

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**AVALIAÇÃO DE UM SIMULADOR DE MAMA PARA ESTUDO DA
INTERFERÊNCIA DO IMPLANTE DE SILICONE NA VISUALIZAÇÃO
DE ACHADOS MAMOGRÁFICOS**

POR
JOÃO VINÍCIUS BATISTA VALENÇA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
Cidade Universitária “Prof. José Aloísio de Campos”
São Cristóvão – SE – Brasil

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

**AVALIAÇÃO DE UM SIMULADOR DE MAMA PARA ESTUDO DA
INTERFERÊNCIA DO IMPLANTE DE SILICONE NA VISUALIZAÇÃO
DE ACHADOS MAMOGRAFICOS**

JOÃO VINÍCIUS BATISTA VALENÇA

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

ORIENTADORA: Dra. DIVANÍZIA DO NASCIMENTO SOUZA

São Cristóvão
2012

Dedico este trabalho aos familiares e amigos que já partiram desta existência e que continuam a viver, não apenas em lembranças.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Prof^a Dra. Divanília do Nascimento Souza pelos ensinamentos e por ter me acompanhado nesta trajetória do mestrado.

Aos meus pais Antonio Pereira Valença e Maria dos Santos Batista Valença, assim como a meu irmão Thomaz Jefferson, por serem tão importantes a ponto de não existirem palavras com as quais possa me expressar para agradecer.

Ao Dr. Fábio Rolemberg por toda a disponibilidade, paciência e conselhos que em muito contribuíram neste trabalho.

Ao físico Daniel Menezes pela ajuda fundamental na aquisição dos dados.

Aos amigos Batista, Danilo, Davi, Izabela, Mateus, Rafaela, Renan, Rogério, William, Yklys e a todos aqueles que contribuíram imensamente com este trabalho quer seja em produtivas discussões ou na aquisição dos dados.

Aos amigos do Banco do Brasil por terem ajudado com a disponibilidade de horário diferenciado na etapa final de confecção da dissertação. Espero ter correspondido minimamente à torcida de todos vocês.

À Universidade Federal de Sergipe, em especial aos professores do Núcleo de Pós-Graduação em Física por fazerem parte da minha formação.

À CAPES, pela bolsa de estudo concedida durante boa parte do mestrado.

Aos amigos de sala Raimundo, Luiza, David, Tiago, Jerre, Alessandra e Laís pelo incentivo e momentos de descontração durante este período.

A todos que torceram pela conclusão desta dissertação.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram na realização deste trabalho.

RESUMO

O estabelecimento de um equipamento específico para avaliação da mama com uso da radiação X trouxe importantes benefícios na detecção precoce do câncer mamário. Apresentando-se com diversas características, a mama feminina varia em relação tanto à densidade como em espessura, sendo o mamógrafo útil em diversas análises, incluindo em mamas portadoras de implantes artificiais. O objetivo deste trabalho foi avaliar uma mistura entre parafina em gel e acrílico em pó como simulador do tecido mamário, usando como parâmetros principais o número atômico efetivo (Z_{ef}) e o coeficiente de atenuação mássico total (μ/ρ), bem como utilizar a melhor proporção destes para analisar a interferência na imagem da presença do implante de silicone. Empregando processo de confecção rápido, e utilizando materiais de baixo valor monetário, o simulador construído com a proporção ‘Parafina + 10% acrílico’, que representa adição de acrílico no valor de 10% do valor da parafina utilizado, foi aquele que melhor simulou a glândula mamária. Em relação ao tecido adiposo, no qual a proximidade de simulação foi maior, as diferenças percentuais exibidas para μ/ρ foram de aproximadamente 32,9% para 10 keV, 28,5% para 15 keV, 20,2% para 20 keV, 11,1% para 30 keV e 5,4% para 40 keV. A avaliação em termos da interferência do implante de 105 mL mostrou que a radiação espalhada por ele dentro do objeto simulador tinha um alcance aproximado de 5 mm. Exposições com diferentes características de compressão também foram efetuadas e por meio da análise das imagens obtidas ficou evidente a influência da compressão na obtenção de imagens com boa qualidade sendo necessário um menor tempo de exposição.

Palavras-chave: simulador de mama, implantes mamários, mamografia.

ABSTRACT

The establishment of specific equipment with the only purpose of evaluation the breast tissue has brought important improvement in mammary cancer detection. Presenting a huge variety in its characteristics, the female breasts varies in density and also in thickness, the mammographer it is useful in many occasions, including breast with artificial implants. The goal of this work is evaluate, using as main parameters the effective atomic number (Z_{ef}) and the total mass attenuation coefficient (μ/ρ), the mixture between paraffin gel and acrylic powder as breast simulator, as well as use the best proportion of these materials to analyze the interference of the silicone implant in images. Showing a rapid manufacture procedure, and requiring low cost materials, the simulator built with the proportion “Paraffin+10%acrylic”, which represents the addition of 10% of acrylic in the value of the paraffin, was the one that simulated best the mammary glands. The adipose tissue, which the proximity was greater, the percentage differences obtained to μ/ρ were approximately 32,9% for 10keV, 28,5% for 15 keV, 20,2% for 20 KeV, 11,1% for 30 keV e 5,4% for 40 keV. The evaluation in terms of implant interference showed that the scattered radiation produced by it has an approximated range of 5 mm to the built simulator which was introduced a 105 mL implant. Exposures with different compressions characteristics also were made, which was clear the influence in the image with quality and less time exposure.

Keywords: mammary simulator, mammary implants, mammography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação da produção e dos espectros relativos aos raios X característicos e de freamento. 'K', 'L' e 'M' fazem referência às camadas eletrônicas (adaptado de BUSHBERG <i>et al.</i> , 2002).....	5
Figura 2. Relação entre três fenômenos de interação da radiação com a matéria, o número atômico do elemento alvo e a energia do fóton incidente (retirada de YOSHIMURA, 2009).....	6
Figura 3. Ilustração do Efeito Fotoelétrico (retirada de TAUHATA, 2003).....	7
Figura 4. Ilustração Efeito Compton (retirada de TAUHATA, 2003).....	7
Figura 5. Ilustração do Efeito Rayleigh e a relação entre os comprimentos de onda dos fótons incidente e emitido, $\lambda_1 = \lambda_2$ (retirado de BUSHBERG, SEIBERT, <i>et al.</i> , 2002).....	9
Figura 6. Esquemática de um aparelho de mamografia convencional (retirada de OLIVEIRA, 2007).....	12
Figura 7. Relação entre o coeficiente de atenuação linear de diferentes tecidos na faixa energética de 20 keV a 100 keV (retirada de SILVA, 2010).....	12
Figura 8. Espectro de raios X sem filtração e com filtros de Mo e Rh de diferentes espessuras (retirada de DANTAS, 2010).....	13
Figura 9. Posicionamento incorreto e o correto da tela intensificadora no filme mamográfico (retirada de BUSHONG, 2008).....	15
Figura 10. Aspectos anatômicos da mama (retirada de INCA, 2002a).....	16
Figura 11. Representação dos diferentes tipos de mama: (a) mama densa, (b) predominantemente densa, (c) predominantemente adiposa; (d) mama adiposa. (retirada de INCA, 2002b).....	18
Figura 12. Implante em posicionamento subglandular (adaptada de http://www.neilventer.com.br/2011/08/mastoplastia-estetica-de-aumento-protese-de-mamas/ , 2011).....	19
Figura 13. Implante em posicionamento submuscular (adaptada de http://www.neilventer.com.br/2011/08/mastoplastia-estetica-de-aumento-protese-de-mamas/ , 2011).....	19
Figura 14. Exemplo de cápsula fibrosa em implante retirado de uma mama (retirado de MÉLEGA, <i>et al.</i> , 2001).....	20
Figura 15. Indicação das microcalcificações, apontadas pela seta (retirada de PAREDES, 1994).....	23
Figura 16. Densidade assimétrica pela presença de nódulo mamário, apontada pela seta (retirada de PAREDES, 1994).....	23
Figura 17. Simulador de Mama 'ACR'.....	26
Figura 18. Phantom Mama.....	27
Figura 19. Simulador Alvim (retirado de ELIAS <i>et al.</i> , 2009).....	28
Figura 20. Balança utilizada durante procedimento de pesagem das amostras de parafina e acrílico. ...	32
Figura 21. (a) Amostra de parafina em gel no interior do béquer antes do início do aquecimento; (b) Parafina completamente derretida; (c) Aspecto da mistura após a adição do acrílico em pó.....	32
Figura 22. (a) Molde utilizado na confecção dos simuladores; (b) <i>Phantoms</i> montados com diferentes proporções de acrílico (da esquerda para a direita: parafina, parafina + 3% acrílico, parafina + 10% acrílico).....	33
Figura 23. Tela para inserção dos dados para o cálculo dos coeficientes de atenuação mássicos totais e seus respectivos componentes. 1 – espaço destinado à inserção da composição elementar do material estudado; 2 – locais destinados à escolha de quais coeficientes serão calculados; 3– escolha da faixa energética englobada no cálculo (retirado de BERGER e HUBBELL, 1987).....	34

Figura 24. (a) Fotografia do simulador confeccionado com inserção dos achados e do implante com volume de 105 mL; (b) Ilustração da disposição dos objetos no interior do simulador mostrado em (a) [1 – representa o implante inserido; 2 – disposição dos fios de nylon, localizados a 4,5 cm da porção anterior do <i>phantom</i> ; 3 – disposição dos grãos de porcelana, localizados no mesmo nível em que se encontram as fibras];.....	36
Figura 25. Simulador com implante posicionado para exposições, com compressor servindo apenas para imobilizá-lo	38
Figura 26. Simulador com implante posicionado para exposições, com compressão de 1 cm.....	39
Figura 27. Simulador com implante posicionado para exposições, com compressão de 1 cm e deslocado 2,5 cm para fora da área exposta.	39
Figura 28. Aparato montado para medições da densidade óptica. Nesta fotografia observa-se um filme sobre o densitômetro; o filme analisado é um dos obtidos com simulador deslocado.....	40
Figura 29. Gráfico comparativo entre os coeficientes de atenuação mássico da amostra 'Parafina + 10% acrílico' e o tecido adiposo ICRU para energias de 10 keV a 100 keV.....	47
Figura 30. Gráfico comparativo entre os coeficientes de atenuação mássico da amostra 'Parafina + 10% acrílico' e a glândula mamária ICRU para energias de 10 keV a 100 keV.....	48
Figura 31. Densidade óptica medida na linha central da imagem formada para o simulador sem implante inserido e com uso do CAE.....	49
Figura 32. Gráficos resultantes da varredura em D.O. dos filmes expostos para o simulador com implante e sem compressão significativa.	50
Figura 33. Gráficos resultantes da varredura em DO dos filmes expostos para o simulador com implante e com compressão de 1 cm.	52
Figura 34. Gráficos resultantes da varredura em DO dos filmes expostos para o simulador com implante deslocado e com compressão de 1 cm.	53
Figura 35. Gráficos resultantes da varredura em DO em diferentes características de compressão e para técnicas distintas (26 kV / 100 mAs e 26 kV / 140 mAs).	54

LISTA DE TABELAS:

Tabela 1. Dimensões dos achados presentes no simulador ACR.	27
Tabela 2. Composição elementar descrita pela ICRU e os resultados obtidos neste trabalho (incertezas são menores que 1%).	41
Tabela 3. Valores dos coeficientes de atenuação mássico e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (10 keV).	42
Tabela 4. Valores dos coeficientes de atenuação mássicos e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (15 keV).	43
Tabela 5. Valores dos coeficientes de atenuação mássico e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (20 keV).	43
Tabela 6. Valores dos coeficientes de atenuação mássicos e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (30 keV).	44
Tabela 7. Valores dos coeficientes de atenuação mássicos e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (40 keV).	45
Tabela 8. Diferença percentual aproximada entre os coeficientes de atenuação mássicos totais das amostras e do tecido adiposo descrito pela ICRU-44.	45
Tabela 9. Número atômico efetivo calculado para os tecidos ICRU e as amostras analisadas.	46
Tabela 10. Número de achados verificados nas exposições do simulador com implante e sem compressão significativa.	56
Tabela 11. Número de achados verificados nas exposições do simulador com implante e com compressão de 1 cm.	56
Tabela 12. Número de achados verificados nas exposições do simulador com implante deslocado e com compressão de 1 cm.	56

LISTA DE ABREVIATURAS

Al	Alumínio
ALARA	As low as reasonably achievable
cm	Centímetro
DO	Densidade Óptica
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurement
INCA	Instituto Nacional de Câncer
kV	Quilovoltagem
m	Metro
mA	Miliampere
mAs	Miliampere-segundo
mm	Milímetro
MS	Ministério da Saúde
OMS	Organização Mundial de Saúde

LISTA DE SÍMBOLOS

E	Energia de um fóton
h	Constante de Planck
ν	Frequência do fóton
Å	Angstrom
c	Velocidade da luz
λ	Comprimento de onda (m);
W	Tungstênio
Mo	Molibdênio
Rh	Ródio
Z	Número atômico
E_c	Energia cinética do fotoelétron
B	Energia de ligação do elétron
E'_e	Energia cinética de recuo do elétron
'	Frequencia do fóton após o choque com o elétron
m_0	Massa de repouso do elétron
v	Velocidade do elétron
q	Momento linear do elétron
p	Momento linear do fóton
	Razão entre a energia do fóton incidente e a energia de repouso do elétron
$E_{e(\max.)}$	Energia máxima de recuo do elétron
$^a\sigma_t$	Seção de choque atômica total
I	Intensidade da radiação ao atravessar um meio de espessura x
	Intensidade da radiação em um meio homogêneo
x	Espessura do meio absorvedor
μ/ρ	Coefficiente de atenuação mássico total
f/ρ	Coefficiente de atenuação mássico do efeito fotoelétrico
/	Coefficiente de atenuação mássico do efeito coerente
/	Coefficiente de atenuação mássico do efeito Compton
n_v	Quantidade de átomos por volume

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
2 – OBJETIVOS	3
2.1 – Objetivo Geral.....	3
2.2 – Objetivos Específicos	3
3 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
3.1 – Fundamentos da Produção de Raios X.....	4
3.1.1 – Raios X de Freamento (Bremsstrahlung).....	4
3.1.2 – Raios X Característicos	4
3.2 – Interações da Radiação com a Matéria.....	5
3.2.1 – Efeito fotoelétrico	6
3.2.2 – Efeito Compton	7
3.2.3 – Efeito Rayleigh.....	8
3.2.4 – Relação com a qualidade da imagem.....	9
3.2.4.1 - Coeficiente de Atenuação	9
3.3 – Mamógrafo.....	11
3.3.1 – Tubo de Raios X dos Mamógrafos	12
3.3.2 – Compressão da Mama.....	14
3.3.3 – Grade Antidifusora	14
3.3.4 – Filme/Écran	15
3.3.5 – Controle Automático de Exposição (CAE).....	16
3.4 – Anatomia da Mama	16
3.4.1 – Posicionamento dos Implantes Mamários.....	18
3.5 – Câncer de Mama e os Exames de Avaliação	20
3.6 – Características e Importância dos Simuladores de Órgãos e Tecidos.....	25
3.6.1 – Simuladores de Mama.....	26
3.6.1.1 – Simulador ACR (Mammographic Accreditation Phantom).....	26
3.6.1.2 – Simulador ‘Phantom Mama’	27
3.6.1.3 – Simulador ‘Alvin’	27
3.7 – Influência dos Implantes Mamários na Detecção do Câncer de Mama	28
4 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	30
4.1 – Confeção e Avaliação dos Simuladores de Mama.....	30

4.2 – Montagem do Simulador com Implante	35
4.3 – Controle de Qualidade do Mamógrafo Utilizado	36
4.4 – Avaliação dos Simuladores.....	37
5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO	40
5.1 – Avaliação dos Simuladores Confeccionados	40
5.2 – Análise das exposições dos simuladores.....	48
6 – CONCLUSÃO	57
7 – BIBLIOGRAFIA	59

1 – INTRODUÇÃO

Os raios X foram descobertos em 1895 e até hoje, mais de cem anos depois, permanecem sendo objeto de estudo devido a sua aplicabilidade em diversas áreas do conhecimento. Notadamente no âmbito do diagnóstico médico suas propriedades trouxeram evoluções significativas, permitindo a avaliação de órgãos e tecidos de maneira não invasiva. Em paralelo à descrição das suas características, novas tecnologias foram desenvolvidas e aprimoradas, sendo os equipamentos de raios X convencionais, de fluoroscopia e mamografia resultantes desse processo.

O mamógrafo, tal qual o conhecemos hoje, ou seja, aparelho dedicado exclusivamente à avaliação da mama com uso dos raios X, foi desenvolvido por volta dos anos 1960 (STEEN e TIGGELEN, 2007), tendo sofrido alterações desde essa data. A exigência de um aparelho específico, cuja necessidade se fundamenta na composição e características do tecido mamário, faz da mamografia um exame diferenciado, o qual auxilia no diagnóstico de uma das neoplasias que mais acometem a população feminina. Ainda apresentando taxas elevadas de mortalidade, são esperados 52.680 novos casos de câncer de mama no Brasil em 2012 (INCA, 2012). Vários países mantêm nas suas políticas de saúde pública exames mamográficos de rotina para mulheres a partir de certa idade, conhecidos como ‘exames mamográficos de rastreamento’. Mesmo possuindo menor eficácia na análise de mamas densas, a mamografia se adequa a uma grande diversidade de glândulas mamárias, quer sejam elas de pequena ou grande espessura, sendo utilizada também na análise de mamas que possuem implantes inseridos.

A mamoplastia de aumento, como é conhecida tecnicamente a inserção de uma prótese para aumento do volume mamário, é uma das cirurgias plásticas mais comuns nos dias atuais. A influência dos implantes mamários na detecção do câncer continua sendo motivo de discussão entre os pesquisadores. Atualmente, grande parte dos trabalhos da área leva em consideração levantamentos estatísticos do grau de desenvolvimento da neoplasia quando detectada em mamas com implante. O uso de simuladores de órgãos e tecidos, cuja relevância é levada em consideração no controle de qualidade dos equipamentos diagnósticos, também faz parte da discussão citada. O uso destes simuladores, conhecidos também como *phantoms*, pode ser de essencial importância já que, possuindo características próximas as do tecido mamário, eles facilitam a análise da interferência dos diversos implantes sem que exista

preocupação com a exposição à paciente. Outro quesito de importância deste uso é o detalhamento técnico utilizado em mamografia de mulheres que possuem implante, pois nestes casos o controle automático de exposição (CAE) não é utilizado, já que ocasionaria superexposição do filme.

2 – OBJETIVOS

2.1 – Objetivo Geral

- Verificar a aplicabilidade da mistura entre parafina em gel e acrílico em pó como simulador de mama, tendo como principal finalidade a análise da influência do implante de silicone na detecção de fibras e microcalcificações;

2.2 – Objetivos Específicos

- Investigar a eficiência dos *phantoms* compostos por parafina em gel e acrílico em pó, em diferentes proporções, na simulação da glândula mamária;
- Discutir a escolha da técnica manual selecionada em exames mamográficos de mulheres que possuem implante mamário;
- Avaliar a importância da compressão da mama em mulheres com implante;
- Investigar a influência do deslocamento da região do implante para fora da área exposta à radiação na detecção dos achados;
- Analisar a relação entre a detectabilidade dos achados e a distância destes até o implante.

3 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 – Fundamentos da Produção de Raios X

Após a descoberta dos raios X por Roentgen em 1895, iniciou-se vasta pesquisa sobre a origem, características e utilidades desta faixa energética do espectro eletromagnético. Após um período de quase total desconhecimento acerca das implicações do seu uso, os raios X se estabeleceram como uma das principais ferramentas na revolução técnico-científica do século XX, com importância salutar no âmbito do diagnóstico médico.

A aplicação de uma diferença de potencial entre o polo positivo (cátodo) e o polo negativo (ânodo) no interior da ampola de Crookes, usada por Roentgen na sua descoberta no final do século XIX (MARTINS, 1998), faz parte da estrutura funcional, com algumas diferenças que incluem o posicionamento dos polos, dos tubos de equipamentos radiográficos atuais. Posterior ao aquecimento de um filamento metálico, e consequente emissão de elétrons por efeito termiônico, ocorre aceleração destas partículas carregadas que interagem com o ânodo. Apresentando diferenças nas interações entre o elétron e o alvo, os mecanismos de produção de raios X são descritos a seguir:

3.1.1 – Raios X de Freamento (Bremsstrahlung)

Ao acelerar elétrons contra um alvo, parte desses seguem trajetórias nas quais passam próximos aos núcleos atômicos do material. Nestes casos há uma alteração na trajetória do elétron incidente, que é explicada através da interação eletromagnética entre o elétron e o núcleo do átomo que compõe o alvo, e conversão de parte de sua energia cinética em fótons de raios X, conhecidos como ‘raios X de freamento’ ou ‘Bremsstrahlung’. A eficiência na produção dos raios X de freamento cresce com o incremento do número atômico do alvo. O ângulo de deflexão do elétron apresenta-se variado, sendo os fótons emitidos nesse processo representados por um espectro energético contínuo. (TURNER, 2007)

3.1.2 – Raios X Característicos

Outro processo que resulta na emissão de raios X ocorre quando os elétrons acelerados ionizam os átomos que compõem o alvo, retirando elétrons daquela eletrosfera. A ionização provoca uma vacância no nível energético antes ocupado pelo elétron ejetado, a qual é logo

preenchida por outro de uma camada mais externa. A diferença energética entre os dois níveis envolvidos no processo, que é característica de cada elemento, será igual à energia com que os raios X serão emitidos, apresentando assim um espectro energético discreto. Um incremento no número atômico (Z) do material alvo implica em aumento da energia dos raios X característicos a ele associada. (BUSHONG, 2008)

Quando a vacância é preenchida por um elétron que não pertence à última camada eletrônica, existe a possibilidade de emissão de raios X com energias distintas, devido aos sucessivos preenchimentos das vacâncias que surgem por elétrons de camadas mais externas.

A figura 1 apresenta ilustrações da produção de raios X de freamento e característicos, bem como da representação dos espectros energéticos envolvidos.

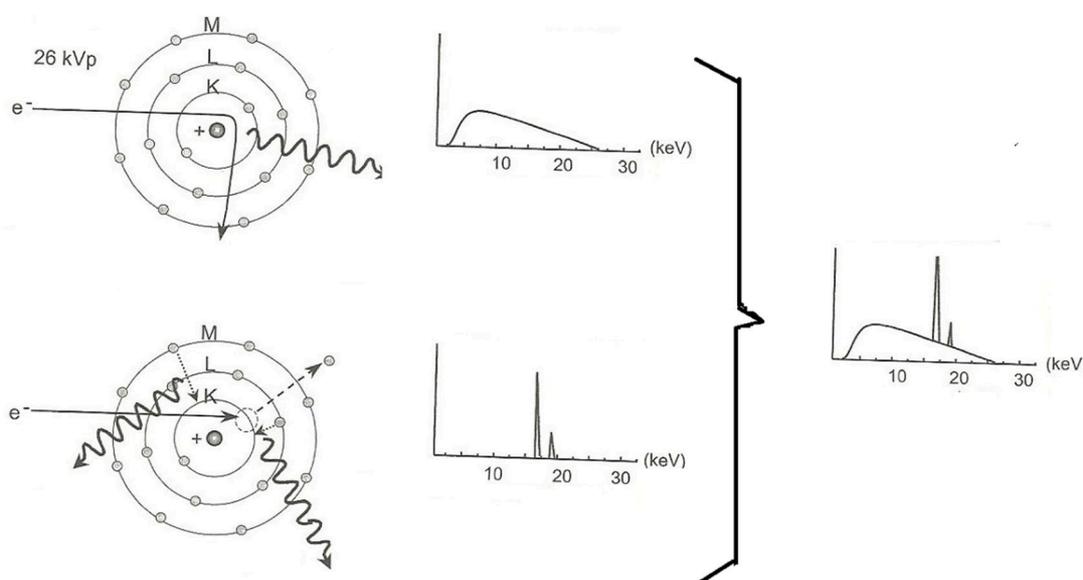


Figura 1. Representação da produção e dos espectros relativos aos raios X característicos e de freamento. 'K', 'L' e 'M' fazem referência às camadas eletrônicas (adaptado de BUSHBERG *et al.*, 2002)

3.2 – Interações dos raios X com a Matéria

Ao percorrer meios materiais a radiação pode interagir com os átomos que os compõem. A probabilidade de interação está relacionada com as características da radiação e do meio (YOSHIMURA, 2009), exibindo estreito vínculo, nos exames radiológicos, com a qualidade da imagem e a dose absorvida pelo paciente.

Na faixa energética do radiodiagnóstico, que varia aproximadamente entre 10 keV e 150 keV, existe a predominância da interação ocorrer por fenômenos como efeito fotoelétrico, efeito Compton e efeito Rayleigh. Para feixes com altas energias, como os utilizados em

radioterapia, consideram-se relevantes interações como a produção de pares e as reações fotonucleares. A Figura 2 ilustra a relação de observância de três dos efeitos mencionados com o número atômico (Z) do material alvo e a energia do fóton incidente:

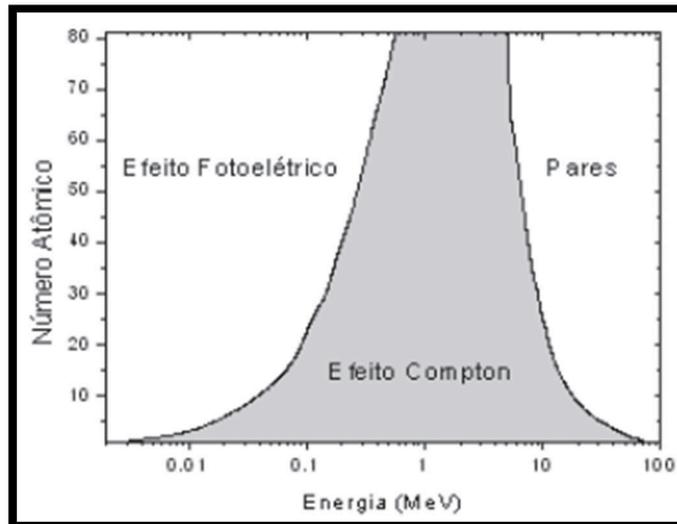


Figura 2. Relação entre três fenômenos de interação da radiação com a matéria, o número atômico do elemento alvo e a energia do fóton incidente (retirada de YOSHIMURA, 2009).

Num exame mamográfico com fótons de energia efetiva de aproximadamente 17,44 keV e mama composta por 50% tecido glandular e 50% tecido adiposo, as interações são distribuídas em 69,76% por efeito fotoelétrico, 19,82% por efeito Compton e 10,42% por efeito Rayleigh (TOMAL, 2007). Considerações gerais acerca destas interações são exibidas a seguir:

3.2.1 – Efeito fotoelétrico

Tendo sido formalizado teoricamente por Albert Einstein em 1905, o efeito fotoelétrico pode ser resumido como sendo a ejeção de um elétron (fotoelétron) do átomo pela completa absorção de um fóton da radiação incidente (figura 3). A probabilidade por unidade de massa de ocorrência deste efeito está relacionada com o número atômico (Z) do elemento alvo, sendo proporcional a Z^3 , e à energia incidente do fóton (E), com proporcionalidade aproximada a $1/E^3$. Sendo assim, o efeito fotoelétrico predomina quando fótons de baixa energia, capazes de ionizar o átomo em alguma de suas camadas eletrônicas, interagem com material de elevado número atômico (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2002).

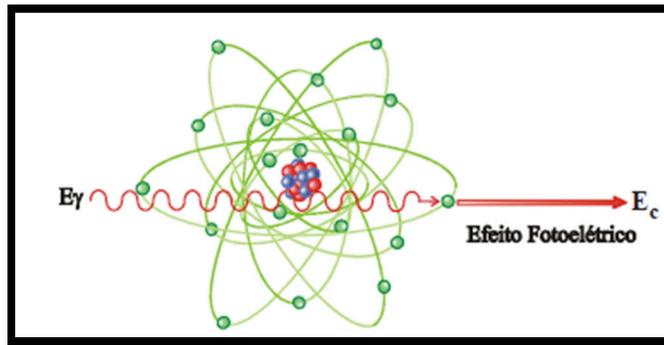


Figura 3. Ilustração do Efeito Fotoelétrico (retirada de TAUHATA, 2003).

A energia cinética final do fotoelétron (E_c) é igual à diferença entre a energia do fóton incidente (E) e a energia de ligação do elétron ao átomo (B):

$$E_c = E - B \quad (1)$$

3.2.2 – Efeito Compton

Também chamado ‘Espalhamento incoerente’, resulta da transferência de parte da energia do fóton incidente para um elétron atômico, o qual é ejetado (elétron Compton). O fóton sofre desvio da sua trajetória inicial, tendo o ângulo de deflexão relação com a energia transferida. Uma ilustração deste efeito é mostrada na figura 4.

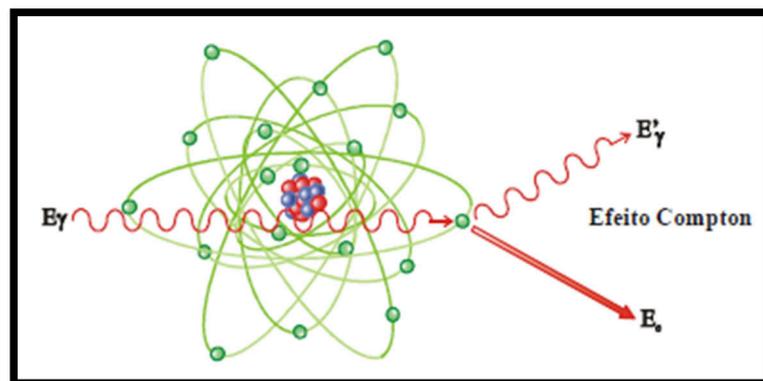


Figura 4. Ilustração Efeito Compton (retirada de TAUHATA, 2003).

Pelo princípio de conservação da energia, considerando-se um elétron muito fracamente ligado ao átomo, a energia cinética adquirida pelo elétron Compton é dada por:

$$E'_e = hv - hv' \quad (2)$$

Em que “ E'_e ” representa a energia cinética do elétron Compton, “ hv ” é a energia do fóton incidente e “ hv' ” a energia do fóton espalhado após a colisão.

As energias do fóton espalhado e do elétron Compton são dadas pelas equações 3 e 4, abaixo descritas:

$$hv' = \frac{hv}{1 + \alpha (1 - \cos \varphi)} \quad (3)$$

$$E'_e = hv \frac{\alpha (1 - \cos \varphi)}{1 + \alpha (1 - \cos \varphi)} \quad (4)$$

Onde $\alpha = \frac{hv}{m_0c^2}$, sendo m_0c^2 a energia de repouso do elétron (0,511 MeV) e ‘ φ ’ o ângulo de espalhamento do fóton em relação a sua direção de incidência.

A probabilidade de ocorrência deste efeito torna-se consideravelmente maior quando a energia de ligação dos elétrons orbitais se torna desprezível em relação à energia do fóton incidente (TAUHATA, 2003).

3.2.3 – Efeito Rayleigh

Também conhecido como ‘espalhamento coerente’, o efeito Rayleigh é caracterizado pela absorção momentânea do fóton incidente pelo átomo. Esta interação quase não muda a energia do fóton, que é emitido com praticamente o mesmo comprimento de onda com que incide (Figura 5), sendo mais provável de ocorrer em fótons pouco energéticos que interagem com átomo de elevado número atômico. Em geral, o ângulo de espalhamento entre o fóton que emerge e o incidente torna-se tão maior quanto menor for a energia deste último (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2002).

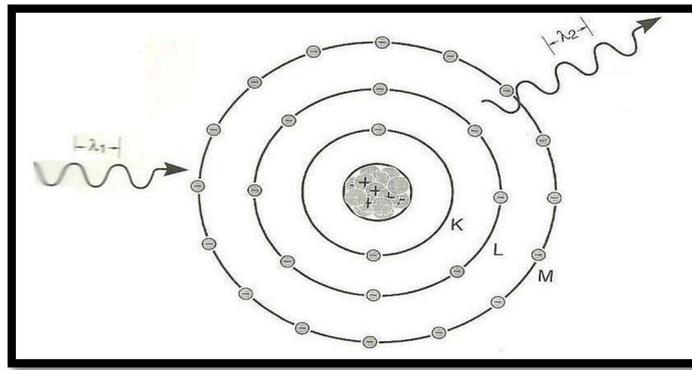


Figura 5. Ilustração do Efeito Rayleigh e a relação entre os comprimentos de onda dos fótons incidente e emitido, $\lambda_1 = \lambda_2$ (retirado de BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2002).

3.2.4 – Relação com a qualidade da imagem

Para compreensão dos aspectos físicos que envolvem a obtenção da imagem radiográfica se faz necessário entender a relação desta obtenção para com os efeitos citados, sendo o entendimento de tais efeitos essencial em discussões que envolvem qualidade da imagem. A relação existente entre os efeitos citados e a formação da imagem em radiodiagnóstico resulta na tentativa de extinguir, ou ao menos minimizar, a influência da radiação espalhada na sensibilização do filme radiográfico. Atualmente, os equipamentos que utilizam raios X possuem estruturas com esta finalidade como, por exemplo, a grade antidifusora e, no caso específico do mamógrafo, o compressor da mama.

3.2.4.1 - Coefficiente de Atenuação

Representando medida quantitativa dos fótons atenuados, ou seja, que foram absorvidos ou espalhados por determinada espessura do meio o qual percorre, o coeficiente de atenuação linear total (μ), para feixes finos, pode ser obtido da seguinte relação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (5)$$

Onde: 'I₀' representa a intensidade do feixe de fótons que incide num meio em determinada direção; 'I' é a intensidade do feixe após ter atravessado uma espessura 'x' do meio. A unidade de μ é, em geral, cm^{-1} ou m^{-1} .

A probabilidade de determinada interação ocorrer é representada pela seção de choque atômica total (${}^a\sigma_t$), que pode ser subdividida nas seções de choque correspondentes aos efeitos mais significativos para a faixa energética em questão; no caso da mamografia, como citado anteriormente, estes seriam o espalhamento coerente, efeito Compton e absorção fotoelétrica. O coeficiente de atenuação linear total se relaciona com a seção de choque atômica através da seguinte relação (ATTIX, 1986):

$$\mu = n_v \cdot {}^a\sigma_t \quad (6)$$

Em que n_v indica a quantidade de átomos por volume.

Por ser dependente do número de átomos presentes numa dada espessura de material, o coeficiente de atenuação linear total é dependente do estado físico deste. Costuma-se, para evitar a dependência citada, utilizar a grandeza coeficiente de atenuação mássico (μ/ρ), onde ‘ ρ ’ representa a densidade do material, sendo cm^2/g sua unidade usual.

Tanto o coeficiente de atenuação linear quanto o coeficiente de atenuação mássico podem ser subdivididos nos respectivos coeficientes correspondentes às interações mais representativas na faixa energética estudada. No caso de μ/ρ , para a faixa energética da mamografia, temos:

$$\mu = \mu_{\text{f}} + \mu_{\text{c}} + \mu_{\text{co}} \quad (7)$$

Onde: μ é o coeficiente de atenuação mássico total, μ_{f} representa o coeficiente de atenuação mássico referente à absorção fotoelétrica, μ_{c} faz referência ao coeficiente de atenuação mássico relativo ao espalhamento Compton e μ_{co} indica o coeficiente de atenuação mássico que diz respeito ao espalhamento coerente. É importante salientar a dependência dos coeficientes citados para com parâmetros como o número atômico do material, a energia do fóton incidente e a densidade eletrônica do meio, cuja relação se faz presente pela seção de choque relativa a cada efeito citado.

Um método usual para determinação do coeficiente de atenuação mássico de uma dada mistura com composição elementar conhecida é a chamada ‘Regra das Misturas’. Para

composto homogêneo, utilizando a regra supracitada, podemos encontrar o coeficiente da seguinte maneira (HUBBEL e SELTZER, 1995):

$$\mu = \sum w_i (\mu/\rho)_i \quad (8)$$

Em que o termo $(\mu/\rho)_i$ e w_i representam, respectivamente, o coeficiente de atenuação mássico para um determinado elemento constituinte da mistura e a fração relativa do peso correspondente a ele no composto.

3.3 – Mamógrafo

Devido a peculiaridades em termos de sua composição tecidual, há um aparelho específico para fins de avaliação da mama com o uso dos raios X: o mamógrafo. Possuindo especificidades em relação aos equipamentos de radiografia convencional, o mamógrafo objetiva adequar seu sistema de obtenção de imagens às exigências decorrentes do fato de a estrutura da mama ser composta por tecidos de características de atenuação próximas umas das outras, além da necessidade de se observar com nitidez anormalidades muito pequenas, que podem indicar formações neoplásicas, como, por exemplo, as microcalcificações. Os principais componentes de um equipamento de mamografia convencional estão apresentados na Figura 6.

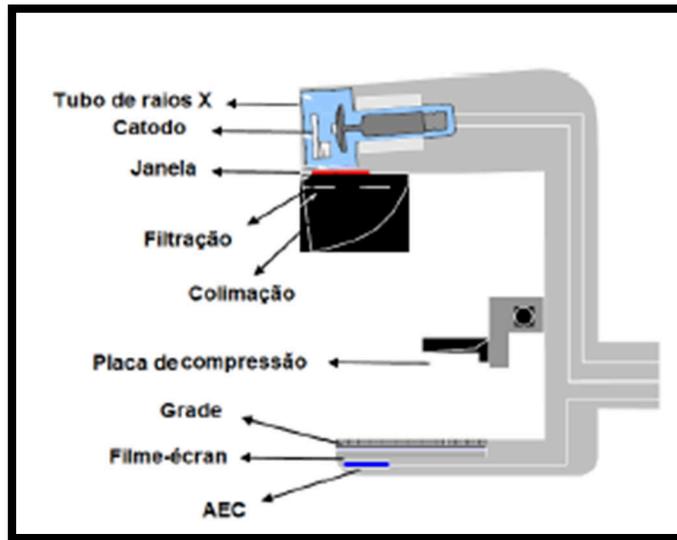


Figura 6. Esquemática de um aparelho de mamografia convencional (retirada de OLIVEIRA, 2007).

3.3.1 – Tubo de Raios X dos Mamógrafos

Diferentemente dos equipamentos de raios X convencionais, que em geral possuem ânodos confeccionados com tungstênio (W), os alvos de tubos mamográficos são geralmente compostos por molibdênio (Mo) ou ródio (Rh). A escolha tem como base o fato de que com estes materiais obtêm-se espectros discretos com energias mais próximas àquelas nas quais há maior diferenciação entre tecidos que compõem a mama e certas anormalidades, como mostrado na Figura 7.

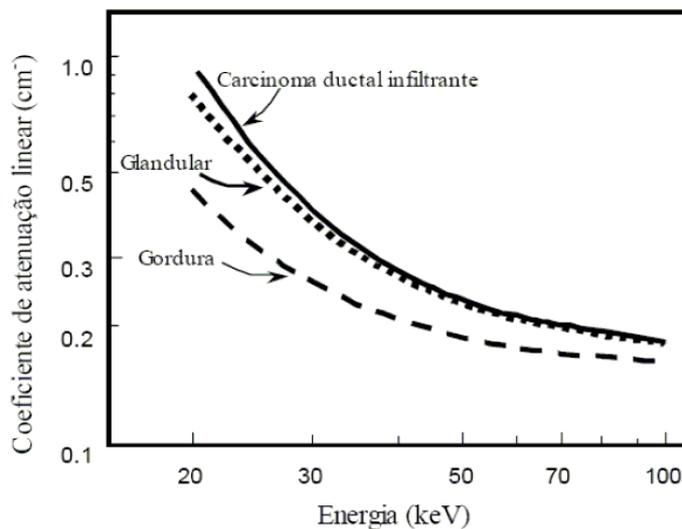


Figura 7. Relação entre o coeficiente de atenuação linear de diferentes tecidos na faixa energética de 20 keV a 100 keV (retirada de SILVA, 2010).

Devido ao tamanho da glândula examinada, o campo de radiação utilizado em mamografia possui dimensão muito menor comparado com a maioria dos exames realizados em radiologia convencional. Para isso, utilizam-se colimadores que funcionam como direcionadores da radiação, auxiliando na diminuição da dose em outros locais do corpo da paciente. (SANTOS, 2002)

No feixe, os fótons de energias muito baixas, além de não contribuírem para a qualidade da imagem, aumentam a dose de radiação no paciente. Neste sentido, com a intenção de eliminá-los, utilizam-se os filtros de radiação, geralmente compostos de molibdênio, ródio ou alumínio. A otimização do feixe energético na mamografia é feita escolhendo-se a melhor combinação entre o material do alvo e do filtro, no intuito de minimizar a influência da faixa energética da radiação de freamento, que pouco contribui para o objetivo radiológico do exame. As combinações mais usuais de materiais alvo/filtro são Mo/Mo, Rh/Rh e Mo/Rh (SILVA, 2010). A figura 8 mostra a influência dos filtros no espectro de radiação, ficando evidente a minimização de fótons de energias mais baixas:

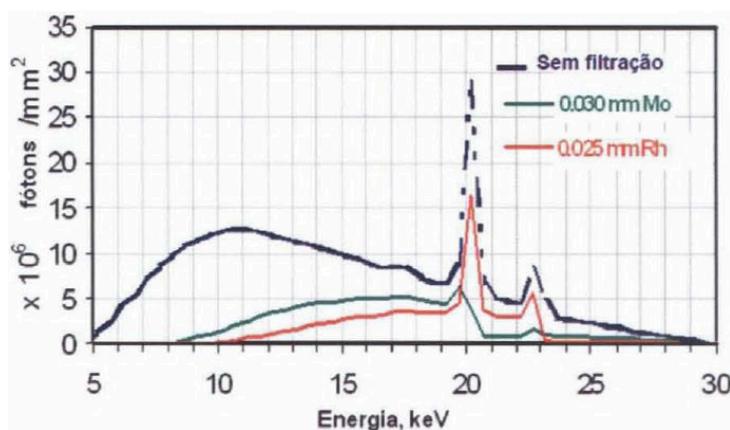


Figura 8. Espectro de raios X sem filtração e com filtros de Mo e Rh de diferentes espessuras (retirada de DANTAS, 2010).

Por decorrência do Efeito Anódico, responsável por aqueles fótons de raios X produzidos mais próximos ao cátodo exibirem energia superior aos demais, a geometria do tubo mamográfico exibe o polo positivo voltado para a parede torácica da paciente. Então, em condições inabituais de compressão, ou seja, naquelas em que a mama não é uniformizada para a exposição, este feixe mais energético é direcionado para a porção mais espessa da glândula. No entanto, em condições gerais, devido à uniformização da espessura da mama quando comprimida, este efeito pode acarretar em malefícios para a imagem.

Por conta da necessidade de alta resolução da imagem, o ponto focal possui dimensões menores que as utilizadas na radiografia convencional. O mamógrafo em geral possui dois pontos focais, sendo um foco grosso (dimensões de 0,3 x 0,3 mm²) e um foco fino (com dimensões de 0,1 x 0,1 mm²), onde o uso de cada um está relacionado com aspectos específicos da imagem que se deseja obter, sendo, por exemplo, o de menor dimensão, usado também em casos de imagem magnificada (OLIVEIRA, 2007).

3.3.2 – Compressão da Mama

Sendo específico dos aparelhos mamográficos, o compressor de mama é confeccionado com material radioluzente, tendo importância tanto em relação à qualidade da imagem quanto à dose na paciente. Algumas vantagens obtidas com seu correto uso são:

- Uniformiza a espessura da glândula a ser radiografada;
- Inibe a movimentação da mama e a deixa mais próxima do filme, ajudando na melhoria da resolução da imagem;
- Diminui a superposição de estruturas, facilitando a diferenciação entre massas sólidas e císticas;
- Reduz a espessura da mama que é irradiada, diminuindo a dose na paciente.

3.3.3 – Grade Antidifusora

Geralmente construída com lâminas de chumbo de 0,05mm de espessura, espaçadas por fibra, plástico ou alumínio, existe com o objetivo de minimizar a influência da radiação espalhada na formação da imagem, buscando obter melhorias nos parâmetros de qualidade, e localiza-se entre a glândula mamária e o receptor da imagem. Cerca de 30% a 40% dos fótons primários, não espalhados, úteis para formação de imagem com boa qualidade, são absorvidos pela grade. Em contrapartida, a presença deste dispositivo impede que cerca de 80% a 95% da radiação espalhada sensibilize o filme radiográfico. (BARNES, 1991)

3.3.4 – Filme/Écran

O filme radiográfico, receptor de imagem dos sistemas radiográficos convencionais, é composto por duas partes básicas, a base e a emulsão, existindo também a presença de uma camada adesiva e uma de recobrimento. A base constitui o componente flexível e resistente do filme. A emulsão, composta por uma mistura entre cristais de haleto de prata e gelatina, é o componente essencial na formação da imagem latente, a qual representa o estado da imagem logo após a exposição, sem ter passado pelo processamento, que transforma a imagem latente em imagem visível. (BUSHONG, 2008)

As telas intensificadoras ou écrans são responsáveis pela amplificação do efeito dos raios X na formação da imagem, exibindo, nos mamógrafos modernos, fósforo de terras-raras como o oxissulfureto de gadolínio térbio ativado ($Gd_2O_2S:Tb$) (GAONA, 2007). A presença do écran na mamografia existe em apenas um lado do chassi, que é a estrutura na qual estão inseridos o filme e a tela intensificadora, sendo localizado do lado em que a distância é maior em relação ao tubo de raios X, no intuito de evitar o efeito *crossover*, que ocasionaria borramento na imagem. A figura 9 ilustra o posicionamento correto da tela intensificadora no chassi mamográfico.

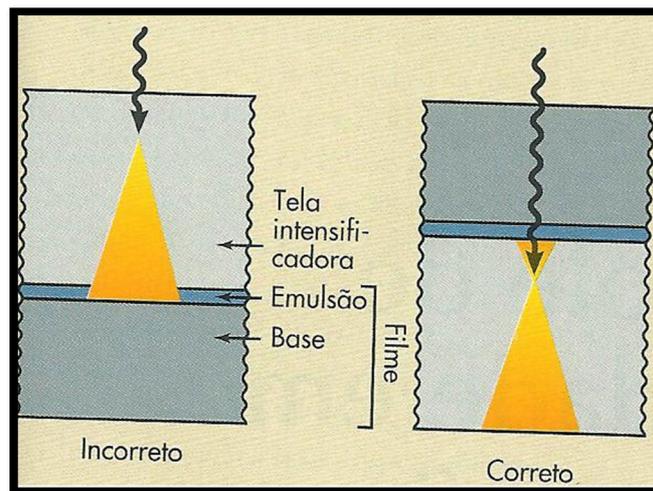


Figura 9. Posicionamento incorreto e o correto da tela intensificadora no filme mamográfico (retirada de BUSHONG, 2008).

3.3.5 – Controle Automático de Exposição (CAE)

Trata-se de dispositivo eletrônico, localizado abaixo do receptor de imagem, que seleciona automaticamente a técnica adequada de exposição a ser utilizada para a mama analisada. Visando obter excelência na qualidade da imagem, mantendo uma reprodutibilidade aceitável em termos de contraste e densidade óptica média, o CAE possui a função de minimizar a subjetividade na escolha da técnica a se usar, o que poderia incorrer em repetição de exames e consequente aumento da dose envolvida (GAONA, 2007).

3.4 – Anatomia da Mama

Sendo composta por tecidos moles, a glândula mamária feminina, localizada geralmente entre a segunda e a sexta vértebra, sobre o músculo peitoral maior, tem como função específica a produção lactífera.

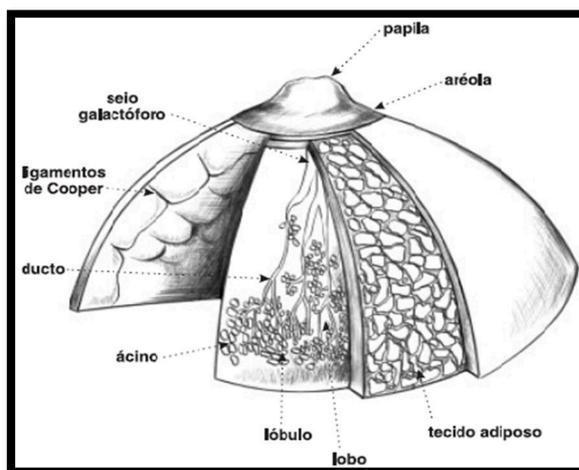


Figura 10. Aspectos anômicos da mama (retirada de INCA, 2002a).

As funções dos componentes anômicos citados na Figura 10 são resumidamente descritas a seguir (INCA, 2002a):

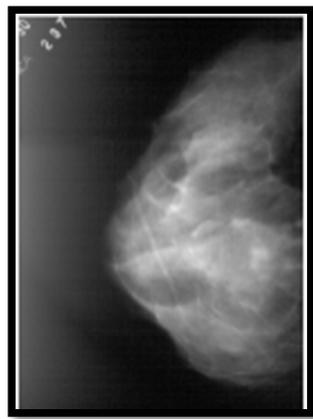
- Ácino: porção terminal da “árvore” mamária, onde as células secretoras que produzem o leite estão presentes;
- Lóbulo mamário: conjunto de ácinos;
- Lobo mamário: unidade de funcionamento formada por um conjunto de 15 a 20 lóbulos que se liga à papila por meio de ductos lactíferos;

- Ducto Lactífero: sistema de canais (15-20) que conduz o leite até a papila, o qual se exterioriza através do orifício ductal;
- Papila: protuberância de fibras musculares elásticas onde se encerram os ductos lactíferos;
- Aréola: estrutura central da mama onde se projeta a papila;
- Ligamentos de Cooper: responsáveis pela retração cutânea nos casos de câncer de mama.

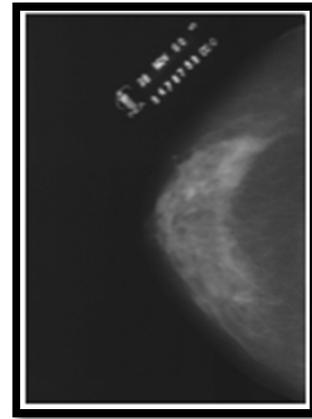
Sofrendo variações em termos de composição ao longo da vida da mulher, a mama é formada basicamente por três tipos de tecido: fibroso, glandular e adiposo. Buscando padronizar as descrições dos tipos de mama, facilitando o diálogo entre os profissionais envolvidos e a criação de banco de dados para posteriores pesquisas, recomenda-se utilizar a seguinte classificação para as mamas (INCA, 2002b):

- *Mamas densas*: nenhum tipo de substituição adiposa;
- *Mamas predominantemente densas*: a substituição adiposa é menor do que 50% da área da mama;
- *Mamas predominantemente adiposas*: a substituição adiposa é maior do que 50% da área da mama;
- *Mamas adiposas*: a substituição adiposa é total.

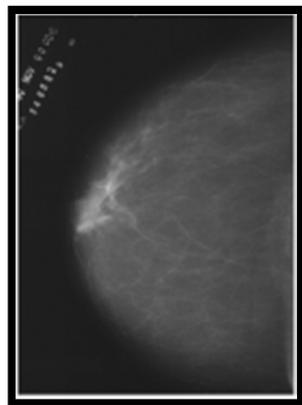
A figura 11 mostra filmes mamográficos que ilustram as diferentes classificações da glândula mamária.



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 11. Representação dos diferentes tipos de mama: (a) mama densa, (b) predominantemente densa, (c) predominantemente adiposa; (d) mama adiposa. (retirada de INCA, 2002b).

Há uma tendência de que com o passar do tempo a mama jovem, caracterizada por ser do tipo ‘densa’, passe pelos estágios na ordem em que foram citados, com progressiva substituição pelo tecido adiposo. Existem, no entanto, exceções, e também se encontram mamas de mulheres jovens exibindo características adiposas e mamas de mulheres mais velhas em que persiste o predomínio do tecido fibroglandular.

A anatomia da mama masculina comum é composta basicamente por tecido adiposo subcutâneo com pequena quantidade de ductos rudimentares posterior ao mamilo.

3.4.1 – Posicionamento dos Implantes Mamários

A presença do implante mamário, tanto para fins de aumento da mama como de reconstrução, vem se tornando rotineira. Atualmente, os tipos de implante mais utilizados são

os preenchidos por silicone em gel ou solução salina. Ambos os tipos de implante podem exibir localização subglandular (Figura 12), com localização anterior ao músculo peitoral maior, ou submuscular (Figura 13), com posicionamento entre os músculos peitoral maior e menor.

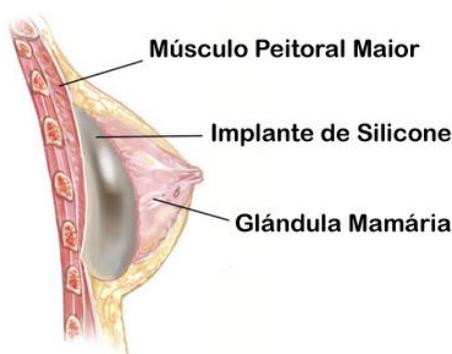


Figura 12. Implante em posicionamento subglandular (adaptada de <http://www.neilventer.com.br/2011/08/mastoplastia-estetica-de-aumento-protese-de-mamas/>, 2011).

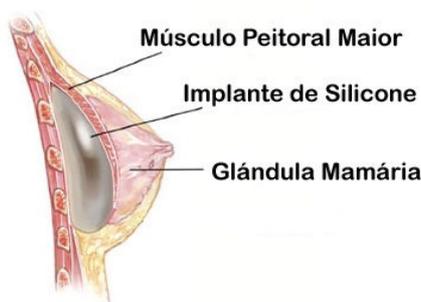


Figura 13. Implante em posicionamento submuscular (adaptada de <http://www.neilventer.com.br/2011/08/mastoplastia-estetica-de-aumento-protese-de-mamas/>, 2011).

Como reação do organismo à presença do implante, em até 70% das mulheres que se submeteram à mamoplastia de aumento, como também é conhecida a cirurgia plástica de aumento das mamas, ou reconstrução mamária, há o desenvolvimento de tecido fibroso ao redor do implante, a que se denomina contratura capsular (GANOTT, HARRIS, *et al.*, 1992), como mostra a figura 14. A contratura pode causar incômodo, chegando, em casos extremos, a deformar a glândula mamária, inviabilizando o uso e implicando na necessidade de remoção do implante. Técnicas como a capsulotomia aberta, a capsulotomia fechada e a capsulectomia são utilizadas no intuito de minimizar, ou até mesmo extinguir, as reações adversas provocadas pela contratura (MÉLEGA, *et al.*, 2001).

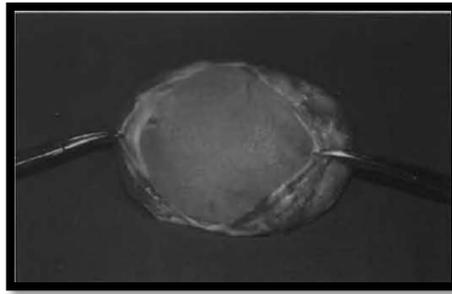


Figura 14. Exemplo de cápsula fibrosa em implante retirado de uma mama (retirado de MÉLEGA, *et al.*, 2001).

3.5 – Câncer de Mama e os Exames de Avaliação

O câncer de mama, assim como os mais de 100 diferentes tipos de cânceres, é caracterizado pelo crescimento desordenado de células que podem se espalhar para além do tecido no qual se iniciou, fenômeno este conhecido como metástase. Pode acometer tanto a população masculina quanto a feminina, sendo a última em maior proporção, tendo sido causa de 12.098 mortes no Brasil em 2008, sendo 11.969 mulheres e 129 homens (INCA, 1996). Diversos estudos indicam a relação entre características genéticas e comportamentais exibidas pelas mulheres e o desenvolvimento das neoplasias mamárias. Fatores como histórico familiar de câncer de mama, reposição hormonal, primeira gestação tardia, tabagismo, menarca precoce e menopausa tardia são citados no enquadramento de mulheres como sendo pertencentes a um grupo de risco (INCA, 2004), que merece atenção diferenciada no que diz respeito ao acompanhamento médico. O histórico familiar de neoplasia mamária está associado a um aumento de duas a três vezes no risco de desenvolver o câncer, podendo estar associado a mutações em genes como o BRCA1, BRCA2 e p53 (INCA, 2012). No caso do carcinoma mamário masculino os fatores ambientais, como casos de exposição à radiação na juventude, fatores hormonais, como o uso de estrogênio exógeno ou em casos de obesidade, e fatores genéticos são os principais riscos associados ao desenvolvimento da doença (SILVA *et al.*, 2008).

Por ser uma doença heterogênea, apresentando-se de diferentes formas e com comportamentos variantes de caso a caso, a neoplasia mamária exige rastreamento da população em que as chances de desenvolvimento da doença sejam acentuadas. A detecção precoce do câncer de mama é fator extremamente relevante para um bom prognóstico e, com esta finalidade, a Organização Mundial de Saúde (OMS) sugere o uso de três estratégias

diagnósticas: autoexame das mamas, exame clínico e mamografia (INCA, 2002b), sendo o exame mamográfico utilizado em duas situações distintas. A mamografia de rotina é aquela na qual as pacientes assintomáticas se submetem à exposição a partir de certa idade, e com certa frequência, para acompanhamento da saúde da mama. Já a mamografia diagnóstica é realizada quando há suspeita de formação neoplásica, não tendo assim idade e frequência pré-definidas.

Atualmente, para a mamografia de rotina, a recomendação do INCA (Instituto Nacional de Câncer) inclui exames bienais para mulheres na faixa etária entre 50 e 69 anos. Para mulheres a partir dos 40 anos de idade a recomendação é de exame clínico anual, em que o médico verifica manualmente, através de palpções, a presença de algum achado, e em caso de anormalidade requisita exame complementar, podendo este ser a mamografia. O exame clínico faz parte do atendimento integral à saúde da mulher, com indicação de ser realizado em toda consulta clínica, independente da idade.

Não há consenso internacional sobre o melhor método e frequência para avaliação da mama em mulheres incluídas nos grupos de alto risco, existindo recomendação de, nestes casos, haver acompanhamento clínico individualizado (INCA, 1996). A recomendação do INCA para estas mulheres é exame clínico da mama e mamografia anuais a partir dos 35 anos de idade (INCA, 2011).

Outros métodos de imagem podem ser recomendados para a avaliação da mama, sendo os principais a ultrassonografia e a ressonância magnética nuclear (RMN). O uso do ultrassom, principal adjuvante da mamografia na avaliação por imagem da mama, está envolvido principalmente com a diferenciação entre massas sólidas e císticas, na avaliação de intercorrências envolvendo implante mamário e na guia de procedimentos invasivos como as punções aspirativas. Pode ser utilizado também nos casos em que a mamografia resulta limitada, como em mamas densas, sendo o método de avaliação prioritário em mamas de mulheres com menos de 35 anos que apresentam lesões palpáveis. A ressonância magnética se destaca por sua alta sensibilidade (88%-100%), produzindo imagens com maior detalhamento do tamanho e das características morfológicas do tumor, sendo útil, por exemplo, no pré-operatório de mulheres em que a preservação parcial da mama é considerada, bem como na análise da relação entre o tecido neoplásico e as estruturas anatômicas adjacentes. (ALVARES e MICHELL, 2003).

Os três principais exames utilizados na avaliação da mama utilizam princípios físicos que diferem entre si (diferentes características de atenuação dos raios X pelos tecidos –

mamografia; diferentes graus de ecogenicidade por parte dos tecidos que compõem a glândula – ultrassonografia; diferenças na magnetização dos tecidos resultante da aplicação de campo magnético – ressonância magnética nuclear, RMN), implicando em respostas diagnósticas com diferentes características, porém igual finalidade. O elevado custo de cada exame, os baixos níveis de especificidade e a ineficiência em detectar microcalcificações são os principais pontos negativos do uso da RMN na avaliação da mama. A ultrassonografia apresenta dificuldades na diferenciação entre lesões sólidas de natureza benigna e maligna resultantes da superposição de achados em fibroadenomas e carcinomas específicos (ALVARES e MICHELL, 2003). A mamografia, por sua vez, apresenta-se limitada na análise de mamas densas e em situações específicas de mamas que sofreram alterações resultantes, por exemplo, de tratamentos radioterápicos, reunindo mesmo assim as características necessárias para se tornar o método mais indicado para o rastreamento do câncer mamário, sendo considerado o método mais eficaz de detecção do câncer mamário no estágio pré-clínico.

A visualização, na mamografia, de estruturas indicativas de desenvolvimento de câncer, está geralmente associada à detecção dos seguintes achados:

- Microcalcificações: cerca de 50% dos cânceres de mama estão associados às calcificações, podendo se apresentar com diferentes tamanhos e formas (PAREDES, 1994), as quais possuem relação com a malignidade do tumor. O oxalato de cálcio (CaC_2O_4) e fosfato de cálcio ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) são os principais componentes destes achados (ZANKA, ONGEVAL, *et al.*, 2010), os quais geralmente se apresentam sob a forma de *clusters*, ou seja, aglomerados, como mostra a figura 15.

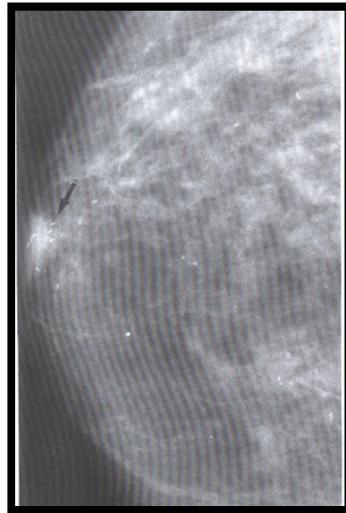


Figura 15. Indicação das microcalcificações, apontadas pela seta (retirada de PAREDES, 1994).

- Nódulos Mamários: estando presente em cerca de 39% dos diagnósticos de câncer de mama não palpáveis (SANTOS, 2002), os nódulos devem ser avaliados em relação à densidade, tamanho, contornos, dentre outros aspectos. Em termos de densidade, a classificação das massas pode ser dividida em grupos nos quais a caracterização mais densa supõe maior indício de malignidade (PAREDES, 1994). A figura 16 mostra um caso de densidade assimétrica mamária por presença de nódulo.

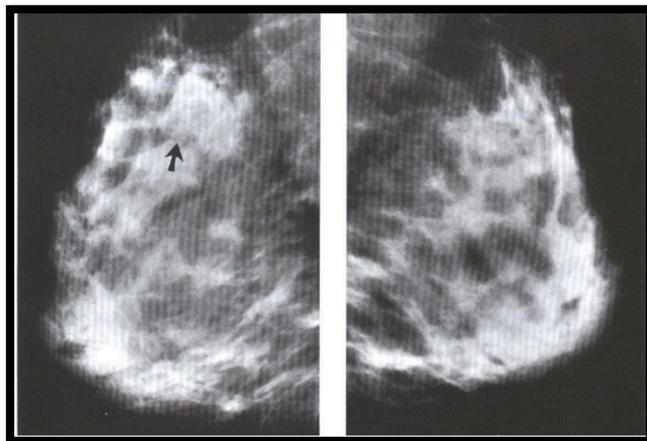


Figura 16. Densidade assimétrica pela presença de nódulo mamário, apontada pela seta (retirada de PAREDES, 1994).

As exposições usadas rotineiramente para avaliação mamária com o uso dos raios X são a crânio-caudal e a médio-lateral oblíqua (figura 17). Exibindo aspectos complementares entre si, estas duas exposições exprimem de modo geral a situação da mama analisada, dando suporte às análises do mastologista. Caso haja necessidade, existem exposições

complementares como, por exemplo, a caudocranial, perfil externo, crânio-caudal forçada etc (INCA, 2002b), que objetivam analisar a mama da maneira mais completa possível, respeitando-se os princípios básicos da proteção radiológica, a saber, princípio da justificação, princípio da otimização, da limitação de dose e prevenção de acidentes (BRASIL, 1998).



Figura 17. (a)Exposição crânio-caudal; (b) Exposição médio-lateral oblíqua (retirada de <http://www.imagenologia.com.br/pdf/Mamografia-Digital-Convencional.pdf>)

Devido à necessidade e exigência dos órgãos competentes, os parâmetros técnicos dos equipamentos diagnósticos que fazem uso da radiação X devem exibir características bem definidas e estáveis, existindo normativos para a avaliação e controle de qualidade, os quais são compostos por testes de frequência variada, podendo ser diário, semanal e anual, por exemplo. No Brasil, a ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Nacional), em documento intitulado “Radiodiagnóstico Médico – Segurança e Desempenho de Equipamento” de 2005, enumera testes de controle de qualidade baseados nas diretrizes estabelecidas pela portaria 453/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária, a serem realizados de forma rotineira pelos centros radiológicos que apresentam mamógrafos. Estes testes estão envolvidos tanto com a qualidade da imagem quanto com a avaliação dosimétrica. A manutenção do mamógrafo em condições aptas ao uso é condição essencial na obtenção de exames com boa qualidade, diminuindo a necessidade de repetições.

3.6 – Características e Importância dos Simuladores de Órgãos e Tecidos

Os simuladores de tecidos e órgãos, também chamados *phantoms*, são de fundamental importância tanto para testes de qualidade da imagem como para avaliações dosimétricas. A utilização de simuladores para fins de avaliação deve ser uma constante no que diz respeito à adequação dos serviços de imagem a normas nacionais e internacionais, que ditam os requisitos mínimos com os quais deve funcionar qualquer setor em que há equipamentos que fazem uso dos raios X.

O propósito fundamental dos simuladores é representar o mais fielmente possível as alterações ocorridas no campo de radiação decorrentes da absorção e espalhamento nos tecidos e órgãos de interesse. A escolha do material tecido-equivalente que irá compor o ‘*phantom*’ é baseada na comparação entre as densidades do tecido e do material simulador, bem como nas características de interação da radiação com a matéria para a faixa energética utilizada como, por exemplo, o coeficiente de atenuação linear. Em geral, se escolhe um material base, que se aproxima ao tecido biológico em relação a uma ou mais interações da radiação com a matéria, e adiciona-se outro composto no intuito de minimizar as deficiências exibidas pelo primeiro, já que não há um único composto químico que mostre correspondência exata com a composição atômica do corpo humano. Devido a forte dependência de ocorrência do efeito fotoelétrico com o número atômico do material (Z), deve-se atentar para concentrações de elementos com $Z \geq 10$ em concentrações superiores a 0,1% por massa, visto que estes afetam fortemente os coeficientes de atenuação mássico dos tecidos-equivalentes para energias de baixa a moderada. (ICRU, 1989)

A depender da grandeza que se quer analisar e do propósito da realização desta medida, tem-se variados tipos de objetos simuladores, cada um com características específicas, inexistindo um simulador ideal para todas as ocasiões (LEITZ, 1993). Podem-se dividir os simuladores, de acordo com sua função principal, em três grupos (ICRU, 1992):

- Dosimétricos – Utilizados para medidas de grandezas dosimétricas como, por exemplo, a dose absorvida;
- Calibração – Utilizados para calibrar a resposta de equipamentos como os detectores de radiação;
- Imagem – Utilizados para avaliação da qualidade da imagem, podendo ter em seu interior, para este fim, objetos de dimensões e propriedades de atenuação específicas.

3.6.1 – Simuladores de Mama

Os *phantoms* mamográficos em geral apresentam estruturas testes em seu interior, possibilitando, por exemplo, avaliação da detectabilidade dos principais achados clínicos (microcalcificações, massas tumorais e fibras) e de parâmetros como a resolução espacial. No Brasil, a portaria nº 453/98 item 4.19 da Secretaria de Vigilância Sanitária estabelece que os fabricantes de mamógrafos devem disponibilizar simuladores de mama para que se possa avaliar, mensalmente, a qualidade da imagem. A portaria supracitada inclui ainda a recomendação de que o *phantom* utilizado na avaliação da qualidade da imagem mamográfica seja equivalente ao adotado pelo ACR (*American College of Radiology* – Colégio Americano de Radiologia). As características gerais do simulador recomendado pelo ACR, do simulador conhecido como ‘Phantom Mama’, e do *phantom* ‘Alvin’ são descritas a seguir:

3.6.1.1 – Simulador ACR (Mammographic Accreditation Phantom)

Com dimensões de 108 x 101,5 x 45 mm³ e possuindo estruturas específicas que simulam fibras, microcalcificações e massas tumorais, este *phantom* é utilizado para avaliação da visibilidade do sistema, simulando uma mama com composição de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo, tendo espessura de 45 mm quando comprimida (FURQUIM, 2005). Trata-se do simulador recomendado pela portaria 453/98 como parâmetro para realização dos testes de controle de qualidade nos mamógrafos ativos do país.

As estruturas que simulam os achados mamográficos, presentes no simulador, apresentam características dimensionais variáveis que vão desde aquelas que deveriam ser notadas em todo e qualquer sistema mamográfico até as que são de difícil visualização para um sistema bem calibrado, como ilustra a Figura 17 e descreve a tabela 1.

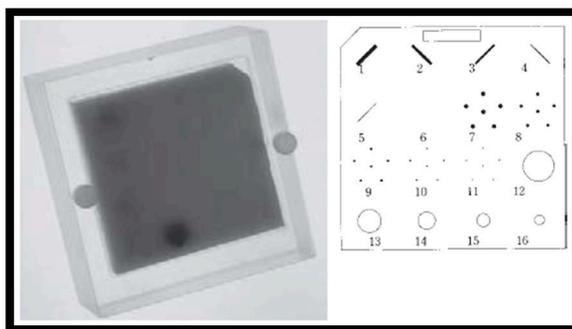


Figura 17. Simulador de Mama 'ACR'.

Tabela 1. Dimensões dos achados presentes no simulador ACR.

Fibras de Nylon	Microcalcificações (Al ₂ O ₃)	Massas Tumorais
1) 1,56mm	7) 0,54mm	12) 2,00mm
2) 1,12mm	8) 0,40mm	13) 1,00mm
3) 0,89mm	9) 0,32mm	14) 0,75mm
4) 0,75mm	10) 0,24mm	15) 0,50mm
5) 0,54mm	11) 0,16mm	
6) 0,40mm		

3.6.1.2 – Simulador ‘Phantom Mama’

Desenvolvido pelo Dr. João Emilio Peixoto e comercializado pela empresa Roma, o Phantom Mama é um dos simuladores mais comumente utilizados no controle de qualidade de equipamentos mamográficos do Brasil. Confeccionado em três placas de acrílico, com dimensões de 48 x 120 x 160 mm³, e uma placa de cera com 10 x 7 x 140 mm³ (figura 18), simulando assim uma mama com 4,8 cm comprimida, na qual estão inseridos objetos teste que conferem a capacidade de avaliar parâmetros como a resolução espacial, limiar de alto e baixo contraste, além da reprodutibilidade do controle automático de exposição, densidade óptica de referência, entre outros. (FURQUIM, 2005)



Figura 18. Phantom Mama

3.6.1.3 – Simulador ‘Alvin’

Simulando uma mama comprimida de 4,5 cm de espessura quando completo, este *phantom* é composto por uma placa principal de acrílico com 1,5 cm de espessura, na qual existem cem cilindros que podem ser distribuídos de forma aleatória, sendo que em 25 destes

há presença de objetos com diferentes tamanhos simulando fibras e microcalcificações, e outras três placas de mesmo material, cada uma com 1 cm de espessura. Este simulador possui maior utilidade em pesquisas e treinamentos que envolvem a interpretação das imagens obtidas, sendo representado na figura 19. (ELIAS, PIRES, *et al.*, 2009)

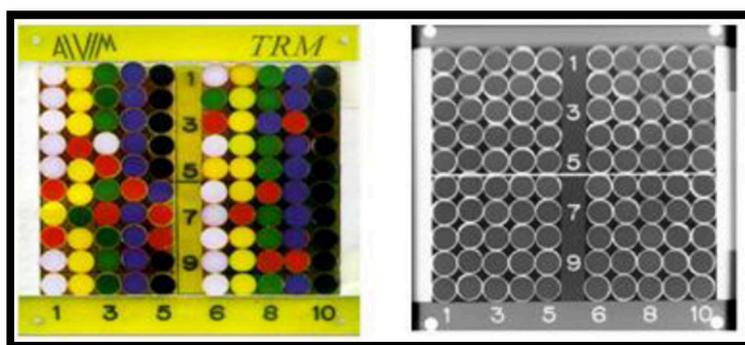


Figura 19. Simulador Alvim (retirado de ELIAS *et al.*, 2009)

3.7 – Influência dos Implantes Mamários na Detecção do Câncer de Mama

A interferência dos implantes mamários na detecção precoce do câncer de mama, e o possível potencial carcinogênico destes, foram e continuam sendo objeto de discussão na comunidade científica especializada. Um breve histórico, compreendendo o final dos anos 1980 até os dias atuais, de artigos publicados a esse respeito, enfatizando aqueles nos quais o tema central se refere à influência dos implantes no obscurecimento de estruturas da glândula, é feito a seguir.

Eklund, *et al.* (1988) publicaram artigo cuja repercussão foi além da demonstração de estatísticas ou aspectos puramente teóricos, tendo sido a ‘técnica do deslocamento’, proposta na publicação, incorporada aos poucos na prática clínica de mamas aumentadas pela inserção de implante. Após verificarem a utilidade de se contrair o implante contra a parede torácica e de fazer o inverso com o parênquima mamário durante a exposição, facilitando com isso a compressão e melhorando a visualização do tecido mamário, os autores concluem que a técnica proposta apresenta melhores resultados em mamas que não apresentam contratura capsular, trazendo substanciais melhorias tanto na qualidade da imagem quanto na quantidade de tecido mamário visualizado. Então, as exposições com uso da técnica do deslocamento

seriam úteis na complementação da análise de mamas aumentadas. Após 7 anos da publicação supracitada, BANTICK e TAGGART (1995) mostraram que a utilização da técnica do deslocamento ainda não era muito difundida em unidades mamográficas do Reino Unido, sendo utilizada em apenas 17,4% das unidades que apresentavam maior frequência de exames em mamas aumentadas.

GUMUCIO *et al.* (1989), citado por GANOTT *et al.* (1992), utilizou o simulador recomendado pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR) na análise da interferência de diferentes tipos de implante na visualização de microcalcificações e massas tumorais, concluindo que os implantes preenchidos por silicone em gel obscureciam completamente os achados analisados. As técnicas utilizadas e a metodologia adotada por GUMUCIO *et al.* não puderam ser analisadas de forma específica no presente trabalho devido a indisponibilidade do artigo nos vários bancos de dados procurados.

YOUNG *et al.* (1991) relataram a importância de pesquisas no sentido de encontrar um material preenchedor mais radioluzente que os utilizados naquela época, os quais permanecem sendo usados hoje em dia, a saber, silicone em gel e solução salina. Os autores citam três fatores que seriam os principais responsáveis pela limitação da mamografia na análise de mamas aumentadas, os quais seriam: radiopacidade da prótese que obscurecia o parênquima mamário, as especificidades na compressão da mama e as mudanças no parênquima mamário devido às alterações provenientes da colocação do implante. Com as análises dos resultados obtidos os autores concluem que a interferência dos implantes mamários, principalmente do implante preenchido por silicone em gel, é significativa na detecção de achados como microcalcificações e massas tumorais, sendo este tipo em específico de implante responsável pelo obscurecimento de todos os achados estudados.

No final da década de 1990, BRINTON e BROWN (1997) publicaram um artigo em forma de *review* no qual discutem tópicos relacionados tanto aos estudos que associam a presença do implante ao aumento na incidência do câncer mamário, bem como estudos que focam o estágio no qual os cânceres são diagnosticados em mulheres com e sem inserção de implantes. Neste segundo tema, após analisarem artigos com levantamentos estatísticos consideráveis, os autores concluem que não há apoio notável para afirmar que em pacientes com implante o diagnóstico é dado de forma atrasada em relação àquelas que não o possuem. A uma conclusão parecida chegaram MIGLIORETTI *et al.* (2004) quando, em levantamento de 137 mulheres que possuíam implante e 685 que não o possuíam, verificaram

que o estágio no qual a neoplasia se apresentava, assim como o seu tamanho, não sofria variações significativas entre os dois grupos.

HANDEL (2007) em mais um levantamento estatístico, desta vez com 3992 mulheres que não tinham implante inserido e 129 que o possuíam, estudou o comportamento inicial em relação ao estágio e ao tamanho da lesão quando era diagnosticada, concluindo que não havia diferença significativa em nenhum dos casos. Quando a discussão se ateve ao fato de que em pacientes com implante o diagnóstico se deu em maior número de casos pela palpação da mama, e da constatação de que nelas as taxas de falso-negativo foram maiores, o autor sugere então, visando explicar os dados citados, que em mulheres com implante a palpação dos tumores se dá mais facilmente que nas demais pacientes. Resultados semelhantes foram obtidos por DEAPEN (2007) em seu levantamento bibliográfico, no qual se baseou para concluir que em pacientes com implante o estágio de desenvolvimento do câncer é, em média, o mesmo que em pacientes sem implante, assim como o tamanho do tumor quando diagnosticado.

4 – MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 – Confeção e Avaliação dos Simuladores de Mama

Para a confecção dos simuladores utilizou-se mistura de parafina em gel e acrílico em pó, proposta por (SILVA, 2010).

No intuito de compreender mais sobre as características dos materiais utilizados, bem como estabelecer os passos para elaboração dos simuladores, foram confeccionados inicialmente três modelos de objetos simuladores que diferiam entre si na quantidade de acrílico em pó presente em sua composição. A parafina em gel CristalGel e o acrílico em pó auto-polimerizante, fabricado por Artigos Odontológicos Clássico LTDA., compuseram dois dos simuladores nas seguintes proporções: o primeiro com 320 g de parafina com adição de 9.6 g de acrílico em pó, e outro composto por 320 g da parafina e 32 g de acrílico. O terceiro simulador foi confeccionado utilizando-se apenas 320 g da parafina. Aos simuladores elaborados com uso do acrílico em pó foram dados nomes que exibiam o seguinte padrão: ‘Parafina’ + ‘Porcentagem da quantidade de parafina que era adicionada de acrílico’ + ‘acrílico’. Ao simulador sem adição de acrílico se deu o nome de ‘Parafina’. Algumas características dos materiais usados na preparação dos simuladores são descritas a seguir:

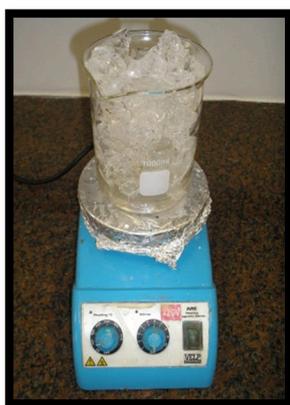
- Parafina – fórmula química geral: $(C_nH_{2n+2})_{n>20}$, sendo a porcentagem em termos de massa atômica distribuída em 85% de carbono e 15% de hidrogênio (ICRU, 1989). Como todo hidrocarboneto, é apolar, não sendo solúvel em água, mas sim em éter, benzeno e certos ésteres, por exemplo. Em geral, possui ponto de fusão entre 47^o e 65^o Celsius, tendo utilidades variadas como em fabricação de velas e confecção de embalagens para indústria alimentícia;
- Acrílico – possui composição em termos de massa atômica distribuída da seguinte forma: 8% hidrogênio, 32% oxigênio e 60% carbono (ICRU, 1989). Possuindo fórmula química geral $(C_5H_8O_2)_n$, o PMMA (sigla para ‘polimetilmetacrilato’), como também é conhecido o principal termoplástico designado por acrílico, foi sintetizado pela primeira vez em 1902 pelo químico alemão Rohm e, devido ao fato de ser um material biocompatível, é utilizado para, dentre outras utilidades, implantes dérmicos (MENEZES, 2009). O PMMA é material relevante na confecção de vários simuladores de mama comerciais utilizados atualmente, dentre os quais podemos citar o ACR e o *Phantom* Mama.

O processo de confecção dos simuladores pode ser subdividido em duas etapas:

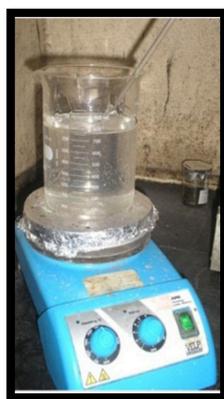
1. *Derretimento da parafina, adição do acrílico e homogeneização da solução:* depois de verificada a massa de 320 gramas de parafina em gel (figura 20), utilizando-se uma balança fabricada por Knwaagen Balanças LTDA, modelo KN 500 g, a amostra foi fundida utilizando-se aquecedor modelo ARE fabricado por Velp Científica. Após a completa fusão da parafina, foi adicionada lentamente a porção de acrílico correspondente ao simulador e, a partir disso, iniciou-se o processo de agitação, feito manualmente com uso de bastão de vidro, no intuito de homogeneizar a solução (figura 21). Para o simulador composto apenas de parafina, após o seu derretimento, seguiu-se diretamente à segunda etapa;



Figura 20. Balança utilizada durante procedimento de pesagem das amostras de parafina e acrílico.



(a)



(b)



(c)

Figura 21. (a) Amostra de parafina em gel no interior do béquer antes do início do aquecimento; (b) Parafina completamente derretida; (c) Aspecto da mistura após a adição do acrílico em pó.

2. *Moldagem, resfriamento e acondicionamento*: finalizado o processo anterior, a mistura foi entornada num molde de alumínio com formato semiesférico, um pouco achatado, e acrílico. Com a amostra já no molde, foi tomado o cuidado de retirar os eventuais aglomerados de bolhas que se localizavam na região superior do líquido, evitando ao máximo a presença destas no simulador confeccionado. Após esta fase, o molde era levado para o *freezer* de um refrigerador convencional, a uma temperatura abaixo de 0°C , onde permanecia por 24 horas. Após a retirada do molde, o *phantom* era mantido preferencialmente em temperaturas mais baixas que a ambiente, por volta dos 10°C , visto que a manutenção em temperatura ambiente, em longo prazo, ocasionava perda de

espessura do simulador. A figura 22 ilustra o molde utilizado bem como os primeiros simuladores montados.



Figura 22. (a) Molde utilizado na confecção dos simuladores; (b) *Phantoms* montados com diferentes proporções de acrílico (da esquerda para a direita: parafina, parafina + 3% acrílico, parafina + 10% acrílico).

No intuito de verificar com que simulador se obtinha número atômico efetivo, coeficiente de absorção energético e coeficiente de atenuação mássico mais próximos aos descritos na ICRU-44 para tecidos adiposos e a glândula mamária, foram realizadas análises utilizando-se a técnica de análise elementar 'CHN'. Esta técnica fornece informações acerca da composição em termos de carbono, hidrogênio e nitrogênio. A análise elementar foi realizada por técnicos da Central Analítica do Instituto de Química da USP-SP, com utilização do equipamento *Elemental Analyser* CHN Perkin-Elmer, modelo 2400. Considerou-se o percentual de oxigênio como sendo igual a $100\% - (\%C + \%H + \%N)$, ou seja, ao valor complementar para obtenção de toda a composição da amostra, visto que a parafina (hidrocarboneto) e o acrílico (éster) devem possuir juntos, desconsiderando impurezas, composição baseada nos elementos carbono, hidrogênio e oxigênio.

Os valores dos coeficientes de atenuação mássicos totais e seus componentes (coeficientes de absorção fotoelétrica, espalhamento coerente e espalhamento Compton) foram obtidos diretamente do site do *National Institute of Standards and Technology* (NIST), o qual disponibiliza espaço para preenchimento da composição química do composto e faixa energética requerida (figura 23), calculando os coeficientes em questão. Os coeficientes considerados foram escolhidos mediante análise de quais efeitos predominam na faixa energética utilizada em exames mamográficos.

Enter the formulae and relative weights separated by a space for each compound. One compound per line. For example:
H2O 0.9
NaCl 0.1

Note: Weights not summing to 1 will be normalized.

Optional output title: _____

Graph options:

- Total Attenuation with Coherent Scattering
- Total Attenuation without Coherent Scattering
- Coherent Scattering
- Incoherent Scattering
- Photoelectric Absorption
- Pair Production in Nuclear Field
- Pair Production in Electron Field
- None

Additional energies in MeV: (optional) (up to 75 allowed)

Note: Energies must be between 0.001 - 100000 MeV (1 keV - 100 GeV) (only 4 significant figures will be used).
One energy per line. Blank lines will be ignored.

Energy Range:

Minimum: 0.001 MeV
Maximum: 100000 MeV

Include the standard grid

Figura 23. Tela para inserção dos dados para o cálculo dos coeficientes de atenuação mássicos totais e seus respectivos componentes. 1 – espaço destinado à inserção da composição elementar do material estudado; 2 – locais destinados à escolha de quais coeficientes serão calculados; 3– escolha da faixa energética englobada no cálculo (retirado de BERGER e HUBBELL, 1987).

O cálculo dos coeficientes mássicos de absorção energética relativos a cada simulador foi realizado. Os resultados também foram comparados com os valores obtidos para o tecido adiposo e a glândula mamária, quando se utilizava a composição elementar descrita pela ICRU 44 para estes tecidos. O intuito desta análise foi iniciar a verificação da utilidade da mistura ‘parafina em gel + acrílico em pó’ em avaliações dosimétricas, onde este coeficiente possui relevância fundamental. Para isso foi utilizada a seguinte equação:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{MaterialTE} = \sum_i W_i \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_i \quad (9)$$

Em que $(\mu_{en}/\rho)_{MaterialTE}$ representa o coeficiente de absorção energética do material que se analisa, neste caso, os *phantoms*; W_i é a fração elementar de cada elemento constituinte da amostra; $(\mu_{en}/\rho)_i$ é o coeficiente de absorção referente a cada elemento que constitui a amostra, sendo dependente da energia do fóton.

Outra grandeza importante na análise das interações dos fótons de raios X com os diversos tecidos e materiais é o número atômico efetivo (Z_{ef}). Através das equações 10 e 11

conseguiu-se analisar qual das proporções utilizadas na confecção dos simuladores apresentou número atômico efetivo mais próximo do tecido adiposo e da glândula mamária.

$$= \frac{\quad}{+ \quad + \dots} \quad (10)$$

$$= \frac{\quad}{\quad} \quad (11)$$

Em que ‘ Z_i ’ representa o número atômico de cada elemento constituinte do material; ‘ f_i ’ é a fração de elétrons do elemento ‘ i ’ no total de elétrons do material; ‘ A_i ’ se refere à massa atômica do elemento em questão e ‘ m ’ é o expoente que representa a variação do coeficiente de atenuação linear (μ) com o número atômico (Z), tendo, em geral, valor de 3,5 para fótons de baixa energia.

4.2 – Montagem do Simulador com Implante

A montagem do simulador de mama com implante de silicone seguiu os passos de confecção apontados no item 4.1, com alterações em termos de quantidade do material utilizado e da inserção tanto do implante como de estruturas simuladoras de fibras e microcalcificações.

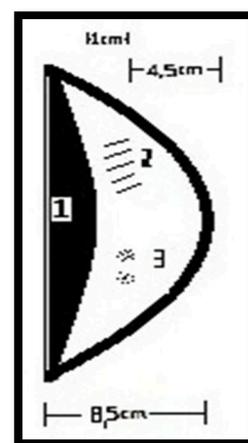
Nesta etapa foram construídos dois simuladores. Selecionando a proporção de parafina e acrílico que mais se aproximou do tecido mamário em termos de coeficientes de atenuação mássico total, o *phantom* com implante foi confeccionado com 600 g de parafina gel e 60 g de acrílico em pó (parafina + 10% acrílico), o qual ao final da montagem possuía espessura de 12 cm e comprimento de 8,5 cm. O implante inserido, da marca Silimed, tinha volume de 105 mL e era constituído de gel de silicone, sendo revestido externamente por espuma de poliuretano. O segundo simulador desta etapa foi elaborado sem a presença do implante e com mesma proporção de material utilizado anteriormente, porém numa quantidade suficiente para exibir comprimento de 5,5 cm e espessura que se mantinha em 12 cm. Ambos os simuladores apresentavam mesma quantidade e localização dos achados simulados, a 4,5 cm da parte anterior do *phantom*.

Para simular as fibras foram utilizados fios de nylon com 0,5 cm de comprimento e espessuras variadas: 0,40 cm; 0,70 cm; 1,00 cm; 1,20 cm e 1,60 cm. No caso das microcalcificações foi utilizada porcelana triturada, com grãos de diâmetros variáveis, delimitados nos seguintes intervalos: entre 0,149 mm e 0,354 mm e entre 0,354 mm e 0,841 mm.

A figura 24 mostra o simulador com implante e uma ilustração referente ao posicionamento dos achados no interior deste objeto:



(a)



(b)

Figura 24. (a) Fotografia do simulador confeccionado com inserção dos achados e do implante com volume de 105 mL; (b) Ilustração da disposição dos objetos no interior do simulador mostrado em (a) [1 – representa o implante inserido; 2 – disposição dos fios de nylon, localizados a 4,5 cm da porção anterior do *phantom*; 3 – disposição dos grãos de porcelana, localizados no mesmo nível em que se encontram os fios de nylon];

4.3 – Controle de Qualidade do Mamógrafo Utilizado

Para que as análises dos *phantoms* escolhidos fossem realizadas em mamógrafo cujas especificações em relação à qualidade da imagem fossem conhecidas, foram verificados os resultados da avaliação do equipamento mediante o uso do protocolo ‘Radiodiagnóstico Médico – Desempenho de Equipamentos e Segurança’, publicado em 2005 pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária. O mamógrafo e os demais equipamentos utilizados na realização dos testes possuem as seguintes especificações:

- Mamógrafo da marca VMI, modelo Graph-Mammo μ -AF;
- Chassis CAWO Mammo R-300;
- Filmes IBF-Medix de dimensões 18 cm x 24 cm.
- Processadora da marca AGFA, modelo Mamoray Classic E.O.S.;
- Densitômetro digital MRA série CQ-01;
- 6 placas de acrílico de dimensões 21 cm x 10 cm x 1 cm;
- Medidor de kV da Radcal, modelo 40X9-Mo, e sua respectiva unidade de leitura;
- *Phantom* Mama.

Neste trabalho foram verificados os resultados referentes aos seguintes testes de controle de qualidade:

- Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo;
- Camada semi-redutora;
- Desempenho do controle de densidade;
- Força de compressão;
- Ponto focal;
- Exatidão do tempo de exposição;
- Rendimento do tubo;
- Reprodutibilidade e desempenho do controle automático de exposição;
- Qualidade da imagem;
- Sensitometria do sistema de processamento.

Os testes de controle de qualidade foram realizados pelo físico médico do Centro de Atenção Integral à Saúde da Mulher (CAISM) de Aracaju apresentando, todos eles, resultados compatíveis com os estabelecidos pelo protocolo da ANVISA citado anteriormente.

4.4– Avaliação dos Simuladores

Com os simuladores, descritos em 4.2, foram feitas medições no intuito de verificar a interferência da compressão na visualização dos achados nas imagens das mamas com implante e a relação entre a quantidade de estruturas visualizadas e a distância destas para o

implante. Além disso, foi analisada a repercussão da não inclusão do implante na região exposta para melhoria da qualidade da imagem.

Para mamas com implante constata-se que o uso do controle automático de exposição resulta em superexposição do filme, acarretando em perda de grande parte das informações diagnósticas úteis. Na realização dos testes utilizou-se a técnica manual para as exposições, com a escolha de 26 kV e 28 kV, variando-se o mAs de 20 em 20 unidades, entre 40 e 140 mAs. Para o simulador que continha os achados e não possuía inserção de implante, a exposição foi realizada com uso do CAE e espessura de 6 cm quando comprimido.

O simulador que possuía implante foi exposto de maneiras distintas. Inicialmente, a placa de compressão foi utilizada no intuito de simplesmente evitar a movimentação do objeto simulador, sem compressão significativa. (figura 25).



Figura 25. Simulador com implante posicionado para exposições, com compressor servindo apenas para imobilizá-lo.

Em seguida, com o uso das mesmas variáveis técnicas, foram feitas exposições com o simulador comprimido, tendo redução de 1 cm da sua espessura normal, como apresenta a figura 26.

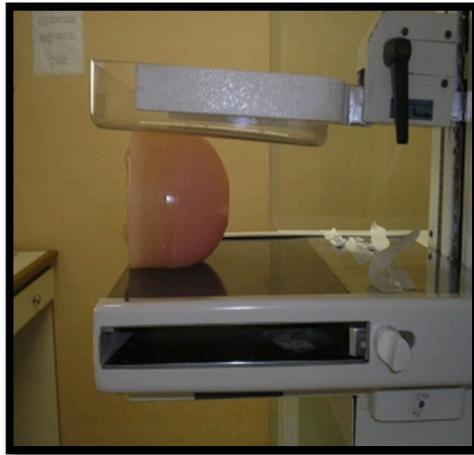


Figura 26. Simulador com implante posicionado para exposições, com compressão de 1 cm.

Para analisar se havia repercussão na imagem devido ao afastamento da região do implante da área exposta, foram feitas exposições em que 2,5 cm da região posterior do *phantom* era deslocada para fora do campo de radiação. Nesse caso, além do deslocamento, a parte do simulador exposta foi comprimida em 1 cm, como mostra a figura 27.



Figura 27. Simulador com implante posicionado para exposições, com compressão de 1 cm e deslocado 2,5 cm para fora da área exposta.

Os filmes revelados, resultantes das exposições acima citadas, foram analisados por um médico radiologista do Hospital Universitário da Universidade Federal de Sergipe, mediante a quantificação de fibras visualizadas para cada técnica, bem como se os *clusters* de microcalcificações eram notados. Gráficos que apresentavam a variação da densidade óptica desde as regiões anteriores às posteriores do simulador, com diversas medidas entre esses extremos, também foram elaborados. O intuito destas análises era estudar a influência da

radiação espalhada pelo implante na imagem, assim como analisar o comportamento desse espalhamento diante do aumento do tempo de exposição para cada caso.

As medidas de densidade óptica, que serviram de base para o esboço dos gráficos, se deram com tentativa de posicionamento da área de varredura do densitômetro subsequente uma a outra, analisando assim as diversas regiões do simulador em relação à sensibilização do filme mamográfico. Um aparato foi montado para tentativa de padronizar as medições realizadas nos filmes (figura 28). De um lado do densitômetro foi posto um suporte fixo, no qual era apoiada uma das laterais do filme, e do outro havia uma régua também fixa em outro suporte. Uma agulha presa por adesivo no filme, que era posicionado da mesma maneira em todas as análises, auxiliava nas medidas realizadas milímetro a milímetro.



Figura 28. Aparato montado para medições da densidade óptica. Nesta fotografia observa-se um filme sobre o densitômetro; o filme analisado é um dos obtidos com simulador deslocado.

5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 – Avaliação dos Simuladores Confeccionados

Os resultados referentes à composição elementar em termos de carbono, hidrogênio, nitrogênio e oxigênio dos simuladores confeccionados, obtidos na Central Analítica do IQ-USP, são mostrados de forma comparativa à composição elementar descrita pela ICRU-44 para o tecido adiposo e glândula mamária na tabela 2:

Tabela 2. Composição elementar descrita pela ICRU e os resultados obtidos neste trabalho (incertezas são menores que 1%).

	Literatura		Neste Trabalho		
	ICRU	ICRU	Parafina	Parafina + 3% acrílico	Parafina + 10% acrílico
	Tecido Adiposo	Glândula Mamária			
%H	11,4	10,6	13,47	13,55	13,20
%C	59,8	33,2	86,47	84,88	84,48
%N	0,7	3,0	0,01	0,02	0,01
%O	27,8	52,7	0,05	1,55	2,31
%Na	0,1	0,1	-	-	-
%S	0,1	0,2	-	-	-
%Cl	0,1	0,1	-	-	-
%P	-	0,1	-	-	-

Da tabela 2 notamos tendência de incremento nos valores percentuais de oxigênio quando mais acrílico era adicionado na confecção dos simuladores deste trabalho. Este resultado segue o padrão esperado, visto que o acrílico possui fórmula química $[(C_5H_8O_2)_n]$, o que por si só indica aumento na presença do elemento oxigênio na medida em que a proporção deste material é elevada para uma mesma quantidade de material-base, neste caso, a parafina. Para os demais elementos encontrados nos simuladores confeccionados, nota-se que o aumento na porção de acrílico reduz a porcentagem relativa ao carbono, mantém aproximadamente os valores obtidos para o nitrogênio, considerado impureza, e resulta em oscilação na porcentagem referente ao hidrogênio, que passa a ter percentual de contribuição menor quando quantidade mais considerável de acrílico é adicionada. Os resultados encontrados foram descritos com o uso da segunda casa decimal, no intuito de trazer uma comparação mais específica entre as composições dos *phantoms* elaborados.

Simuladores com maior proporção de acrílico não foram confeccionados devido à verificação experimental de que, para o simulador ‘Parafina + 10%acrílico’, uma pequena quantidade do acrílico adicionado não era solubilizada, formando aglomerados que decantavam mesmo com a agitação. Tentativas de se encontrar na literatura a solubilidade entre os dois compostos específicos foram realizadas, sem sucesso. Considerou-se então que, para obter um simulador homogêneo usando o material descrito, esta proporção era a limite.

A variação em termos de composição química alterou parâmetros como os componentes do coeficiente de atenuação mássico os quais, devido à faixa energética da mamografia, são: o coeficiente de absorção fotoelétrica (f/ρ), coeficiente relativo ao

espalhamento Compton (σ_c/ρ) e coeficiente referente ao espalhamento coerente (σ_{coe}/ρ). Estas variações implicam em mudanças nos coeficientes de atenuação mássica total (μ/ρ) e nos coeficientes de absorção energética total (μ_{en}/ρ). A comparação entre os simuladores confeccionados e os dados da literatura considerados, para os parâmetros citados e energias de 10 keV, 15 keV, 20 keV, 30 keV e 40 keV, que fazem parte do intervalo usado na mamografia, é mostrada nas tabelas a seguir:

Tabela 3. Valores dos coeficientes de atenuação mássico e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (10 keV).

	Tecido Adiposo (ICRU)	Glândula Mamária (ICRU)	Parafina	Parafina + 3% acrílico	Parafina + 10% acrílico
μ_{en}/ρ (cm ² /g)	2,935	3,937	1,801	1,852	1,889
\bar{T}/ρ (cm ² /g)	2,935	3,939	1,798	1,849	1,883
σ_c/ρ (cm ² /g)	0,159	0,156	0,165	0,165	0,164
σ_{coe}/ρ (cm ² /g)	0,174	0,201	0,144	0,145	0,146
μ/ρ (cm ² /g)	3,268	4,295	2,107	2,159	2,193

A análise da tabela 3 mostra, dentre outros aspectos, o maior valor do coeficiente de atenuação mássico total do tecido mamário ICRU em relação ao tecido adiposo descrito, tendência essa que se mantém em toda a faixa energética analisada. Para fótons com energia de até 30 keV, o principal responsável pelo aumento verificado é o coeficiente relativo ao efeito fotoelétrico que, em 10 keV, exibiu incremento de aproximadamente 34%. Sabemos que a absorção fotoelétrica possui relação tanto com a energia dos fótons incidentes quanto do número atômico do material, sendo então este segundo aspecto o responsável pela diferença citada.

Analisando a tendência dos simuladores confeccionados, percebe-se aumento nos valores do coeficiente de atenuação mássico total e do coeficiente de absorção energético à medida que mais acrílico era adicionado, tendência esta que se mantém para toda a faixa de energia analisada. Para as energias de 30 keV e 40 keV (tabelas 6 e 7, respectivamente) o aumento consta em casas decimais superiores às que foram usadas.

Tabela 4. Valores dos coeficientes de atenuação mássicos e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (15 keV).

	Tecido Adiposo (ICRU)	Glândula Mamária (ICRU)	Parafina	Parafina + 3% acrílico	Parafina + 10% acrílico
μ_{en}/ρ (cm ² /g)	0,810	1,094	0,489	0,503	0,514
\bar{T}/ρ (cm ² /g)	0,806	1,090	0,484	0,498	0,508
σ_c/ρ (cm ² /g)	0,174	0,170	0,180	0,180	0,179
σ_{coe}/ρ (cm ² /g)	0,103	0,118	0,086	0,087	0,088
μ/ρ (cm ² /g)	1,083	1,378	0,750	0,765	0,774

Fótons com energia de 15 keV são mais prováveis de serem utilizados em mamografia que os feixes com 10 keV, sendo a diferença entre os valores apresentados pela amostra ‘Parafina + 10% acrílico’ e o tecido adiposo ICRU, para o coeficiente de atenuação mássico total, menos significativa neste caso (tabela 4) que para fótons com menor energia. Novamente, devido a forte dependência da seção de choque do efeito fotoelétrico com o número atômico, percebe-se que o principal responsável por essa diferença, ainda na energia de 15 keV, é o \bar{T}/ρ . Em tabela posterior (tabela 9) são mostrados os valores teóricos dos números atômicos efetivos de cada amostra, ficando clara esta verificação. Em relação ao coeficiente referente ao espalhamento coerente, indo de acordo com sua seção de choque, os valores são mais representativos para energias menores, perdendo influencia na composição do coeficiente total à medida que a energia é aumentada.

Tabela 5. Valores dos coeficientes de atenuação mássicos e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (20 keV).

	Tecido Adiposo (ICRU)	Glândula Mamária (ICRU)	Parafina	Parafina + 3% acrílico	Parafina + 10% acrílico
μ_{en}/ρ (cm ² /g)	0,325	0,439	0,196	0,201	0,205
\bar{T}/ρ (cm ² /g)	0,318	0,433	0,189	0,194	0,198
σ_c/ρ (cm ² /g)	0,181	0,178	0,187	0,187	0,186
σ_{coe}/ρ (cm ² /g)	0,068	0,078	0,057	0,057	0,058
μ/ρ (cm ² /g)	0,568	0,689	0,432	0,439	0,442

Na tabela 5 é possível verificar, em comparação com os valores em energias menores, que o coeficiente de atenuação mássico relativo à absorção fotoelétrica vem decrescendo, sendo ainda preponderante na energia de 20 keV. A diferença em relação ao ‘ μ/ρ ’ entre a amostra de ‘Parafina + 10% acrílico’ e o tecido adiposo é, neste caso, aproximadamente 22%, já para μ_{en}/ρ a diferença entre eles é de aproximadamente 37%.

Tabela 6. Valores dos coeficientes de atenuação mássicos e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (30 keV).

	Tecido Adiposo (ICRU)	Glândula Mamária (ICRU)	Parafina	Parafina + 3% acrílico	Parafina + 10% acrílico
μ_{en}/ρ (cm ² /g)	0,094	0,126	0,060	0,061	0,062
τ/ρ (cm ² /g)	0,085	0,116	0,049	0,051	0,052
σ_c/ρ (cm ² /g)	0,186	0,183	0,191	0,191	0,190
σ_{coe}/ρ (cm ² /g)	0,036	0,041	0,029	0,030	0,030
μ/ρ (cm ² /g)	0,306	0,340	0,260	0,272	0,272

A partir da energia de 30 keV o principal componente do coeficiente de atenuação mássico total provém do efeito Compton, cujos valores se sobrepõem aos demais tanto nos tecidos ICRU como nos simuladores elaborados (tabelas 6 e 7). A diferença percentual apresentada entre os coeficientes de atenuação mássicos totais do simulador feito com ‘Parafina + 10% acrílico’ e o tecido adiposo ICRU, para esta energia, cai para aproximadamente 11%, o que caracteriza uma redução acentuada quando comparada com os valores citados anteriormente. Para esta energia, utilizando a aproximação empregada, percebemos valores muito semelhantes entre os diversos componentes de ‘ μ/ρ ’ para as amostras ‘Parafina + 3% acrílico’ e ‘Parafina + 10% acrílico’. Uma explicação a esse fato deve-se a presente preponderância do efeito Compton, que possui dependência baixa com o número atômico do material considerado e forte dependência com a densidade eletrônica do meio.

Tabela 7. Valores dos coeficientes de atenuação mássicos e de absorção energética para os simuladores confeccionados e tecidos ICRU (40 keV).

	Tecido Adiposo (ICRU)	Glândula Mamária (ICRU)	Parafina	Parafina + 3% acrílico	Parafina + 10% acrílico
μ_{en}/ρ (cm ² /g)	0,046	0,058	0,032	0,033	0,033
Φ/ρ (cm ² /g)	0,033	0,045	0,019	0,020	0,020
σ_c/ρ (cm ² /g)	0,185	0,183	0,189	0,189	0,189
σ_{coe}/ρ (cm ² /g)	0,022	0,025	0,018	0,018	0,018
μ/ρ (cm ² /g)	0,240	0,253	0,226	0,227	0,227

Para a energia de 30 keV e 40 keV, onde há predomínio do efeito Compton, percebemos uma redução acentuada na diferença entre os coeficientes de atenuação das amostras e do tecido adiposo, sendo os valores de σ_c/ρ , entre eles, próximos.

Em comparação aos valores estabelecidos na ICRU, o simulador ‘Parafina + 10% acrílico’ se mostrou aquele em que os coeficientes mais se aproximaram dos relativos à glândula mamária e, principalmente, aos do tecido adiposo, cujas diferenças percentuais em relação aos simuladores montados são mostradas na tabela 8.

Tabela 8. Diferença percentual aproximada entre os coeficientes de atenuação mássicos totais das amostras e do tecido adiposo descrito pela ICRU-44.

	$[\mu/\rho]_{\text{PARAFINA}}$ (cm ² /g)	$[\mu/\rho]_{\text{PARAFINA+3\%}}$ (cm ² /g)	$[\mu/\rho]_{\text{PARAFINA+10\%}}$ (cm ² /g)
10 keV	~35,5%	~33,9%	~32,9%
15 keV	~30,7%	~29,4%	~28,5%
20 keV	~23,9%	~22,7%	~22,2%
30 keV	~15,0%	~11,1%	~11,1%
40 keV	~5,8%	~5,4%	~5,4%

A análise destas tabelas atribui a escolha de melhor proporção a ser utilizada para simular a glândula mamária ao simulador confeccionado com ‘Parafina + 10% acrílico’. Na realidade este *phantom* se mostra mais viável quando se considera uma mama completamente adiposa, visto que esta proporção resultou em maior proximidade de valores de coeficiente de atenuação mássico total quando comparados aos valores de tecido adiposo indicado pela ICRU. Como já citado anteriormente, a mama feminina em geral possui elevados índices de adiposidade em mulheres com idade avançada, sendo o simulador escolhido mais efetivo na

simulação destas. Além disso, a faixa etária é o principal fator de risco para o desenvolvimento do câncer de mama (INCA, 2012), sendo as mulheres com mais idade as que têm maior probabilidade de desenvolverem a doença.

Sendo utilizado na quantificação da energia absorvida pelo meio relativa aos fótons de raios X, o coeficiente mássico de absorção energética é uma grandeza fundamental na análise dosimétrica. A análise das tabelas mostra que há um decréscimo neste valor à medida que a energia analisada aumenta, assim como ocorre com o coeficiente de atenuação mássico, o que era esperado, visto que num feixe mais energético a ocorrência de efeito fotoelétrico diminui, repercutindo então nos valores observados para μ_{en}/ρ . Explicação a este fato pode ser obtida na relação entre o coeficiente mássico de absorção energética e o coeficiente mássico de transferência de energia que, para baixos números atômicos e energia, são aproximadamente iguais, explicitando assim a interferência do efeito fotoelétrico no valor final. De maneira geral a diferença também para este coeficiente é menor quando comparamos a amostra ‘Parafina + 10% acrílico’ com os dados relativos ao tecido adiposo ICRU.

Nota-se, para toda a faixa de energia estudada, disparidade maior em relação aos componentes da absorção fotoelétrica entre os tecidos ICRU e os materiais deste trabalho, o que pressupõe diferença em relação ao número atômico efetivo entre eles. Este pressuposto se confirma ao analisarmos a tabela 9, na qual os valores dos números atômicos efetivos calculados são mostrados.

Tabela 9. Número atômico efetivo calculado para os tecidos ICRU e as amostras analisadas.

	Tecido Adiposo (ICRU)	Glândula Mamária (ICRU)	Parafina	Parafina + 3% acrílico	Parafina + 10% acrílico
$Z_{efetivo}$	6,43	7,04	5,55	5,60	5,64

Na figura 29 e 30 mostram-se as variações observadas, numa faixa energética de 10 keV a 100 keV, entre os valores dos coeficientes de atenuação mássicos totais e seus componentes para o tecido adiposo e a glândula mamária, respectivamente, ambos calculados pela composição elementar descrita pela ICRU-44, e a amostra de proposta de ‘Parafina + 10% acrílico’.

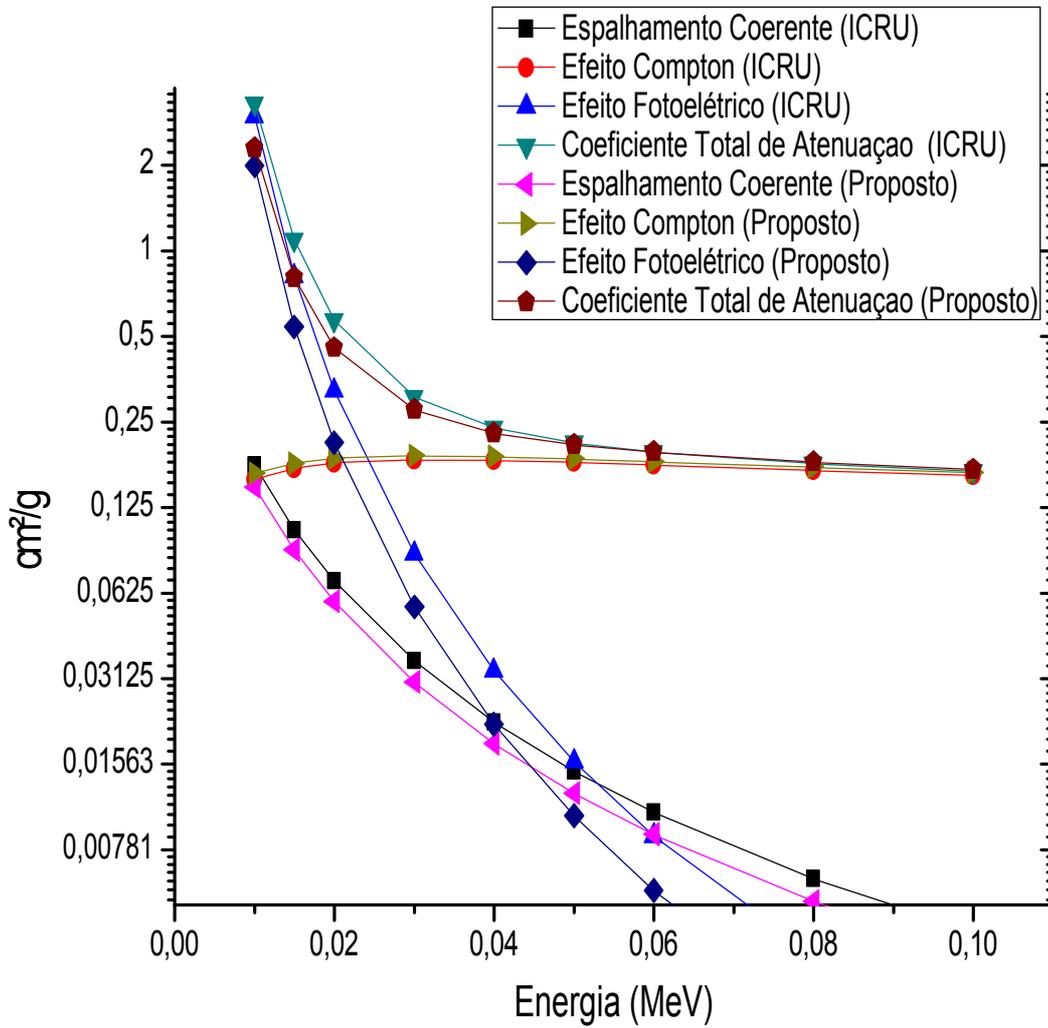


Figura 29. Gráfico comparativo entre os coeficientes de atenuação mássico da amostra 'Parafina + 10% acrílico' e o tecido adiposo ICRU para energias de 10 keV a 100 keV.

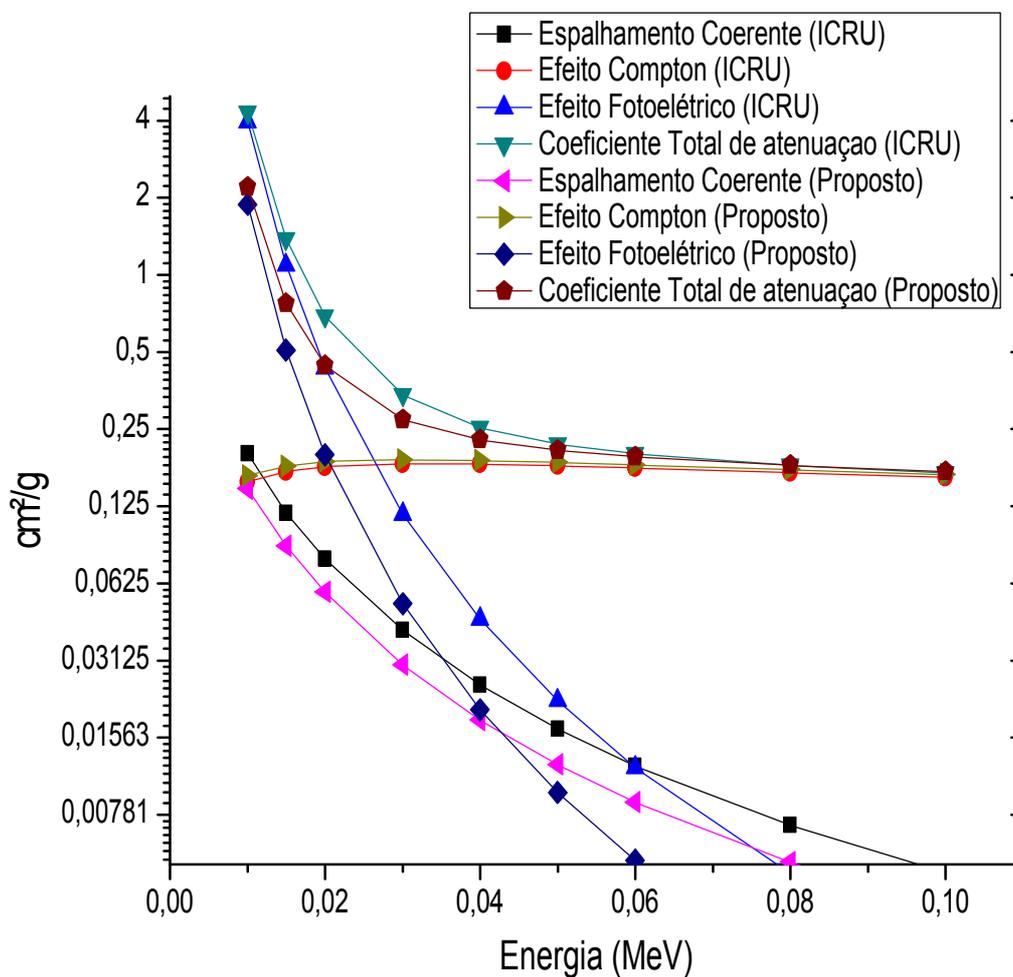


Figura 30. Gráfico comparativo entre os coeficientes de atenuação mássico da amostra 'Parafina + 10% acrílico' e a glândula mamária ICRU para energias de 10 keV a 100 keV.

5.2 – Análise das exposições dos simuladores

A avaliação dos simuladores confeccionados começou com a exposição daquele sem implante, que possuía os achados inseridos, comprimido em 6 cm, utilizando-se o controle automático de exposição que selecionou a técnica de 24 kV e 46 mAs. Para esta exposição via-se nitidamente 2 grupos de microcalcificações e 4 fibras, numa densidade óptica (DO) de fundo aproximadamente constante e de valor igual a 1,8. A figura 31 ilustra as medidas de

DO realizadas desde a região anterior até a região posterior do simulador no filme exposto, em passos de 1 mm.

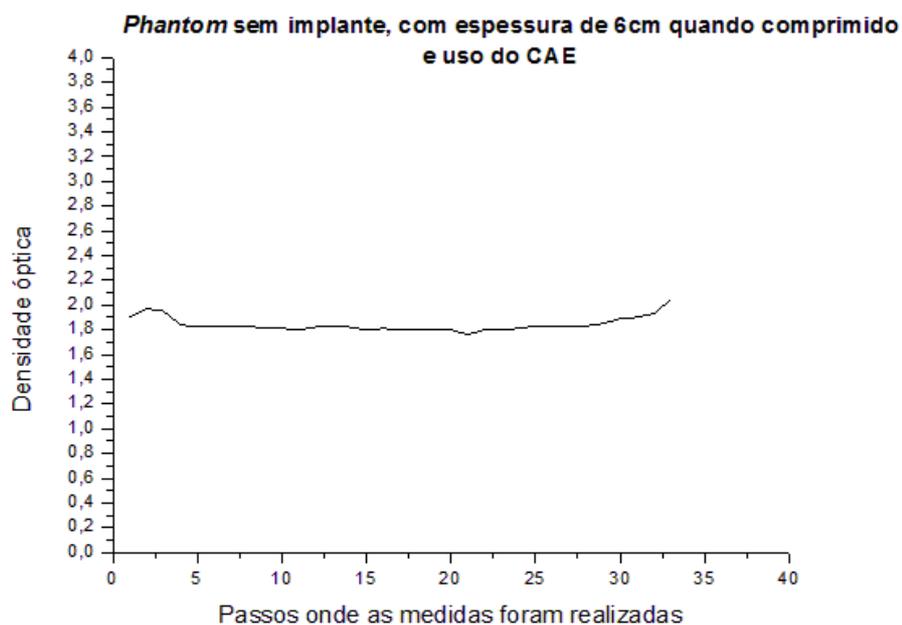


Figura 31. Densidade óptica medida na linha central da imagem formada para o simulador sem implante inserido e com uso do CAE.

Diversas medidas subsequentes em passos de 1 mm, foram realizadas, sempre mantendo a mesma linha de varredura, no intuito de encontrar os valores de densidade óptica relativos a cada exposição dos *phantoms* com implante. As figuras 32, 33 e 34 ilustram os resultados encontrados.

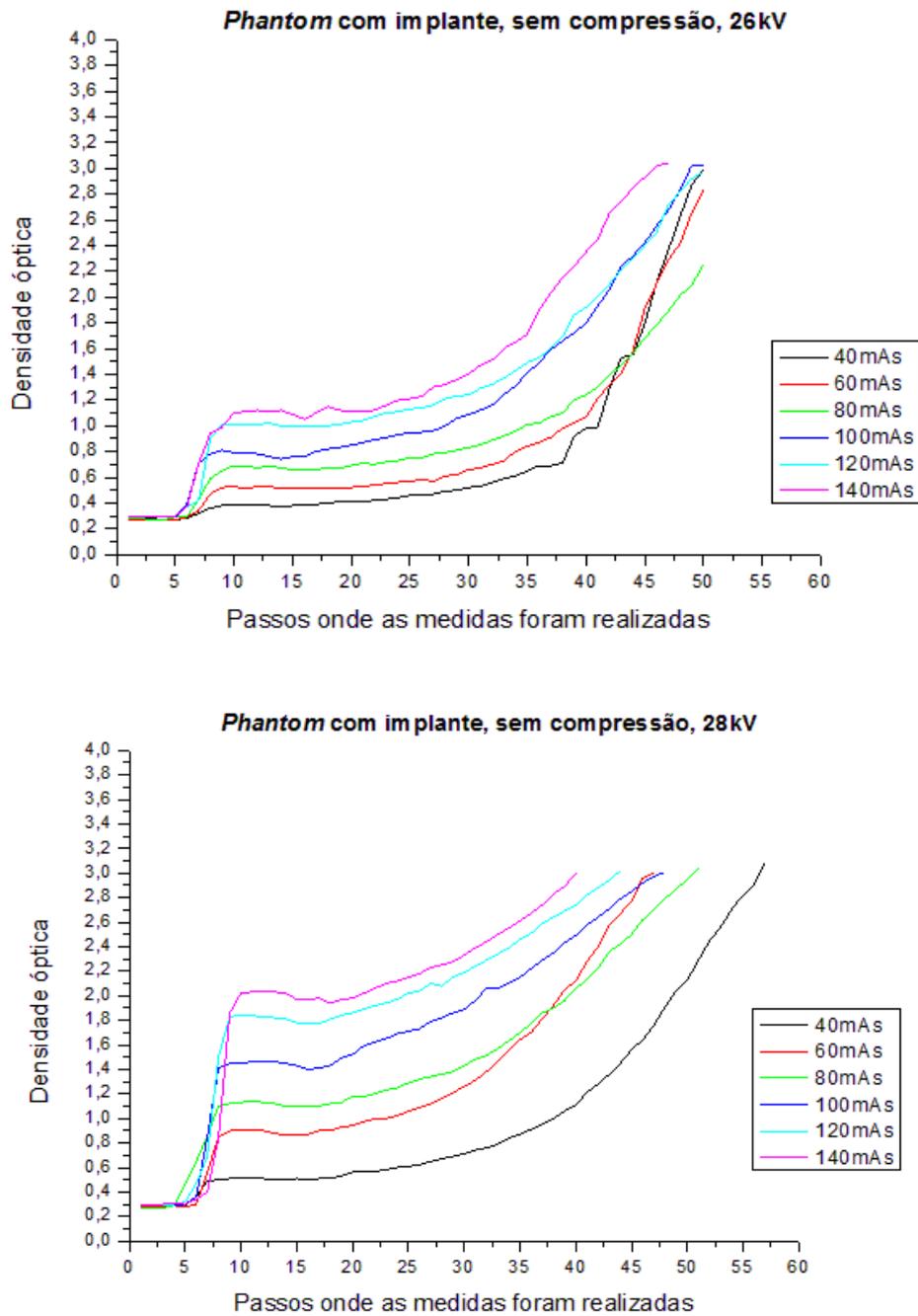


Figura 32. Gráficos resultantes da varredura em D.O. dos filmes expostos para o simulador com implante e sem compressão significativa.

Na figura 32 são mostrados os gráficos para exposições dos *phantoms* com implante, nas quais a placa de compressão servia apenas para imobilização, sem compressão significativa. Como esperado, em ambos os gráficos o aumento do produto corrente-tempo, que neste caso representa aumento no tempo de exposição à radiação, repercute no incremento da densidade óptica encontrada no segundo trecho aproximadamente constante,

que é o encontrado na região mamária seguinte ao implante. Até o passo cinco percebe-se um primeiro trecho constante, representando medidas da região do implante que, por ser radiopaco, se mostra com uma densidade óptica muito baixa, em torno de 0,3. A região de aumento após o primeiro trecho constante é representativa da interferência do implante na visualização da região mamária. Ao analisarmos esta região, percebemos que o aumento se dá de maneira rápida para ambas as exposições, tendo uma média de cinco passos para atingir o segundo trecho constante. Como o densitômetro digital utilizado apresentava fenda de 1 mm quando as medidas foram realizadas, temos que o incremento se dá em aproximadamente 5 mm, já que os pontos 6 e 7 poderiam ter influência ainda da região do implante quando as medidas eram realizadas. O crescimento após o segundo trecho constante se dá pela diferença de espessura do simulador, que apresenta região posterior mais espessa.

A interceptação dos gráficos na quarta região, ou seja, naquela em que nota-se um aumento significativo da DO medida após o segundo patamar constante, por exemplo, em 28 kV / 60 mAs e 28 kV / 80 mAs no *phantom* sem compressão significativa, pode ser explicada por alguma diferença não prevista no posicionamento do simulador antes da exposição. Isto pode ter ocasionado medições que não foram realizadas na linha central da imagem e, por consequência, a região de enegrecimento total do filme era alcançada de modo mais rápido que nos demais. Esta mesma explicação se aplica à interceptação ocorrida nos próximos gráficos descritos.

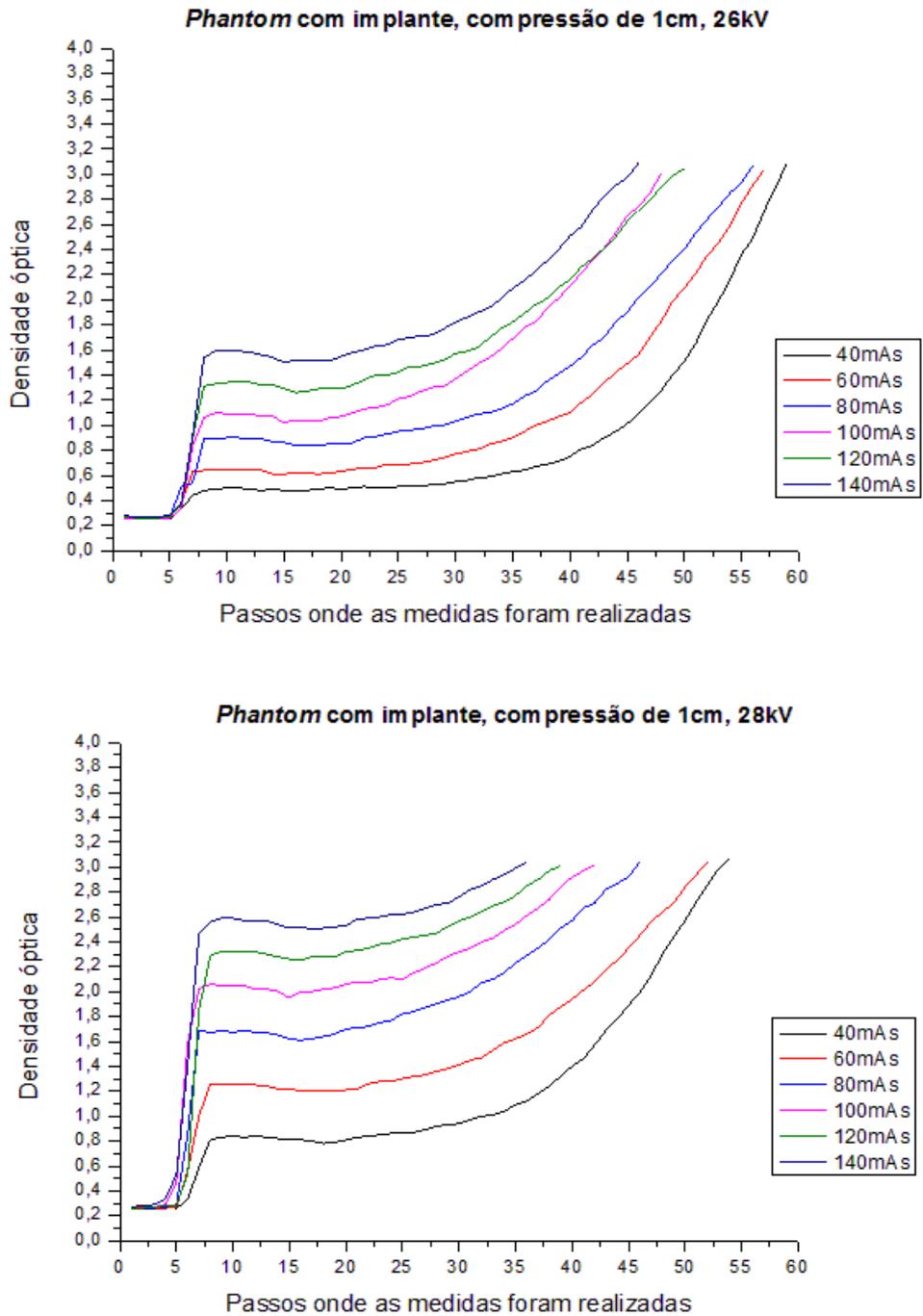


Figura 33. Gráficos resultantes da varredura em DO dos filmes expostos para o simulador com implante e com compressão de 1cm.

A figura 33 apresenta os gráficos referentes às exposições com uso da placa de compressão que, neste caso, reduzia em 1 cm a espessura do simulador. As características encontradas seguem o mesmo padrão das discutidas na figura 32, porém com a compressão consegue-se visualizar um aumento da DO quando se compara as mesmas técnicas. Por exemplo, para a técnica de 26 kV e 100 mAs, sem compressão, o segundo patamar

aproximadamente constante se mostra com uma média de densidade óptica igual a 0,7, enquanto que com uso da compressão de 1 cm este valor é elevado para cerca de 1,0. Este incremento é explicado pela maior proximidade de toda a região do implante em relação ao filme radiográfico, o que resulta em menos espalhamento (que possui relação com a espessura do material exposto) e, portanto, maior transmissão. Outro aspecto digno de nota é a obtenção de altos valores de DO quando se combina a técnica de 28 kV e valores elevados de produto corrente-tempo, exibindo alto enegrecimento e conseqüente perda de visualização de parte do simulador.

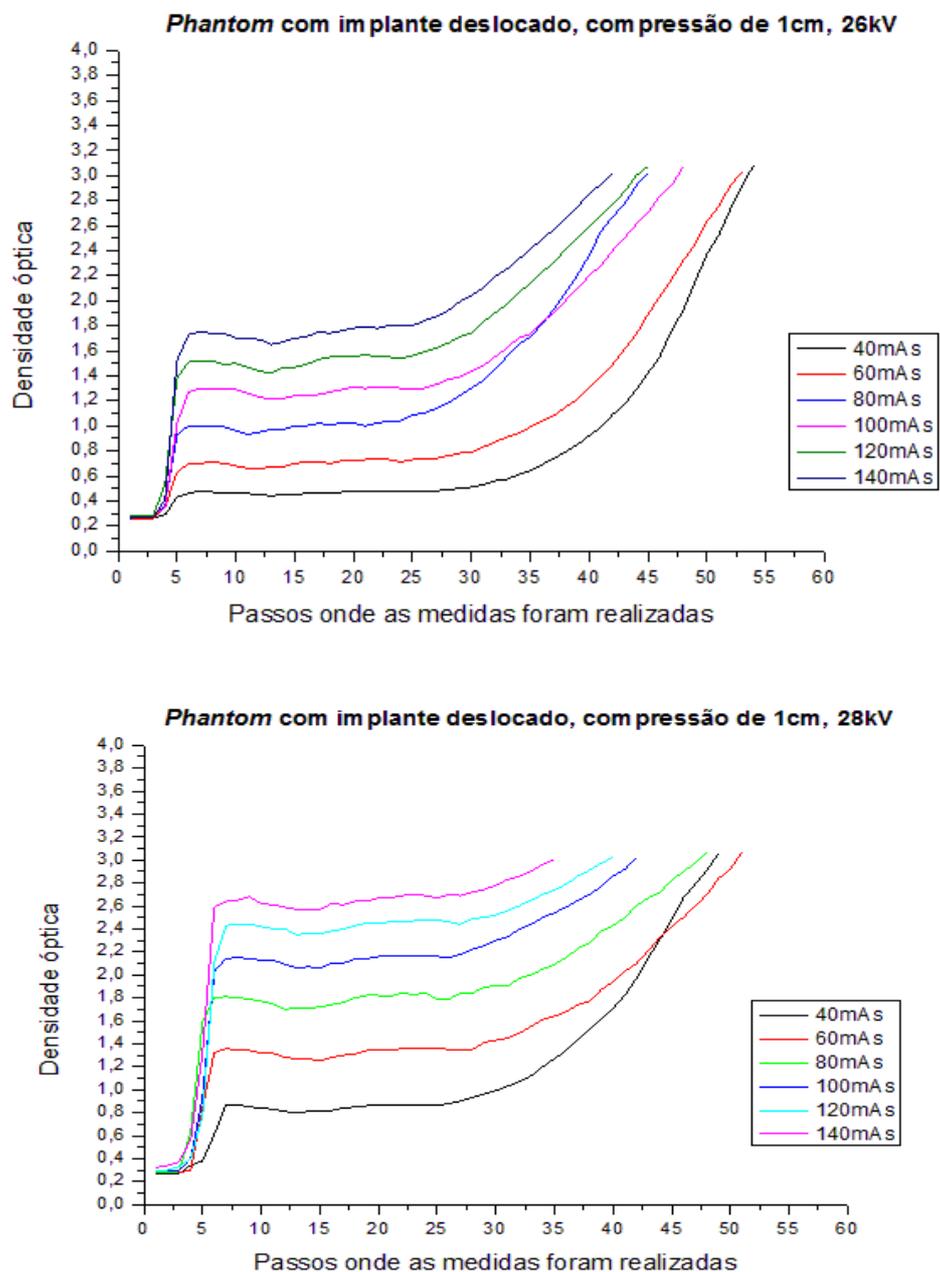


Figura 34. Gráficos resultantes da varredura em DO dos filmes expostos para o simulador com implante deslocado e com compressão de 1cm.

Os gráficos com as análises das exposições realizadas com o simulador com implante deslocado são mostrados na figura 34. Os mesmos padrões obtidos nas figuras anteriores também são verificados neste caso, sendo a região referente à densidade óptica do implante indicada nos três primeiros passos, quantidade de medidas realizadas nesta região para este caso. O número de passos necessários para início do segundo patamar constante mais uma vez gira em torno de cinco, o que representa aproximadamente 5 mm, valor igual aos discutidos anteriormente.

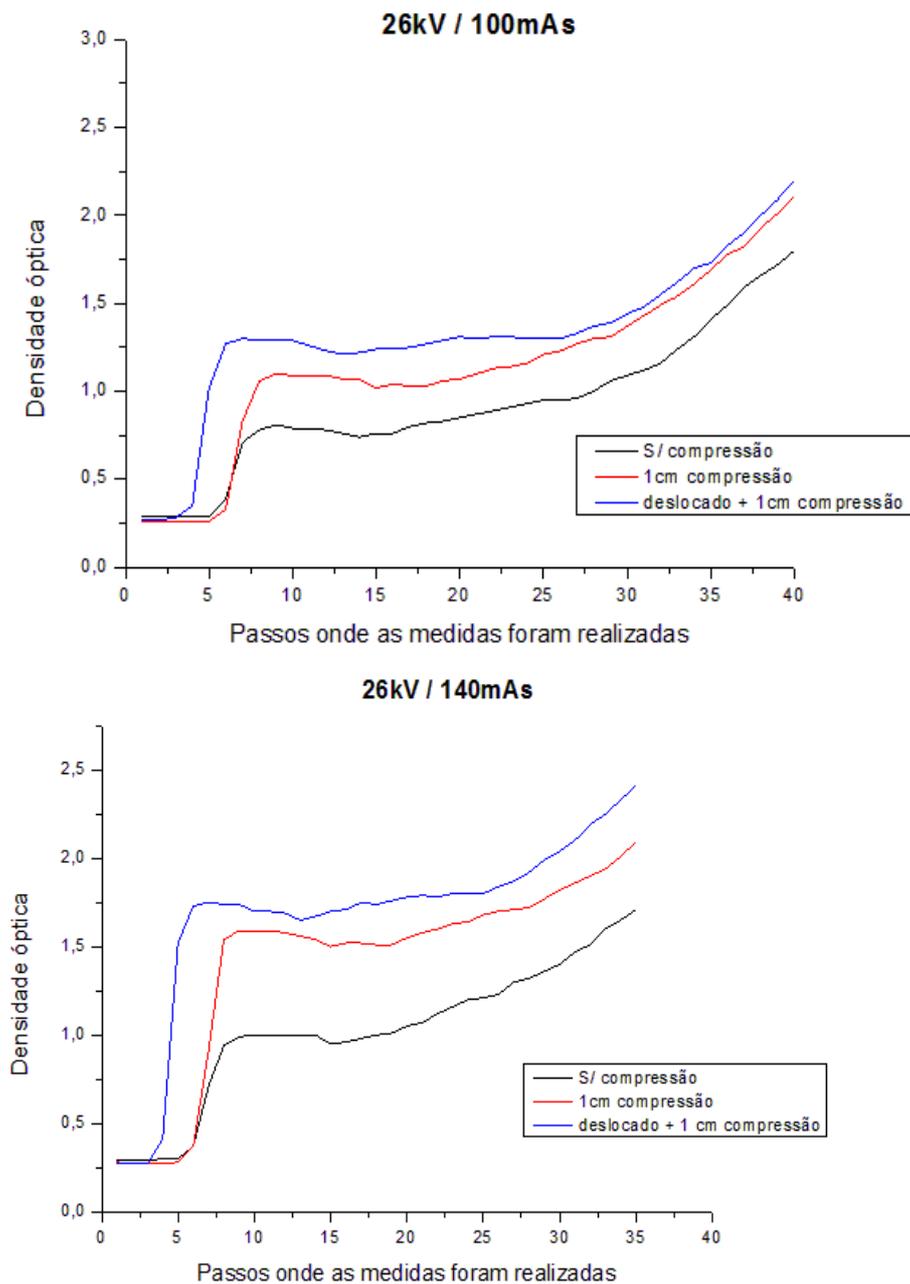


Figura 35. Gráficos resultantes da varredura em DO em diferentes características de compressão e para técnicas distintas (26 kV / 100 mAs e 26 kV / 140 mAs).

Na figura 35 são mostrados os gráficos que comparam, para duas escolhas técnicas em específico, as densidades ópticas para compressão de diferentes características. Percebe-se, como já discutido anteriormente, um aumento no valor do segundo trecho aproximadamente constante, que resulta da compressão de 1 cm efetuada. Uma das possíveis explicações ao pequeno aumento verificado no patamar citado entre as exposições do simulador com compressão de 1 cm e daquele que, além desta compressão, se apresenta deslocado, é o efeito Anódico, no qual os fótons emitidos de forma mais próxima à parede torácica são mais energéticos que os demais. Então, devido a este efeito, o deslocamento implicaria em inserção da região simuladora da mama numa região em que os fótons se mostram mais penetrantes e, por consequência, ocorreria esse pequeno aumento da densidade óptica detectada.

Nas tabelas 10, 11 e 12 são descritas as quantidades de achados visíveis nos filmes revelados para as diferentes características de compressão utilizadas. Para as exposições nas quais a técnica de 28 kV estava associada a 120 mAs e 140 mAs boa parte do simulador aparecia enegrecido no filme, não possuindo características desejáveis em uma imagem mamográfica de qualidade .

Tabela 10. Número de achados verificados nas exposições do simulador com implante e sem compressão significativa.

	26 Kv	28 kV
40 mAs	1 grupamento de microcalcificações	1 grupamento de microcalcificações
60 mAs	1 grupamento de microcalcificações	1 grupamento de microcalcificações
80 mAs	1 grupamento de microcalcificações + 1 fibra	1 grupamento de microcalcificações + 2 fibras
100 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 1 fibra	2 grupamentos de microcalcificações + 2 fibras
120 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 2 fibras	1 grupamento de microcalcificações + 2 fibras
140 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 1 fibra	1 grupamento de microcalcificações

Tabela 11. Número de achados verificados nas exposições do simulador com implante e com compressão de 1 cm.

	26 kV	28 kV
40 mAs	1 grupamento de microcalcificações	1 grupamento de microcalcificações + 1 fibra
60 mAs	1 grupamento de microcalcificações + 1 fibra	2 grupamentos de microcalcificações + 2 fibras
80 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 2 fibras	2 grupamentos de microcalcificações + 3 fibras
100 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 2 fibras	2 grupamentos de microcalcificações + 1 fibra
120 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 3 fibras	Nenhum achado foi visualizado
140 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 3 fibras	Nenhum achado foi visualizado

Tabela 12. Número de achados verificados nas exposições do simulador com implante deslocado e com compressão de 1 cm.

	26 kV	28 kV
40 mAs	1 grupamento de microcalcificações	1 grupamento de microcalcificações + 1 fibra
60 mAs	1 grupamento de microcalcificações + 2 fibras	2 grupamentos de microcalcificações + 2 fibras
80 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 3 fibras	2 grupamentos de microcalcificações + 3 fibras
100 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 3 fibras	2 grupamentos de microcalcificações + 1 fibra
120 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 3 fibras	Nenhum achado foi visualizado
140 mAs	2 grupamentos de microcalcificações + 2 fibras	Nenhum achado foi visualizado

6 – CONCLUSÃO

As conclusões obtidas mediante análise e discussão dos resultados deste trabalho são descritas a seguir:

- A mistura entre parafina em gel e acrílico em pó na proporção ‘Parafina + 10% acrílico’ foi aquela que melhor se adequou à simulação da glândula mamária, exibindo maior eficácia na simulação de mamas adiposas;
- Em relação à técnica manual empregada, conclui-se que para o simulador sem compressão significativa aquela que exibiu maior quantidade de achados visíveis foi a de 26 kV / 120 mAs e 28 kV / 100 mAs, em que 2 grupamentos de microcalcificações e 2 fibras eram visualizadas. Para as exposições realizadas com o simulador com compressão de 1 cm as técnicas de 26 kV / (120 e 140) mAs e 28 kV / 80 mAs exibiram 2 grupos de microcalcificações e 3 fibras. Já para o implante deslocado e o simulador comprimido as técnicas nas quais maior quantidade de achados foi visualizada foram 26 kV / (80, 100 e 120) mAs e 28 kV / 80 mAs, com as quais foram exibidas 3 fibras e 2 grupamentos de microcalcificações
- Constatou-se a importância da compressão mamária também nos casos em que há inserção de implante, verificando-se um aumento da densidade óptica média, para a mesma energia e produto corrente-tempo utilizado, em relação às exposições realizadas sem compressão significativa;
- O simples deslocamento da região do implante para fora da área exposta não traz alterações significativas em termos de densidade óptica média obtida nos filmes. Em contrapartida, por mais que não tenham sido realizados testes com maior compressão para a região da mama quando o implante era deslocado, vários artigos têm sido publicados mostrando a utilidade da ‘técnica do deslocamento’ para uma compressão mais efetiva desta região (EKLUND, BUSBY, *et al.*, 1988) (BANTICK e TAGGART, 1995). Baseados nisso concluímos ser esta compressão mais significativa, obtida com o deslocamento do implante, a principal contribuição da técnica do deslocamento;
- A região de aumento da densidade óptica até se chegar ao segundo patamar constante dos gráficos apresentados, considerada como região de efetiva influencia dos implantes na imagem, foi de aproximadamente

5 mm. Na medida em que microcalcificações de 0,32 mm de diâmetro devem ser visualizadas nos exames mamográficos, tem-se a indicação de que essa interferência pode se tornar significativa nos casos em que o câncer se inicie nesta região imediatamente vizinha ao implante.

Foi observado que os relatos na literatura que tratam da interferência do implante na detecção do câncer mamário utilizam principalmente levantamentos estatísticos nas suas análises. A retomada do uso de simuladores de mama com prótese de silicone pode auxiliar no aprimoramento das técnicas de imageamento de mamas com implante, especialmente se estes *phantoms* apresentarem características que simulem de fato as mamas aumentadas, ou seja, implante totalmente imerso na região do simulador e espessura que se modifique com o grau de compressão utilizado, características estas que são exibidas pelo simulador que foi analisado e utilizado neste trabalho.

7 – BIBLIOGRAFIA

ALVARES, B. R.; MICHELL,. **O Uso da Ressonância Magnética na Investigação do Câncer Mamário**, Radiologia Brasileira, v. 36, n. 6, p. 373-378, Nov-Dez 2003.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. [S.l.]: Madison, 1986.

BANTICK, G. L.; TAGGART, I. **Mammography and breast implants**, British Journal of Plastic Surgery, n. 48, p. 49-52, 1995.

BARNES, G. T. **Contrast and Scatter in X-ray Imaging**, RadioGraphics, n. 11, p. 307-323, Março 1991.

BERGER, M. J.; HUBBELL, J. H. **XCOM - Photon cross section on a personal computer**, 1987. Disponível em: <<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>>. Acesso em: 5 Janeiro 2012.

BRASIL. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. [S.l.]: Ministério da Saúde (Secretaria de Vigilância Sanitária) - Portaria 453, 1998.

BRINTON, L. A.; BROWN , S. L. **Breast Implants and Cancer (Review)**, Journal of the National Cancer Institute , v. 89, n. 18, p. 1341-1349, Setembro 1997.

BUSHBERG, J. T. et al. **The Essential Physics of Medical Imaging**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

BUSHONG, S. C. **Radiologic science for technologist: physics, biology, and protection**. 9. ed. [S.l.]: Elsevier, 2008.

DANTAS, M. V. D. A. **Dose glandular e controle de qualidade da imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada**, Dissertação de Mestrado (CDTN) - Belo Horizonte, 2010.

DEAPEN, D. **Breast Implants and Breast Cancer - A Review of Incidence, Detection, Mortality, and Survival**, Plastic and Reconstructive Surgery, v. 120, n. 7, 2007.

EKLUND, G. W. et al. **Improved Imaging of the Augmented Breast**, AJR Am J Roentgenol, n. 151, p. 469-473, Setembro 1988.

ELIAS, S. et al. **Uso de software como ferramenta pedagógica no processo de ensino-aprendizagem da mamografia digital**, Radiologia Brasileira, v. 2, n. 42, p. 115-120, Março/Abril 2009.

FURQUIM, T. A. C. **Metodologia para correlação entre doses e detectabilidade em imagens mamográficas padrões: aplicação no estado de São Paulo**, Tese de doutorado (IPEN) - São Paulo, 2005.

GANOTT, M. A. et al. **Augmentation mammoplasty: normal and abnormal findings with mammography and US**, RadioGraphics, v. 12, n. 2, p. 281-295, 1992.

GAONA, M. E. C. E. **Optimización de los Indicadores de Calidad de Imagen en Mamografía Analógica y Digital**, Tese de doutorado (IPN - Instituto Politécnico Nacional), Dezembro 2007.

HANDEL, N. **The Effect of Silicone Implants on the Diagnosis, Prognosis, and Treatment of Breast Cancer**, Plastic and Reconstructive Surgery, p. 81S-93S, 2007.

HUBBEL, J. H.; SELTZER, S. M. **Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest**, National Institute of Standards and Technology (NIST), 1995.

ICRU. **Report 44 "Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement"**. International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU). [S.l.]. 1989.

ICRU. **Report 48 "Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection"**. International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU). [S.l.]. 1992.

INCA. **Instituto Nacional de Câncer**, 1996. Disponível em: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoes_programas/site/home/nobrasil/programa_controle_cancer_mama/deteccao_precoce>. Acesso em: 3 out. 2011.

INCA. **Instituto Nacional de Câncer**, 1996. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama>>. Acesso em: 1 set. 2011.

INCA. **Falando sobre câncer de mama**. Rio de Janeiro: Secretaria de Assistência à Saúde - Instituto Nacional de Câncer, 2002a.

INCA. **Falando sobre mamografia**. Rio de Janeiro: Secretaria de Assistência à Saúde - Instituto Nacional de Câncer, 2002b.

INCA. **Controle do Câncer de Mama - Documento de Consenso**. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, 2004.

INCA. **Programa Nacional de Controle do Câncer de Mama**. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, 2011.

INCA. **Estimativa 2012 - Incidência de Câncer no Brasil**. [S.l.]: Ministério da Saúde - Instituto Nacional de Câncer (INCA), 2012.

LEITZ, W. **Design Criteria for and Evaluation of Phantoms Employed for Mammography**, Radiation Protection Dosimetry, v. 49, p. 147-152, 1993.

- MARTINS, R. D. A. **A Descoberta dos Raios X: O Primeiro Comunicado de Rontgen**, Revista Brasileira de Ensino de Física, v. 20, n. 4, p. 373-391, Dezembro 1998.
- MÉLEGA, J. M. et al. A Capsulectomia sem Capsulotomia no Tratamento das Contraturas Capsulares. **Revista da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica**, São Paulo, v. 16, n. 2, p. 37-48, Maio/Agosto 2001.
- MENEZES, F. C. D. **Estudo da Reação Tecidual à Administração Intraperitoneal de Polimetilmetacrilato (PMMA) em Ratos da Linhagem Wistar**, Dissertação de Mestrado (UFU) - Uberlândia - MG, 2009.
- MIGLIORETTI, D. L. et al. **Effect of Breast Augmentation on the Accuracy of Mammography and Cancer Characteristics**, Journal of the American Medical Association, v. 91, n. 4, 2004.
- OLIVEIRA, L. C. G. **Estimativa do kerma no ar na superfície de entrada em exames mamográficos**, Dissertação de Mestrado (UFRJ) - Rio de Janeiro, 2007.
- PAREDES, E. S. D. **Atlas de Mamografia**. 2. ed. [S.l.]: Marban, 1994.
- ROSA, R. D. O. **Estudos de parâmetros físicos de qualidade de imagem em mamografia convencional usando o método de Monte Carlo**, Tese de Doutorado (UFRJ) - Rio de Janeiro, 2005.
- SANTOS, V. T. **Segmentações de Imagens Mamográficas Para Detecção de Nódulos em Mamas Densas**, Dissertação de mestrado - São Carlos, 2002.
- SILVA, F. A. R. **Desenvolvimento de Simuladores de Mama com implante de silicone para controle de qualidade em radiologia**, Tese de Doutorado (UFS) - São Cristóvão - SE, Agosto 2010.
- SILVA, L. L. D. M. D.; TOSCANI, N. V.; GRAUDENZ, M. S. **Câncer de mama masculino: uma doença diferente?**, Revista Brasileira de Mastologia, v. 18, n. 4, p. 165-170, Out-Dez 2008.
- STEEN, A. V.; TIGGELEN, V. **Short History of Mammography: A Belgian Perspective**, JBR-BTR, n. 90, p. 151-153, 2007.
- TAHUATA, L. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. [S.l.]: [s.n.], 2003.
- TOMAL, A. **Medidas Experimentais dos Coeficientes de Atenuação de Tecidos Mamários e sua Influência no Contraste e Dose Mamográfica**, Dissertação de Mestrado (USP) - Ribeirão Preto - SP, 2007.
- TURNER, J. E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**. 3. ed. [S.l.]: Wiley-VCH, 2007.
- YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações: interação da radiação com a matéria**, Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, n. 1, p. 57-67, Outubro 2009.

YOUNG, V. L. et al. **Effect of Breast Implants on Mammography**, Southern Medical Journal, v. 84, n. 6, p. 707-714, Junho 1991.

ZANKA, F. et al. **The relationship between the attenuation properties of breast microcalcifications and aluminum**, Physics in Medicine and Biology, v. 55, p. 1057-1068, 2010.