estatístico de mama confeccionado. Foi fixado o número de 4 placas de acrílico, totalizando uma espessura de 4 cm e variados de uma imagem para a outra a posição das estruturas simuladas da mama (microcalcificações, nódulos e fibras). a) Condição técnica de 24 kV, 250 mAs e b) condição técnica de 28 kV, 120 mAs.

O *nylon*, simulador das fibras mamárias e dos nódulos, e a hidroxiapatita, utilizada para a simulação das microcalcificações, apresentaram propriedades de atenuação (densidades ópticas) próximas às das estruturas reais, confirmando, como já havia sido estudado anteriormente, que são materiais propícios a utilização como tecidos equivalentes.

A parafina em gel utilizada na confecção deste protótipo apresentou uma faixa de densidade óptica equivalente à apresentada pela placa de acrílico nas imagens adquiridas. Ela também permitiu uma distribuição aleatória das estruturas simuladas da mama (microcalcificações, nódulos e fibras), possibilitando que este protótipo possa ser utilizado como um simulador estatístico.

4.3 – Avaliação clínica e medidas de luminância dos negatoscópios

Neste trabalho verificou-se a influência da luminância do negatoscópio na detectabilidade de nódulos e microcalcificações presentes em imagens mamográficas simuladas com diferentes densidades ópticas, efetuadas sob controle de qualidade de processamento segundo o protocolo do *American College of Radiology* (ACR, 1992). Foram avaliados 15 negatoscópios de dois hospitais públicos (A e B) e de duas clínicas particulares (C e D) da cidade de Aracaju – SE, e que são regularmente utilizados por médicos radiologistas especialistas em laudos mamográficos. Os negatoscópios de 1 a 7 pertencem ao hospital A, os de 8 a 11 hospital B, de 12 a 13 clínica C e de 14 a 15 Clínica D. Um dado importante é que, dentre os institutos de saúde visitados, apenas uma clínica D dispunha de negatoscópios específicos para leituras mamográficas.

Por meio de imagens mamográficas feitas com o simulador estatístico de mama, confeccionado neste trabalho (Fig. 4.8), foi possível verificar a invariabilidade das condições de processamento e da qualidade do sistema, pois a leitura da densidade óptica efetuada no centro do simulador manteve-se em 1,4 durante todo o estudo. Certificada a qualidade do sistema, foram realizadas imagens mamográficas do *Phantom* “João Emilio” (Fig. 4.12) em diversas condições técnicas de exposição. A fim de avaliar as condições técnicas dos negatoscópios existentes nos Institutos de saúde visitados, estas imagens foram encaminhadas para a análise dos especialistas.



Figura 4.12 – *Phantom* Mama “João Emílio”.

Os resultados da luminância dos negatoscópios estão expostos na Tab. 4.4. A luminosidade ambiental durante as leituras das imagens simuladas encontra-se disposta na Tab. 4.5.

Para inspecionar as imagens, os especialistas em radiologia que participaram desse estudo utilizaram lupa durante as leituras, conforme condições de rotina. As Tab. 4.6 até 4.12 mostram os resultados da observação das 5 microcalcificações e 6 fibras verificadas pelos 8 especialistas. As densidades ópticas apresentadas foram medidas independentemente dos graus de confiança nos achados.

Com base nesses dados, a análise estatística mostrou que, em geral, a detectabilidade de fibras é superior à de microcalcificações, para as imagens interpretadas em ambos os negatoscópios, o que era esperado.

Tabela 4.4 - Valores de luminância dos negatoscópios utilizados nas leituras das imagens e seus coeficientes de variação.

Negatoscópio	Luminância (cd/m²)	Coefficiente de variação	Uso
1	249 ± 51	0,13	Radiologia Geral
2	532 ± 69	0,12	
3	311 ± 62	0,10	
4	471 ± 61	0,12	
5	127 ± 55	0,11	
6	293 ± 61	0,4	
7	298 ± 59	0,12	
8	(235 ± 50) × 10	0,12	
9	(238 ± 50) × 10	0,12	
10	(278 ± 39) × 10	0,12	
11	(148 ± 71) × 10	0,11	
12	(313 ± 51) × 10	0,12	
13	(310 ± 49) × 10	0,12	
14	(330 ± 50) × 10	0,12	Mamografia (Específico)
15	(390 ± 49) × 10	0,12	

Tabela 4.5 – Luminosidade ambiente no momento da leitura das imagens.

Clínicas	Luminosidade ambiente (± 0,5) (lux)
A	20,7
B	15,2
C	19,4
D	16,1

Tabela 4.6 - Resultados obtidos para microcalcificações, para os oito observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo geral, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 24 kV e variando a corrente aplicada. Foram simuladas 5 microcalcificações, cujas DO – Densidade Óptica - são apresentadas. FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo.

Negatoscópio do tipo geral																
Microcalcificações (0,16 – 0,54 mm)																
DO	1° Obs.		2° Obs.		3° Obs.		4° Obs.		5° Obs.		6° Obs.		7° Obs.		8° Obs.	
	FN	FP	FN	FP	FN	FP	FN	FP	FN	FP	FN	FP	FN	FP	FN	FP
0,86	0,40	0	0,20	0	0,50	0	0,57	0	0,40	0	0,66	0	0,33	0	0,20	0
0,95	0,40	0	0,20	0	0,40	0	0,20	0	0,40	0	0,40	0	0,20	0	0,40	0
1,12	0,57	0	0,40	0	0,57	0	0,20	0	0,57	0	0,40	0	0,20	0	0,57	0
1,24	0,57	0	0,57	0	0,57	0	0,57	0,50	0,57	0	0,57	0	0,57	0	0,57	0
1,49	0,40	0	0,40	0	0,5	0	0,20	0	0,57	0,5	0,40	0	0,20	0	0,40	0

Tabela 4.7 - Resultados obtidos para fibras, para os oito observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo geral, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 24 kV e variando a corrente aplicada.

Foram simuladas 6 fibras, cujas DO – Densidade Óptica - são apresentadas.

FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo.

Negatoscópio do tipo geral																
Fibras (0,54 – 1,56 mm)																
DO	1° Obs.		2° Obs.		3° Obs.		4° Obs.		5° Obs.		6° Obs.		7° Obs.		8° Obs.	
	FN	FP	FN	FP	FN	FP	FN	FP								
0,86	0,33	0	0,50	0	0,33	0	0,33	0	0,67	0	0,17	0	0,33	0	0,17	0
0,95	0,33	0	0,50	0	0,50	0	0,33	0	0,67	0,50	0,17	0	0,50	1	0,33	0
1,12	0,33	0	0,17	0	0,50	0	0,33	0	0,4	0	0,17	0	0,50	1	0,33	0
1,24	0,33	0	0,17	0	0,33	0	0,33	0	0,4	0	0,17	0	0,33	0	0,17	0
1,49	0,33	0	0,17	0	0,33	0	0,33	0	0,50	0	0,17	0	0,33	0	0,17	0

Tabela 4.8 - Resultados obtidos para microcalcificações, para os dois observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio específico, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 24 kV e variando a corrente aplicada. Foram simuladas 5 microcalcificações, cujas DO – Densidade Óptica - são apresentadas.

FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo.

Negatoscópio específico				
Microcalcificações (0,16 – 0,54 mm)				
DO	1° Obs.		2° Obs.	
	FN	FP	FN	FP
0,86	0,2	0	0,2	0
0,95	0,2	0	0,2	0
1,12	0,2	0	0,2	0
1,24	0,57	0	0,57	0
1,49	0,4	0	0,4	0

Tabela 4.9 - Resultados obtidos para fibra, para os dois observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio específico, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 24 kV e variando a corrente aplicada.

Foram simuladas 6 fibras, cujas DO – Densidade Óptica - são apresentadas.

FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo.

Negatoscópio específico				
Fibras (0,54 – 1,56mm)				
DO	1° Obs.		2° Obs.	
	FN	FP	FN	FP
0,86	0,17	0	0,17	0
0,95	0,17	0	0,17	0
1,12	0,17	0	0,17	0
1,24	0	0	0	0
1,49	0	0	0	0

Tabela 4.10 - Resultados obtidos para microcalcificações, para os oito observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo geral, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 28 kV e variando a corrente aplicada. Foram simuladas 5 microcalcificações, cujas DO – Densidade Óptica - são apresentadas.

FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo.

Negatoscópio do tipo geral																
Microcalcificações (0,16 – 0,54mm)																
DO	1° Obs.		2° Obs.		3° Obs.		4° Obs.		5° Obs.		6° Obs.		7° Obs.		8° Obs.	
	FN	FP														
2,26	0,60	0	0,40	0	0,67	0	0,71	0	0,40	0	0,71	0	0,71	0	0,40	0
2,47	0,67	0	0,67	0	0,40	0	0,71	0	0,40	0	0,40	0	0,20	0	0,40	0
2,62	0,67	0	0,40	0	0,67	0	0,40	0	0,80	0	0,40	0	0,20	0	0,40	0
2,72	0,60	0	0,40	0	0,40	0	0,40	0	0,40	0	0,40	0	0,20	0	0,40	0
2,97	0,67	0	0,67	0	0,67	0	0,71	0	0,80	0	0,71	0	0,71	0	0,40	0

Tabela 4.11 - Resultados obtidos para fibras, para os oito observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio do tipo geral, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 28 kV e variando a corrente aplicada.

Foram simuladas 6 fibras, cujas DO – Densidade Óptica - são apresentadas.

FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo.

Negatoscópio do tipo geral																	
Fibras (0,54 – 1,56mm)																	
1° Obs.		2° Obs.		3° Obs.		4° Obs.		5° Obs.		6° Obs.		7° Obs.		8° Obs.			
DO	FN	FP	FN	FP													
2,26	0,83	0	0,67	0	0,67	0	0,67	0	0,67	0	0,17	0	0,67	0	0,12	0	
2,47	0,83	0	0,50	0	0,83	0	0,50	0	0,67	0,5	0,50	0	0,67	0	0,50	0	
2,62	0,33	0	0,67	0	0,67	0,5	0,67	0	0,83	0	0,50	0	0,67	0,5	0,50	0	
2,72	0,33	0	0,50	0	0,67	0,5	0,50	0	0,67	0,5	0,17	0	0,67	0,5	0,17	0	
2,97	0,83	0	0,67	0	0,83	0	0,67	0	0,83	0	0,50	0	0,67	0	0,50	0	

Tabela 4.12 - Resultados obtidos para microcalcificações, para os dois observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio específico, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 28 kV e variando a corrente aplicada. Foram simuladas 5 microcalcificações, cujas DO – Densidade Óptica - são apresentadas.

FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo.

Negatoscópio específico				
Microcalcificações (0,16 – 0,54mm)				
1° Obs.			2° Obs.	
DO	FN	FP	FN	FP
2,26	0,40	0	0,20	0
2,47	0,40	0	0,40	0
2,62	0,40	0	0,40	0
2,72	0,40	0	0,20	0
2,97	0,40	0	0,40	0

Tabela 4.13 - Resultados obtidos para fibras, para os dois observadores, em função da densidade óptica, independentemente da confiabilidade dos achados em negatoscópio específico, utilizando condição técnica de tensão no mamógrafo de 28 kV e variando a corrente aplicada.

Foram simuladas 6 fibras, cujas DO – Densidade Óptica - são apresentadas.

FN- Falso negativo, FP- Falso-positivo.

Negatoscópio específico				
Fibras (0,54 – 1,56mm)				
DO	1° Obs.		2° Obs.	
	FN	FP	FN	FP
2,26	0,17	0	0,17	0
2,47	0,17	0	0,17	0
2,42	0,17	0	0,17	0
2,72	0,17	0	0,17	0
2,97	0,50	0	0,50	0

As Fig. 4.13 a 4.22 mostram a detectabilidade dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações, representados pelo símbolo P_{det} , que foi calculado através da equação 3.4 e comparados entre si pelo teste de qui-quadrado realizado com o auxílio do software *Probabilis*, a partir dos dados obtidos nas análises das imagens mamográficas. Foram considerados os diferentes níveis de confiança atribuídos às imagens com densidades ópticas 30% superior e 30% inferior ao ponto de calibração e avaliadas nos negatoscópios tipo geral e específico para mamografias.

As Fig. 4.23 até a 4.31 mostram a detectabilidade destes objetos simuladores em função da densidade óptica para cada observador, em ambos os negatoscópios.

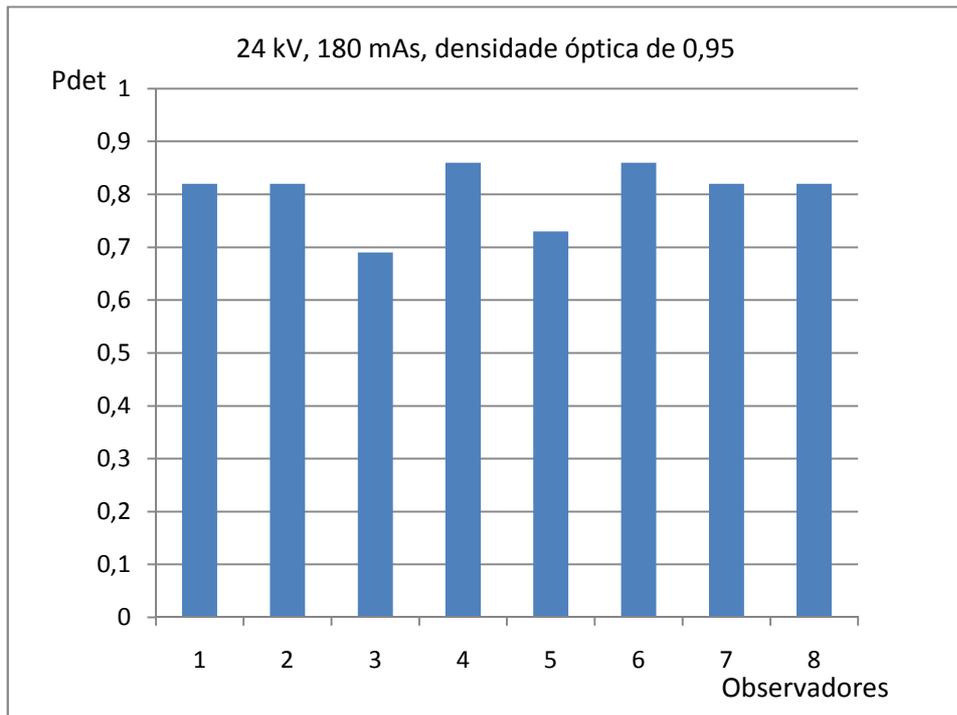


Figura 4.13 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 180 mAs.

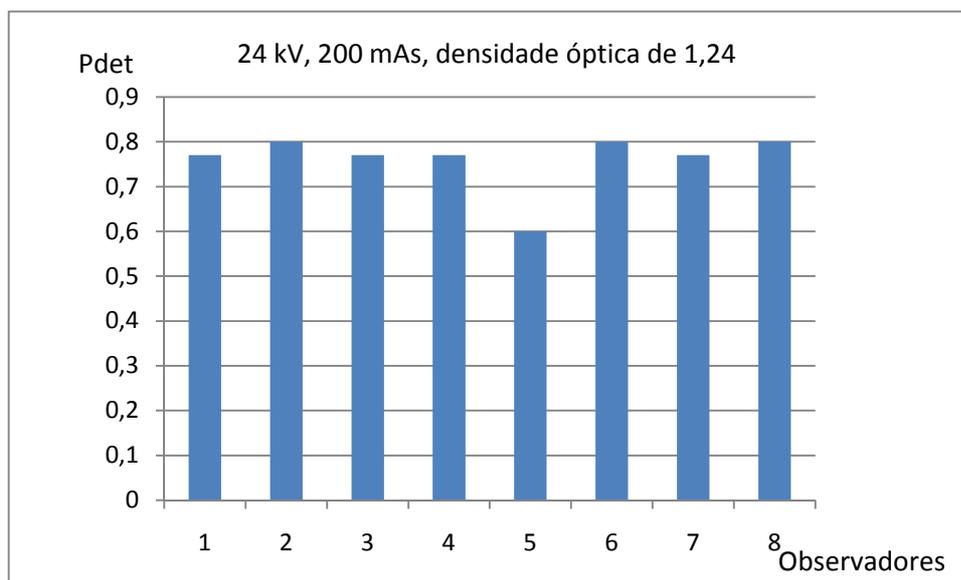


Figura 4.14 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 200 mAs.

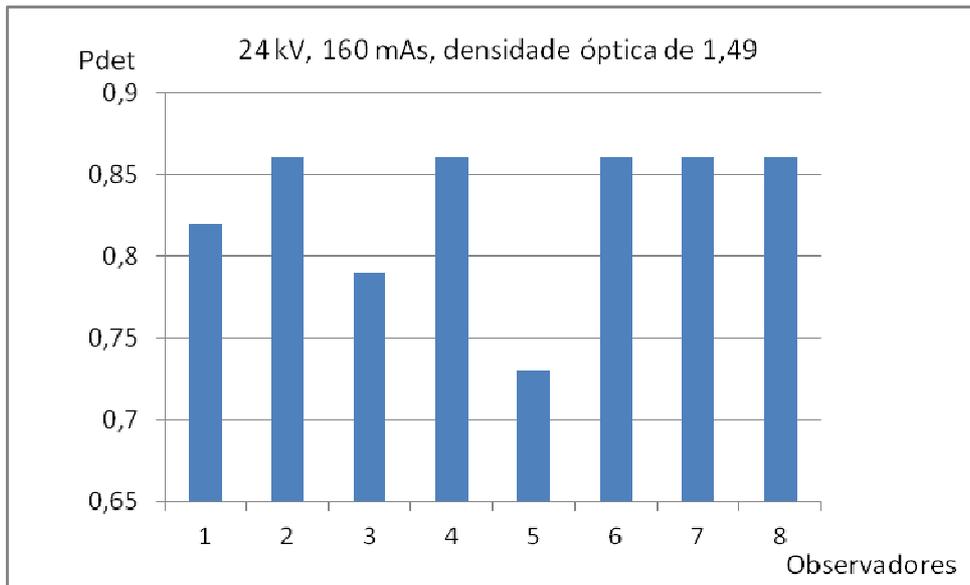


Figura 4.15 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 160 mAs.

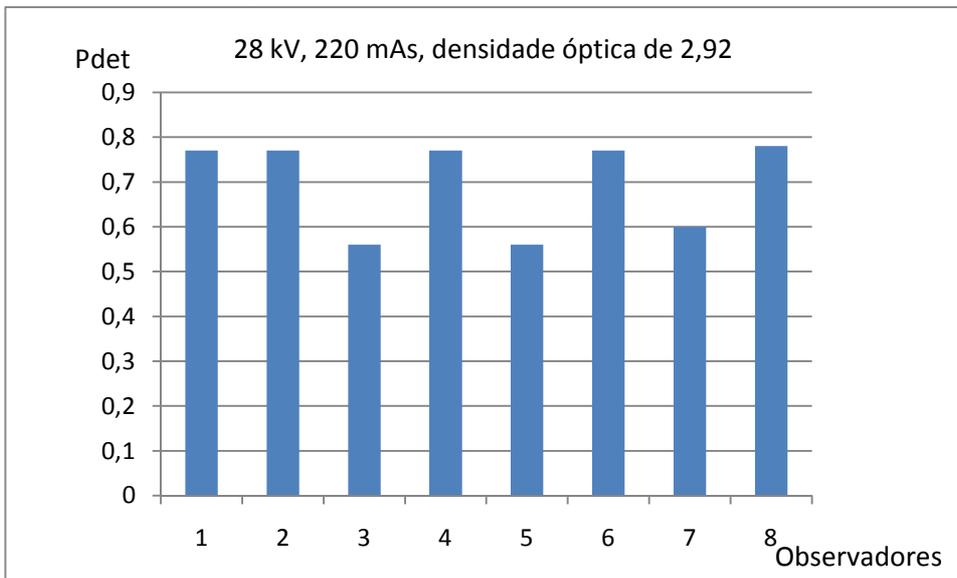


Figura 4.16 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 28 kV e 220 mAs.

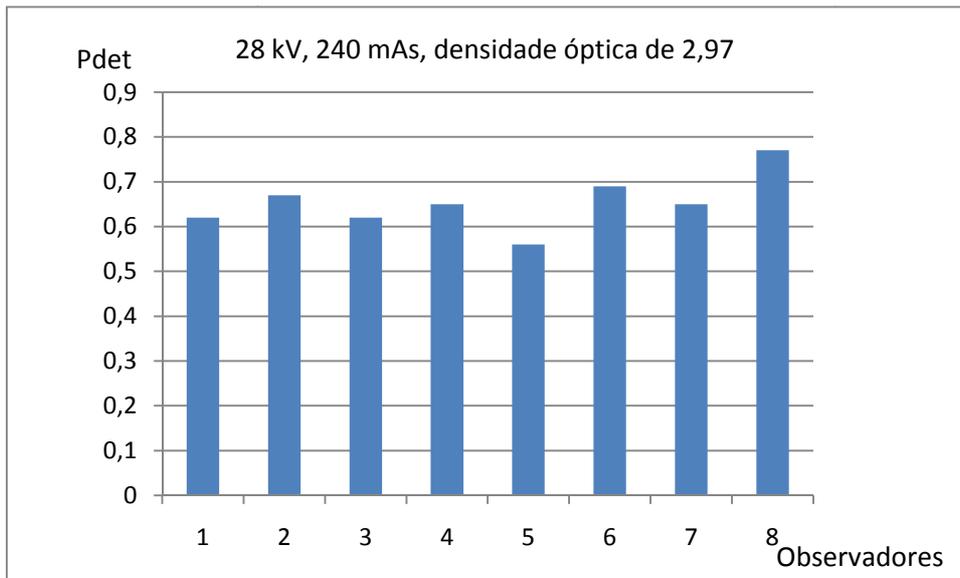


Figura 4.17 Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio do tipo geral da imagem do objeto simulador feita com 28 kV e 240 mAs.

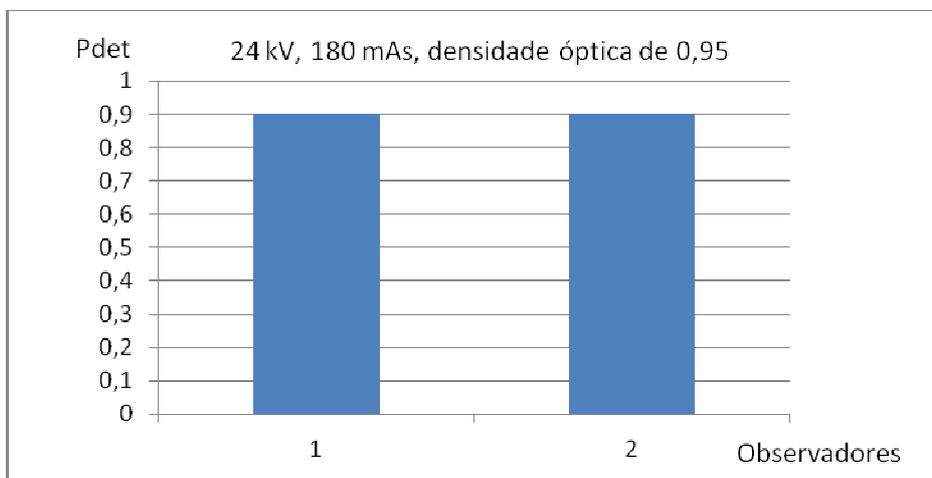


Figura 4.18 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 180 mAs.

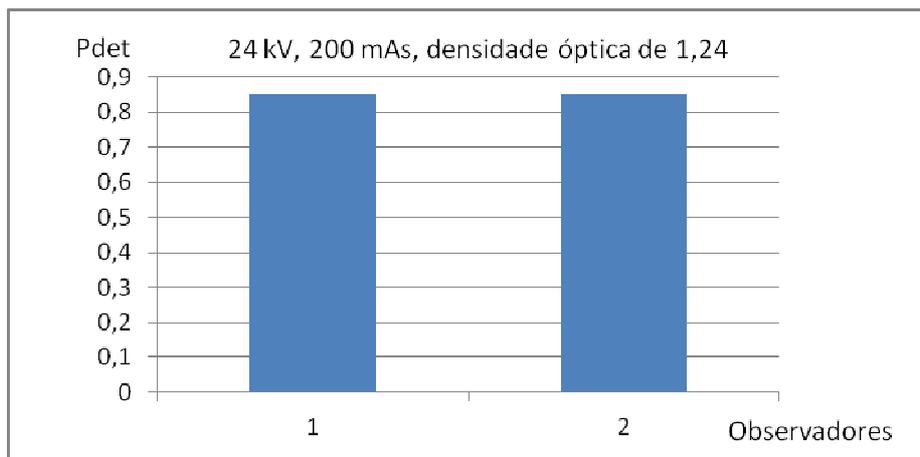


Figura 4.19 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 200 mAs.

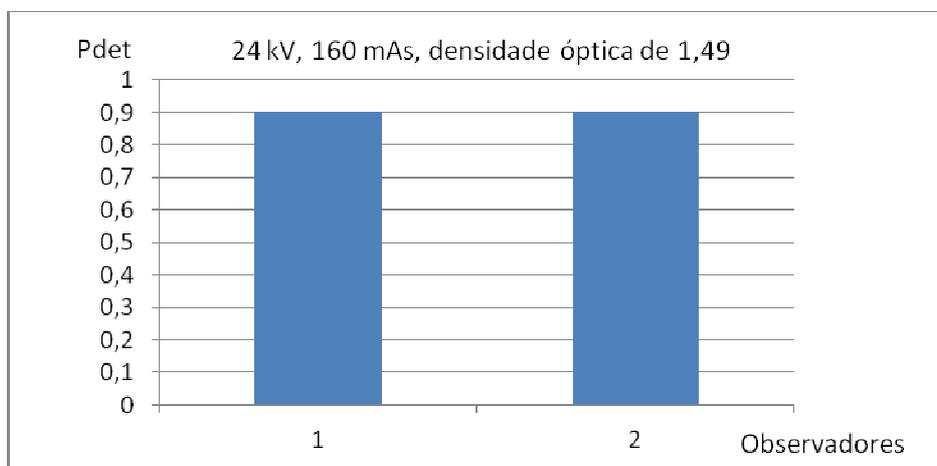


Figura 4.20 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 24 kV e 160 mAs.

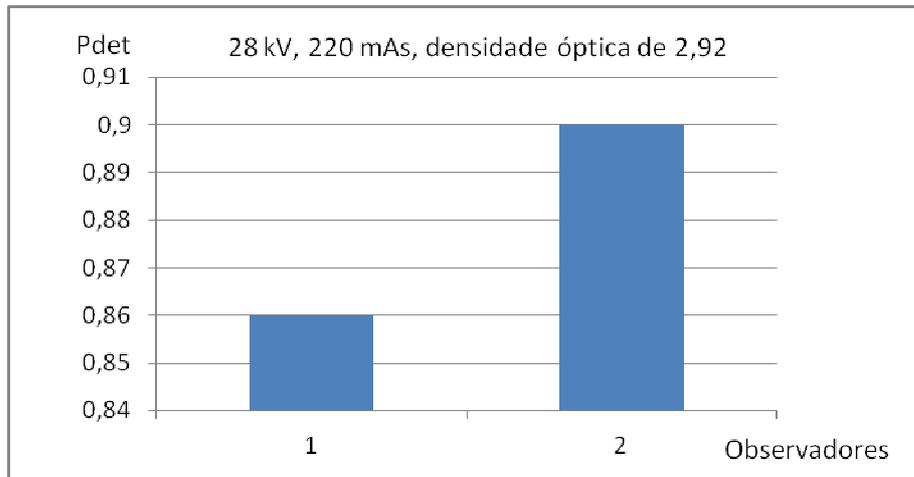


Figura 4.21 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 28 kV e 220 mAs.

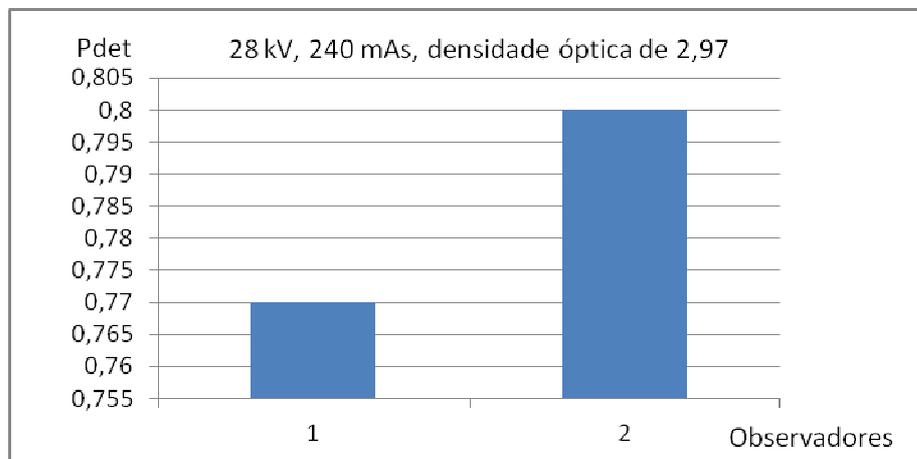


Figura 4.22 - Detectabilidade clínica dos objetos simuladores de fibras e microcalcificações obtida em negatoscópio específico da imagem do objeto simulador feita com 28 kV e 240 mAs.

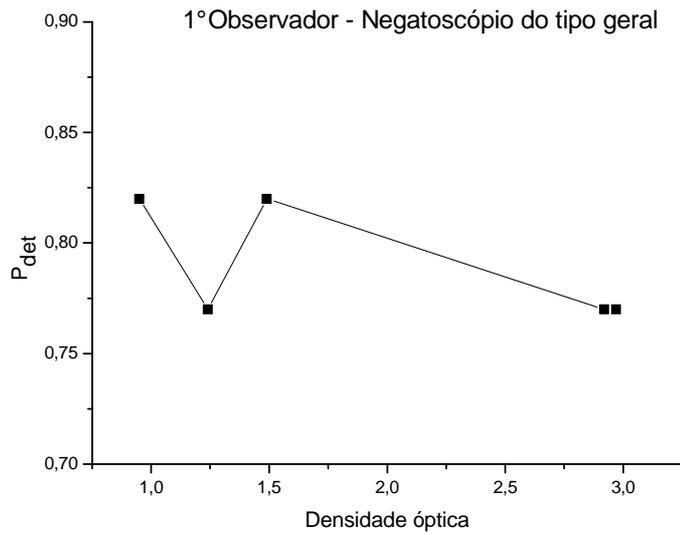


Figura 4.23 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 1º observador, em negatoscópio do tipo geral.

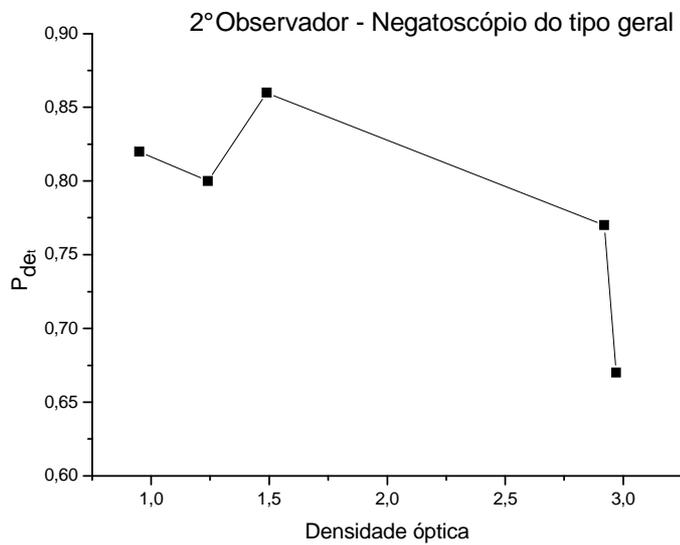


Figura 4.24 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 2º observador, em negatoscópio do tipo geral.

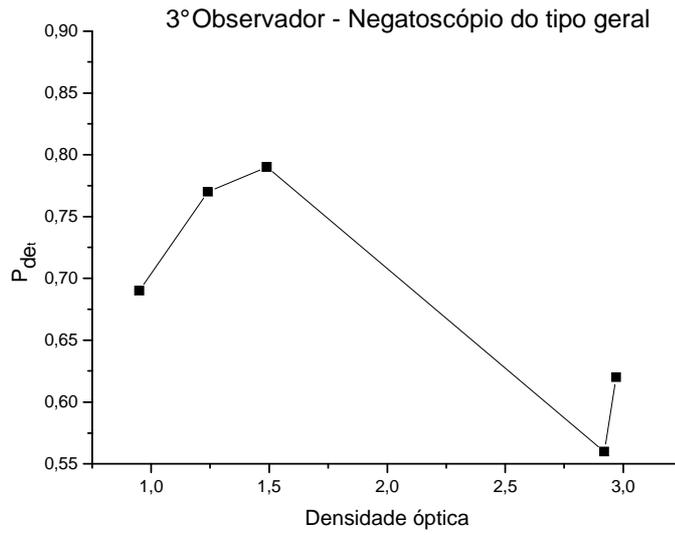


Figura 4.25 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 3º observador, em negatoscópio do tipo geral.

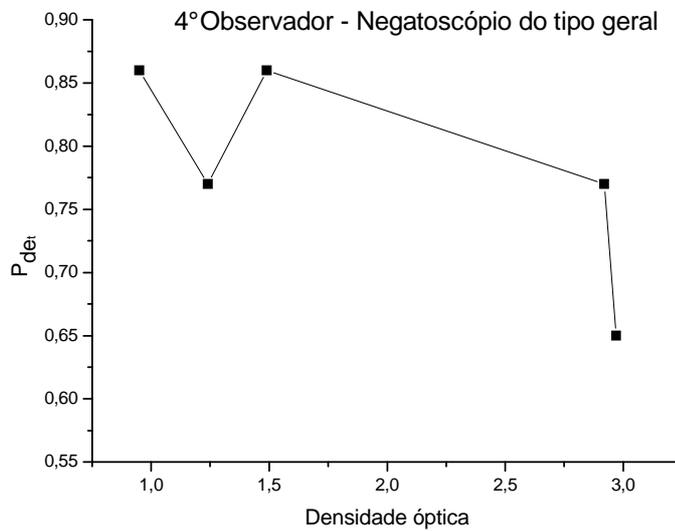


Figura 4.26 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 4º observador, em negatoscópio do tipo geral.

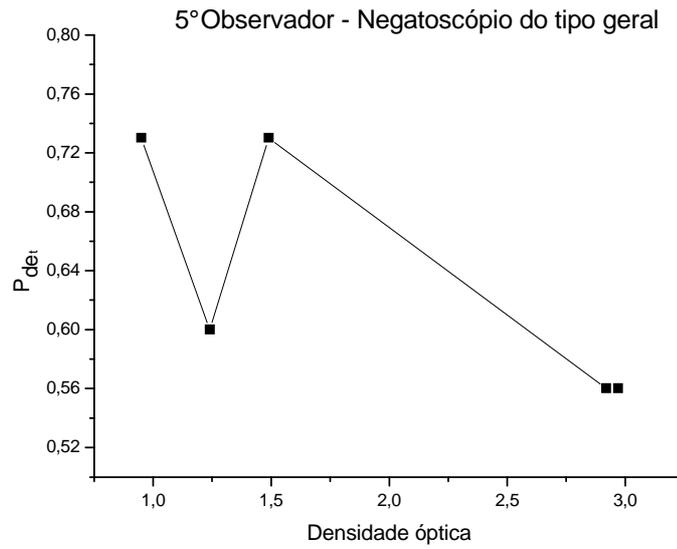


Figura 4.27 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 5º observador, em negatoscópio do tipo geral.

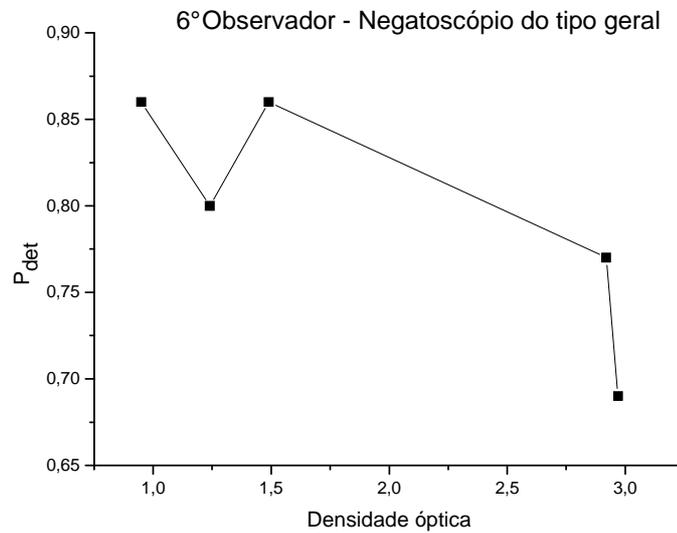


Figura 4.28 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 6º observador, em negatoscópio do tipo geral.

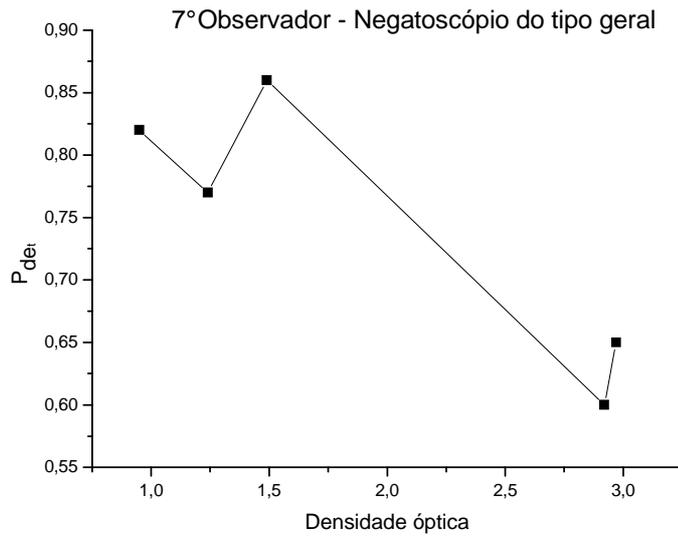


Figura 4.29 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 7º observador, em negatoscópio do tipo geral.

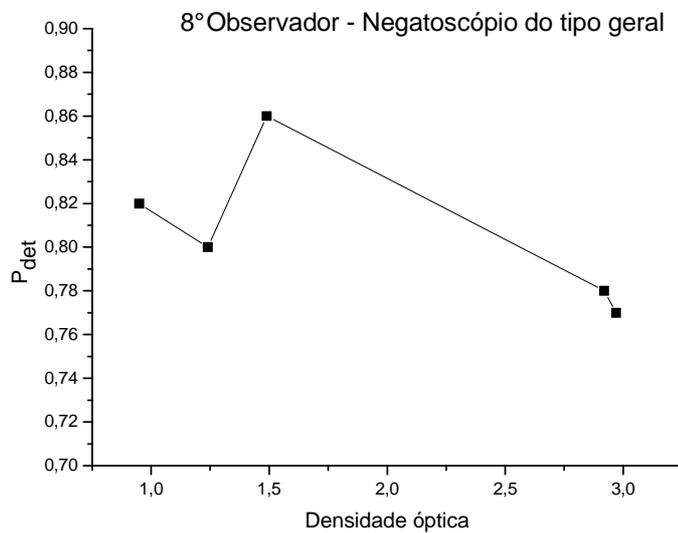


Figura 4.30 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 8º observador, em negatoscópio do tipo geral.

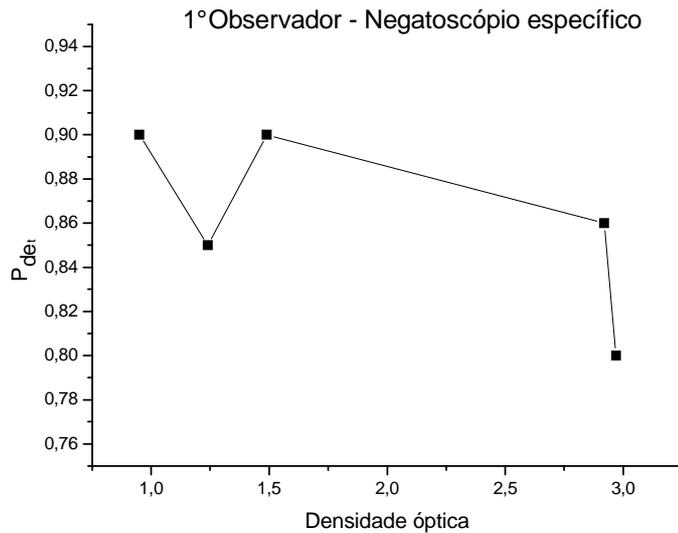


Figura 4.31 – Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 1º observador, em negatoscópio específico.

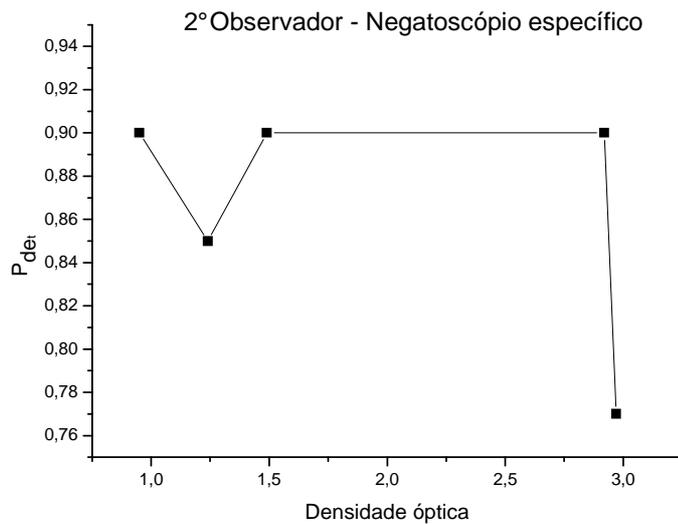


Figura 4.32 - Detectabilidade clínica de objetos simuladores de fibras e microcalcificações para o 2º observador, em negatoscópio específico.

Diferenças individuais são notadas entre os observadores no julgamento da presença dos objetos. Essas diferenças podem ser evidenciadas quando a subjetividade é quantificada pelo grau de confiabilidade na detecção dos objetos presentes (VP e VN) e ausentes (FP e FN) (GURVICH, 2000).

Constata-se uma maior diferença nos resultados obtidos com 28 kV para o

negatoscópio específico, sugerindo uma menor influência da luminância no processo de leitura das imagens obtidas com 24 kV, que pode ser explicada pelo contraste superior dessas imagens. Porém é importante ressaltar que em ambas as condições técnicas é notável a melhoria da avaliação das imagens, quando utilizado o negatoscópio do tipo específico para mamografia.

Os resultados de sensibilidade e especificidade, obtidos para os diferentes observadores, são compatíveis com o grau de experiência destes especialistas. Os falso-positivos e falso-negativos (FP e FN) são superiores para as microcalcificações, como pode ser observado nos resultados das tabelas 4.6 a 4.13. Isso indica uma maior probabilidade de falhas no diagnóstico dessas estruturas quando comparadas às que simulam as fibras.

O programa de garantia da qualidade na mamografia propõe garantir um padrão de qualidade da imagem capaz de assegurar a detectabilidade de objetos diminutos e identificar, sempre que presentes no tecido mamário, estruturas suspeitas de malignidade. A detectabilidade dessas estruturas pode ser alterada pela condição de visibilidade no momento da interpretação das imagens. A falta de uniformidade na intensidade de luz do negatoscópio e a luminosidade excessiva do ambiente podem mascarar um achado clínico importante (MEDEIROS, 2003).

A exemplo de outros trabalhos (KIMME – SMITH, 1987), aqui foi possível quantificar a diferença de detectabilidade de microcalcificações e fibras e correlacioná-las às densidades ópticas das imagens, apontando uma maior dificuldade de detecção destas estruturas para as densidades ópticas maiores. Estes resultados enfatizam a necessidade de se manter o mamógrafo calibrado para condições de processamento e sistema tela-filme que gerem altas densidades ópticas no centro do simulador, no caso deste estudo, entre 1,4 e 1,8 quando exposto na condição técnica utilizada na aferição (28 kV, AEC, ponto “N”).

Das clínicas (C e D) e hospitais (A e B) avaliados na cidade de Aracaju – SE, apenas a clínica D possui negatoscópios específicos para leitura de imagens mamográficas, sendo que apenas 100% destes atendem ao padrão estabelecido pela legislação vigente no Brasil, que determina que negatoscópios para mamografia devem ter luminância mínima de 3000 á 3.500 nit ou 3000 á 3.500 cad/m²(SVS/MS, 1998).

No que tange os negatoscópios do tipo geral, os resultados da pesquisa apontam que dos 13 negatoscópios avaliados apenas 38,5% atendem as normas internacionais do *American College of Radiology*, que especificam em 1.500 nit ou 1.500 cad/m², a

luminância mínima aceita (ACR, 1992).

Ressalte-se que dentre os serviços de saúde visitados, nenhum deles faz uso de máscara nos negatoscópios para a leitura dos exames mamográficos. Três destes serviços não atendem as recomendações internacionais, que determinam a avaliação de exames radiológicos de mama em negatoscópios do tipo específico. É importante enfatizar que, entre os estabelecimentos de saúde que fazem uso dos negatoscópios do tipo geral para leitura de exames mamográficos, o hospital A apresentou os piores resultados de luminância, ficando muito abaixo do estipulado.

Quanto à luminosidade ambiente nas salas específicas de leitura de imagens radiográficas, todas atendem as normas do *American College of Radiology*, que definem o limite de luminosidade ambiente em 50 lux. Porém não é difícil observar durante a leitura dos exames um aumento na luminosidade ambiente devido a raios de luz emergentes de telas de computadores ou até mesmo de outros negatoscópios, que não estão sendo utilizados para laudos naquele momento, o que pode prejudicar a visualização de um achado radiológico.

O Programa de Garantia de Qualidade (PCQ) em negatoscópios é uma importante ferramenta, desde que acompanha e detecta, de maneira direta, o funcionamento de qualquer quesito do equipamento. A falta de uma norma brasileira que determine a luminância mínima em negatoscópio do tipo geral pode ser um dos fatores que influenciaram nos resultados de luminância encontrados para estes dispositivos. Este trabalho confirma que o estudo da detectabilidade clínica pode ser uma fonte de informação adicional ao PCQ, pois permite identificar a sensibilidade e a especificidade do método de diagnóstico. Esse item pode auxiliar de forma decisiva a opinião dos especialistas sobre a malignidade do achado de sistemas de imagens. Sendo assim, recomenda-se que este teste sobre a detectabilidade seja implementado na rotina nos centros de radiologia para o PCQ dos negatoscópios e enfatiza-se a importância da criação de uma norma brasileira que determine a luminância mínima em negatoscópios do tipo geral, facilitando assim a inspeção destes equipamentos.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES FINAIS

5.1 – Conclusões

No capítulo anterior foram apresentados os resultados experimentais e sua discussão, comparando-os quando possível, com os resultados encontrados na literatura. Essa comparação implica em algumas afirmações que podem ser consideradas como conclusões.

- (1) As análises físico-dosimétricas feitas em amostras de *nylon*, PMMA, cera de abelha e parafina, comparadas com os valores referenciais do tecido mole, adiposo e água, apontaram o PMMA como melhor material para simular o tecido mamário e o *nylon* para simular nódulos e fibras.
- (2) Os testes feitos a partir de exposições aos raios X, utilizando diversas técnicas e registradas em imagens radiográficas, comprovaram a resistência do protótipo de simulador estatístico de mama de baixo custo à longa rotina de trabalho e eficiência em simular mama de várias espessuras.
- (3) O protótipo de simulador estatístico de mama de baixo custo, favoreceu uma distribuição randômica dos objetos simulados, o que possibilita uma avaliação estatística da detectabilidade de cada tipo de estrutura simulada. Isso evita a probabilidade da ocorrência de erros sistemáticos na avaliação das imagens, como frequentemente ocorre com os simuladores com estruturas fixas.
- (4) Das clínicas e hospitais avaliados na cidade de Aracaju – SE, apenas uma clínica possui negatoscópios específicos para leitura de imagens mamográficas. Quanto à luminosidade ambiente nas salas específicas de leitura de imagens radiográficas, todas atendem as normas do *American College of Radiology*, que definem o limite de luminosidade ambiente em 50 lux.
- (5) Dentre os treze negatoscópios estudados classificados como geral, apenas 38,5% atendem as recomendações internacionais que especificam em 1.500 nit o seu desempenho mínimo. Entretanto os resultados apontam que para os dois negatoscópios específicos para radiografias de mama avaliados, 100% atendem os padrões estabelecidos pela legislação vigente no Brasil, que determina uma luminância mínima de 3000 á 3.500 nit.
- (6) A detectabilidade das imagens radiográficas de densidade óptica mais elevada, são maiores em negatoscópios do tipo específico para mamografias.
- (7) A detectabilidade dos objetos simulados foi maior para a técnica de 24 kV em comparação com a técnica de 28 kV, independente do tipo de negatoscópio

utilizado para leitura das radiografias. Isso se deve ao melhor contraste da primeira.

- (8) A detectabilidade dos nódulos é superior as microcalcificações independente da técnica ou do tipo de negatoscópio utilizado para leitura.
- (9) Recomenda-se que o teste de detectabilidade seja implementado na rotina dos centros de radiologia para o PCQ dos negatoscópios.
- (10) Recomenda-se a criação de uma norma vigente no Brasil para luminância mínima em negatoscópios do tipo geral.

5.2 – Sugestões para os próximos trabalhos

- (1) Adaptar o simulador estatístico de mama confeccionado neste trabalho, introduzindo objetos simuladores de nódulos, microcalcificações e fibras ainda menores no intuito de obter resultados semelhantes aos dos fantasmas comerciais.
- (2) Caracterizar a hidroxiapatita para utilização da simulação de microcalcificações.
- (3) Confeccionar um objeto simulador de mama antropomórfico utilizando materiais alternativos o que o tornaria menos honerável do que os comercialmente encontrados.
- (4) Submeter os simuladores propostos a testes, visando sugerir a utilização de um dos mesmos ao Sistema Único de Saúde, para controle de qualidade do sistema mamográfico.
- (5) Estender as pesquisas realizadas nos negatoscópios a todas as clínicas e hospitais de Aracaju – SE e em outras capitais.
- (6) Incluir testes de iluminância nos ambientes sob as condições reais da rotina dos laudos.
- (7) Construir um protótipo de negatoscópio que possibilite a leitura de exames mamográficos e radiografias convencionais.
- (8) Aplicar testes de Controle de Qualidade em negatoscópios, visando sugerir a utilização do mesmo ao Sistema Único de Saúde.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. Committee on quality assurance in mammography. **Mammography quality control: radiologist's manual**. Merrifield, VA: ACR, 1992.

ANVISA. **Portaria/MS/SVS nº 453**. 01 de junho de 1998.

AZEVEDO, A.C.P. **Radioproteção em serviços de saúde**. Fiocruz, Rio de Janeiro, p. 16-18, 2005.

BARNES, G.T., BREZOVICH, I.A., The Intensity Scattered Radiation in Mammography. **Radiology**. V. 1, n.126, p. 243-246. 1978.

BETHESDA, M. D. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements. **International Comition on Radiation and Measurements**. report. 44, 1989.

BETHESDA, M. D. Phantoms and computacional models in therapy.diagnosis and protection. **International Comition on Radiation and Measurements**. report. 48, 1982.

BIRAL, A.R. **Radiações ionizantes para médicos, físicos e leigos**. Editora Insular, Florianópolis, SC, p.31-47, 2002.

BRASIL ESCOLA. **Parafina**. Disponível em: <www.brasilecola.com/geografia/parafina.htm>. Acesso em: 17 de Maio de 2010.

C. C. FERREIRA; A. F. MAIA; R. E. M. XIMENES; C. A. B. Garcia Cálculo dos coeficientes de absorção energética de dez materiais para utilização em tomografia computadorizada **SCIENTIA PLENA**, V. 5, n. 11, 2009.

CHRISTENSEN, E.E., LUMINESCENT SCREENS. **Physics of diagnostic radiology**, 4ª Edição, Phyladelphia, Lea & Febiger, p.118-147, 1990.

EISBERG, R., RESNICK, R. **Física Quântica, Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos**

e **Partículas**. v. 1, p. 35-56, 1994

FAZ FÁCIL. **Parafina**. Disponível em: <WWW.fazfacil.com.br/materiais/parafina.html>. Acesso em: 17 de Maio de 2010.

FREITAS,AG; KEMP,C;LOUVEIRA,MH; MEDEIROS, R B.; FUJIWARA, S M.; FINGERMAN ,F ; ALVES, F F.R. ; SZEJNFELD, J ; Estudo comparativo entre mamografia convencional e Mamografia digital de campo total com simuladores de Objetos ;**Trabalho realizado em conjunto no Departamento de Diagnóstico por Imagem da Unifesp-EPM e na Clínica IMEDI-Sonolayer**. São Paulo - SP – Brasil, 2004.

FURQUIM, T. A. C. **Metodologia para correlação entre doses e detectabilidade em imagens mamográficas padrões: Aplicação no estado de São Paulo**. Tese de doutorado, Universidade de São Paulo, Brasil 2005.

GURVICH VA. Statistical approach for image quality evaluation in daily medical practice. **Med Phys** ,V.27, n. 94, p.100, 2000.

HERMES, M. **Enough for One Lifetime, Wallace Carothers the Inventor of Nylon**, Chemical Heritage Foundation, 1996.

HEYWANG-KOBRUNNER, S. H., SCHEER I., DERSHAW, D. D., FRASSON, A. **MAMA Diagnóstico por Imagem**, 1º Ed. 1. Revinter, Rio de Janeiro, 2009

ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. n. 26, **ICRP**, 1977.

IRD-CNEN, **Curso Básico de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico**, 1999.

IRD-CNEN, **Curso Básico de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico**, 2001.

INDAC. **Acrílico** . Disponível em: <www.indac.org.br>. Acesso em: 17 de Maio de 2010.

INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE. Commissioning and routine testing of mammographic X-ray systems. **IPSM Report**. n 59. York, England , 1994.

INSTITUTO NACIONAL DE PADRÕES E TECNOLOGIA, disponível em: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>, 23/11/2009.

KAPLAN, IRVIN. **Física Nuclear**. Guanabara Dois, Rio de Janeiro, Brasil, 1978.

KIENBOCK, R. **On the Quantimetric Metho darck Ray**, p. 11-17, 1906.

KNOLL, G.F. **Radiation detection and measurement**. Medical Physics, Vol.7, p. 397, 1980.

LEITE, C.C. **Física básica das radiografias convencionais**. Disponível em: <www.hcnet.usp.br>. Acesso em: 17 de Maio de 2010.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Falando sobre câncer de mama**. Rio de Janeiro, MS\INCA, 2002.

MEDEIROS R. B.; ALVES F. F. R.; ENY MOREIRA R. F.; FINGERMAN F.; PADOVAN A. H.; ELIAS S., STANZANI D.; KEMP C. Influência da luminância do negatoscópio na detectabilidade de fibras e microcalcificações, determinada por meio de objetos simulados. **Radiol Bras** . V. 1, n. 36, p. 21-25, 2003.

MEDEIROS RB, ALVES FFR, FERREIRA APG, ELIAS S, FINGERMAN F, KEMP C. How the quality control program can help the detectability of findings in mammograms. **Anais do World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering Abstract**. Chicago, 2000.

METZ CE. Receiver operating characteristic (ROC) analysis in medical imaging. **ICRU News**, June 1997:7-16.

MOREIRA, A.C. Determinação do coeficiente de atenuação de massa de amostras da superfície de Marte, da lua e da Terra, no intervalo de 1 keV a 100GeV. **INAC**. Santos, SP, 2005.

NETO, F.L. **Algumas medidas do valor prediletivo de um modelo de classificação**. Revista Brasileira Biomédica, São Paulo, v.26, n.2, p.83-91, 2008.

OLIVEIRA, L.S.R. **Física dos raios X**. Disponível em: <http://www.tecnologiaradiologia.com/materia_fisica_rx.htm>. Acesso em: 18 de Maio de 2010.

OLIVEIRA, M. G. N. **Avaliação e caracterização do espalhamento dos raios x em tecidos e simuladores mamográficos usando simulação de monte Carlo.** Dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil 2005.

OKUNO, E. **Física das radiações.** Oficina textos, São Paulo, 2010.

Pires, S. R. Software gerenciador de uma base de dados e de imagens mamográficas classificadas segundo um índice de qualidade Tese (Mestrado) – Universidade Federal de São Paulo, SP – Brasil, 2003.

POLETTI, M.E., GOLÇALVES, O.D., MAZZARO, I. SCHECHTER, H., Evaluation of Influence of Scattering Profiles on the Resolution, Scatter/Primary, and Grid Performance in Mammography, **Elsevier Science**, 2001

POLLETTI, M.E., **Estudo do Espalhamento de Fótons (6,94KeV a 59,54KeV) em tecidos Mamários, Materiais equivalentes e sua influência em mamografia.** Dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil 2001.

PORTAL EDUCAÇÃO. **Mamografia.** Disponível em:
<<http://www.portaleducacao.com.br/medicina/artigo/7200/mamografia>>. Acesso em: 20 de Maio de 2010.

PROFISSIONAIS DA SAÚDE. **O que é câncer de mama.** Disponível em:
<<http://www.profissionaisdasaude.com.br/article.phparticle=270>>. Acesso em: 02 de Maio de 2010.

ROSA, R. O. **Estudos de parâmetros físicos de qualidade de imagem em mamografia convencional usando o método monte Carlo.** Dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil 2005.

SANTOS, L. A. **Obtenção e caracterização de hidroxiapatita porosa pelo método gelcasting de espumas para uso como implantes.** Dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.

SCAFF, L.A.M. **Radiologia diagnóstica, Bases da Radiologia: Diagnóstico e terapia,** São Paulo, Savier, cap.13, p.247-255, 1979.

SOARES, A. F. **Filme radiográfico e processamento.** CEFET\SC, 2001.

STEMBERG, D. R. M.; SCHIABEL, H.; GUIMARÃES, L. T. G.; ALVES, P. Z. B. Desenvolvimento de um protótipo de simulador estatístico de mama. **21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. V.1, n.21, 2008.

TAHUATA, L., **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**, IRD-CNEN, Tese M.Sc.,UFSC, São Paulo, SP, Brasil, 2002.

UFPA. **Qui Quadrado**. Disponível em: <<http://www.ufpa.br\dicas\biome\bioqui.htm>>. Acesso em: 07 de Maio de 2010.

VETOR DISTRIBUIDORA. **Parafina**. Disponível em: <<http://vetordistribuidora.com.br\index.htm>>. Acesso em: 17 de Maio de 2010.

VIEIRA, S.L. **Desenvolvimento de um phantom para treinamento de biópsia de mama guiada por ultra-som**, Dissertação de mestrado, Universidade de São Paulo, Brasil 2005.

VIGAS, H.C.,**Simulação de Monte Carlo para Determinação do Fator de Ganho de Dose em Meio Aquoso Contendo Materiais de Alto Z**, Dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil 2004.

VYBORNÝ, C.J; H & D curves of screen-film : factor affecting their dependence on x-ray energy, **Medical Physics**, v.6, n.1, p.39-44, 1979.

WALL, BF .Radiation Protection Dosimetry for diagnostic radiology patients. **Rad. Prot. Dosim.** **109**, p. 409-419, 2004.

Anexo

Software Probabilitas

O software é uma calculadora que realiza a estatística completa de tabelas 2x2, incluindo razão de verossimilhança, razão de chance, probabilidades pré e pós-teste, prevalência, sensibilidade, especificidade, falso positivo, falso negativo, valor preditivo, teste qui-quadrado, taxa de alarme falso e taxa de garantia falsa.



Figura A.1 – Ilustração do software Probabilitas

Neste trabalho o software foi utilizado da seguinte forma: Dividiram-se os dados em quatro classificações, sendo estas, resultados positivos quando há presença do objeto (VP), resultados negativos quando há ausência do objeto (VN), resultados positivos na ausência de objeto (FP) e resultados negativos quando há presença de objeto. Introduziram-se estes valores na tabela que pode ser visualizada na figura 1, obtendo assim a sensibilidade, especificidade, proporção de falso positivo e proporção de falso negativo.