

Universidade Federal do Rio de Janeiro

Instituto de Física

**CÁLCULO DA DOSE NA TIROIDE A PARTIR DA DOSE
APLICADA EM EXAMES DE MAMOGRAFIA**

Vinicius Daniel Caldas Santos Costa

Rio de Janeiro

Janeiro/2018

CÁLCULO DA DOSE NA TIROIDE A PARTIR DA DOSE APLICADA EM EXAMES DE MAMOGRAFIA

Vinicius Daniel Caldas Santos Costa

Trabalho de conclusão de curso apresentada ao Programa de Graduação em Física-Médica, IF, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Claudio Domingues de Almeida

Rio de Janeiro

Janeiro/2018

CÁLCULO DA DOSE NA TIREOIDE A PARTIR DA DOSE APLICADA EM
EXAMES DE MAMOGRAFIA

Vinicius Daniel Caldas Santos Costa

TESE SUBMETIDA À BANCA EXAMINADORA NO INSTITUTO DE FÍSICA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE BACHAREL
EM FÍSICA MÉDICA

Examinada por:

Dr. Claudio Domingues de Almeida

Dr. Odair Dias Gonçalves

Me. Alexandre Rodrigues Krempser

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

Janeiro/2018

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Claudio Domingues de Almeida, pela paciência na orientação e incentivo que tornaram possível a conclusão desta monografia. Aos membros da banca por aceitarem o convite, contribuindo positivamente na elaboração deste trabalho.

A coordenação do curso e a todos os professores que me acompanharam durante a graduação e foram tão importantes na minha vida acadêmica. A UFRJ e ao IRD pelo ambiente criativo e estimulante que me proporcionaram.

Aos meus pais, minha avó, Cátia, e minha namorada que com muito carinho e apoio, não mediram esforços para que eu chegasse até esta etapa. Por fim, a todos aqueles que de alguma forma estiveram e estão próximos de mim, me ajudando a concluir mais esta etapa.

RESUMO

Recentemente, a classe médica tem demonstrado preocupação com divulgações na internet e redes sociais que sugerem relação entre a mamografia e câncer de tireoide. Esses rumores têm gerado dúvidas quanto à necessidade do uso do protetor de tireoide durante o exame de mamografia. Contudo, sabe-se que a dose recebida pela tireoide durante a mamografia é baixa. Segundo o Colégio Americano de Radiologia, a dose não seria maior do que 5 μGy . No Brasil, o câncer de tireoide é o oitavo tipo de câncer mais comum na população feminina. E para 2016, havia sido estimado cerca de 7 mil novos casos, sendo 5870 para mulheres. A exposição à radiação é tratada como um fator de risco para o desenvolvimento do câncer de tireoide.

A finalidade deste trabalho foi avaliar a média da dose na tireoide devido ao exame de mamografia bilateral de duas incidências. O estudo foi realizado com o uso de dados da Dose Glandular Média (DGM) calculada para a mama de 53 mm de espessura, nos serviços de mamografia de todo o Brasil, além de dados da literatura para o cálculo da dose na tireoide.

Os valores obtidos em sua maioria estavam abaixo de 5 μGy , com exceção de um valor, que foi de 6,6 μGy . Essas doses não apresentam risco comprovado para as mulheres, e são menos preocupantes do que a mortalidade por câncer de mama.

ABSTRACT

Recently, the medical class has shown concern about the spread of rumors on the internet and social networks that suggest a relationship between mammography and thyroid cancer. These rumors raised questions about the need to use a thyroid protector during mammography. However, it is known that the dose received by thyroid during mammography is low. According to the American College of Radiology, the dose would not be greater than 5 μGy . In Brazil, thyroid cancer is the eighth most common cancer in the female population. And for 2016, it has been estimated about 7 thousand new cases, being 5870 for women. An exposure to radiation is considered a risk factor for the development of thyroid cancer.

The purpose of this study is to evaluate the mean dose in the thyroid due to the bilateral mammography examination of two incidences. The study was carried out using data from the Mean Glandular Dose (MGD) calculated for 53 mm thickness breast, in mammography services from all over Brazil, as well as data from the literature to calculate the dose in the thyroid.

Most of the obtained values are below 5 μGy , with the exception of one of them, which was 6,6 μGy . These doses do not represent a proven risk for women, and are less worrisome than breast cancer mortality.

LISTA DE TABELAS

		Pág.
TABELA 1	Porcentagem da Dose Absorvida pela Tireoide por Unidade de Dose Glandular Média na Mama para as Incidências Craniocaudal e Médio lateral para uma Faixa de Espectros de Raios X.....	37
TABELA 2	Valores do número de unidades avaliadas, a média da DGM e o desvio padrão para as combinações alvo/filtro e o total desses dados por mama.	43
TABELA 3	Número de avaliações, média, desvio padrão (DP) e valores de máximo e mínimo da dose absorvida na tiroide para as combinações alvo/filtro e o total desses dados.....	44

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	Anatomia da mama.....	15
FIGURA 2.2	Anatomia da tireoide.....	16
FIGURA 2.3	Posicionamento para realização do exame na incidência craniocaudal	18
FIGURA 2.4	Paciente sendo posicionada para a realização do exame na incidência médio lateral oblíqua.....	19
FIGURA 2.5	Equipamento de mamografia.....	20
FIGURA 2.6	Braço rotatório de um equipamento de mamografia.....	20
FIGURA 2.7	Um elétron incidente retira um elétron orbital, deixando uma vacância. O elétron da camada mais externa ocupa essa vacância. A energia em excesso, é liberada na forma de fóton de raios X; conhecida como radiação característica.....	22
FIGURA 2.8	Um elétron incidente interage com o átomo e neste processo é desacelerado, emitindo radiação. O processo é conhecido como Bremsstrahlung.....	23
FIGURA 2.9	Exemplo de espectro de raios X para um alvo de tungstênio.....	24
FIGURA 2.10	Comportamento dos coeficientes de atenuação para Mo e Rh....	25
FIGURA 2.11	Espectro de feixes de raios X com alvo de ródio para diferentes filtros.....	26
FIGURA 2.12	Espectros resultantes do alvo de Mo e Rh com filtro de 0,025 mm de Rh.....	26
FIGURA 2.13	Espectros resultantes do alvo de Mo com filtro de Rh e Mo.....	27
FIGURA 2.14	Espectro de um feixe de raios X não filtrado de um alvo de molibdênio para diferentes faixas de energia.....	27
FIGURA 2.15	Radiação espalhada do feixe incidente.....	30
FIGURA 2.16	Radiação espalhada do feixe incidente para a tireoide.....	31
FIGURA 2.17	Imagens obtidas por mamografia na incidência MLO. A imagem a esquerda possui artefato causado pela presença do protetor de tireoide no caminho do feixe de radiação. A imagem à direita foi realizada sem o protetor.....	38
FIGURA 2.18	Imagem mamográfica obtida na incidência CC (a) mostra diversas lesões (seta). (b) Imagem obtida em MLO. A imagem mostra lesões da mesma mama, porém com visualização dificultada pelo movimento do paciente.....	38
FIGURA 3.1	Os ajustes de curva calculados para a combinação Mo/Mo, para cada incidência.....	40
FIGURA 3.2	Os ajustes de curva calculados para a combinação Mo/Rh, para cada incidência.....	41
FIGURA 3.3	Os ajustes de curva calculados para a combinação Rh/Rh, para cada incidência.....	41
FIGURA 4.1	Valores de DGM para cada combinação de Alvo/Filtro.....	45

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO E OBJETIVOS	10
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	14
2.1 Estrutura da mama	14
2.2 Anatomia e função da tireoide	15
2.3 O exame de mamografia	16
2.4 O equipamento mamográfico	19
2.5 Produção de raios X	21
2.6 Camada semi-redutora	23
2.7 Espectro de radiação em mamografia	23
2.8 Interação da radiação com a matéria	26
2.8.1 Conceitos e grandezas utilizadas em proteção radiológica	30
2.8.2 Efeitos biológicos da radiação ionizante	33
2.9 Princípios básicos de proteção radiológica	34
2.10 Proteção radiológica nas exposições médicas	34
2.11 Simulação de Monte Carlo	35
2.12 Artefato na imagem: definição e exemplos	35
3 MATERIAIS E MÉTODOS	37
3.1 Dados	37
3.2 Fatores de dose relativa para a tireoide	37
3.3 Espessura da mama comprimida em MLO	39
3.4 DGM para a incidência MLO	40
3.5 Equação para a dose na tireoide	41
3.6 Dose efetiva e risco atribuível	41
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	43
4.1 Resultados	43
4.2 Discussão	45
5 CONCLUSÃO	48
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BEIR	<i>Biologic Effects of Ionizing Radiation</i>
CBR	Colégio Brasileiro de Radiologia
CC	Craniocaudal
DGM	Dose glandular média
DRT	Dose relativa para tireoide
D _t	Dose absorvida na tireoide
INCA	Instituto Nacional de Câncer
MLO	Médio lateral oblíqua
PNQM	Programa Nacional de Qualidade em Mamografia

1 INTRODUÇÃO

Recentes divulgações equivocadas na internet e redes sociais, sugerindo relação entre a mamografia e câncer de tireoide, despertaram a preocupação de profissionais da saúde. A exemplo, no Brasil, temos o caso de um vídeo circulante na internet onde uma jornalista reforça a ideia da importância do protetor de tireoide durante o exame de mamografia, citando possíveis recomendações dadas por Drauzio Varela [1]. Em nota em seu site pessoal, Drauzio Varela desmente qualquer possível recomendação que possa ter sido dada por ele sobre o uso do protetor de tireoide [2]. A Sociedade Brasileira de Mastologia e o Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem emitiram notas desmentindo as afirmações equivocadas sobre o assunto. No entanto, o uso do protetor de tireoide é polêmico no Brasil e estudos sobre este tema são pouco explorados [3,4].

Esta polemica têm gerado dúvidas quanto à necessidade do uso do protetor de tireoide durante o exame de mamografia. Contudo, sabe-se que a dose recebida pela tireoide durante a mamografia é baixa [3,5]. Apesar dos pronunciamentos de entidades e profissionais, o estado do Rio de Janeiro tornou obrigatório o uso de protetor de tireoide para os exames de raios X, incluindo a mamografia, com a lei 7700/17. Da mesma forma que o estado do Mato Grosso do Sul com a lei 4944, aprovada em 2016 [6,7].

O câncer de tireoide é mais comum entre as mulheres, mas não é exclusivo delas. No Brasil, o câncer de tireoide é o oitavo mais comum tipo de câncer na população feminina, e o INCA estima em cerca de 7 mil os casos para 2016, sendo 5870 para mulheres [8,9]. Nos Estados Unidos, são registrados cerca de 48 mil novos casos de câncer de tireoide por ano [10].

Além de fatores genéticos e doença tireoidiana benigna prévia (adenoma, bócio, entre outras), a exposição à radiação é tratada como um fator de risco para o desenvolvimento do câncer de tireoide [11]. A alta incidência observada em crianças da Bielorrússia após o acidente de Chernobyl indica que o risco é maior em comparação às crianças não irradiadas. O risco de desenvolvimento de câncer na tireoide associado à exposição à radiação ainda não foi comprovado. Contudo, ser exposto quando adulto acarreta em menos riscos de desenvolver câncer de tireoide, quando comparado às crianças expostas [12].

Poucos estudos relataram um valor de dose para a tireoide devido a um exame de mamografia. Um valor para a dose na tireoide permite compreender quanto de radiação o órgão recebe em um exame de mamografia, e o impacto na saúde que essa dose representa.

Whelan e seus colaboradores estudaram a dose em pacientes através do uso de dosímetros termoluminescentes (TLD) presos no pescoço dos pacientes [13]. O valor obtido para a dose na pele sobreposta à tireoide foi multiplicado por 0,10, para a obtenção da dose na tireoide pela profundidade do órgão em relação à pele. Segundo os autores, este valor seria uma estimativa conservativa da dose para a tireoide, de acordo com as informações da literatura sobre dose em profundidade, obtidas de estudos para a mama. O valor da dose para a tireoide obtido por eles foi de 40 μGy . Kunosic e seus colaboradores obtiveram uma dose de 21 μGy [14]. Os dados foram obtidos com uso de dosímetros TLD e com o uso do fator de 0,10 para a dose em profundidade. Chetlen e colaboradores ao estudar a dose em pacientes para diversos órgãos, incluindo a tireoide, com o uso de dosímetro opticamente estimuláveis (OSL), encontrou uma dose de 25 μGy para a tireoide [15]. Herath e seus colaboradores relataram uma dose média para a tireoide de 2,04 μGy na tireoide [16]. Os autores utilizaram dosímetros digitais para as medidas. Chetlen e Herath também utilizaram o fator 0,10 para dose em profundidade para chegar aos valores da dose na tireoide.

Sechopoulos e colaboradores publicaram um trabalho sobre a dose em vários órgãos a partir de um exame de mamografia bilateral nas incidências craniocaudal (CC) e médio lateral oblíqua (MLO) [17]. Ele utilizou simulações do corpo humano e da técnica radiográfica usada para mamografia no programa com o método de Monte Carlo. Para isto utilizou o Geant4, que é uma ferramenta que inclui modelos físicos e outras funcionalidades para a simulação da passagem de partículas pela matéria [18].

A simulação foi feita com o uso do *phantom* Cristy que possui formas geométricas simplificadas e representa a anatomia dos órgãos do corpo humano [19]. Foi utilizada a mama padrão [20] com composição homogênea de 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular. Para a simulação da mamografia com aquisição das imagens nas incidências CC e MLO, foram consideradas as espessuras de mama comprimida equivalentes a 52 mm e 57 mm respectivamente [21,22].

Após simular a exposição em um determinado plano de imagem, a energia depositada na mama foi utilizada para calcular a dose glandular média (DGM) assim

como as doses em diversos órgãos do corpo, essas obtidas para cada espectro utilizado. Com o valor da DGM ele dividiu a dose em cada órgão e assim obteve os fatores de dose relativa por órgão (DRO), que é a dose para um órgão por unidade de dose glandular média na mama, para um determinado espectro.

Sechopoulos e Hendrick publicaram um estudo, baseado nos resultados do trabalho publicado em 2008 que determinou os fatores de dose relativa por órgão (DRO) [17,23]. Neste novo estudo, os autores incluíram os fatores de dose relativa para a tireoide (DRT) com os valores dos coeficientes para o cálculo da dose na tireoide a partir das doses glandulares médias na mama utilizadas durante o exame de mamografia para as projeções CC e MLO.

Com base nos resultados de seu trabalho, Sechopoulos calculou o risco atribuível ao longo da vida de indução de câncer de tireoide utilizando os maiores valores de DRT obtidos. Ele concluiu que o risco para uma mulher que realize exames anualmente entre seus 40 e 80 anos de idade, com uma dose glandular média de 4,7 mGy, é aproximadamente 56 por bilhão [23,24].

Através do Programa de Certificação da Qualidade em Mamografia (PCQM/CBR), o Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR), desde 1992, têm realizado avaliações da dose glandular média (DGM) aplicada na mama durante o exame de mamografia, nos serviços de mamografia de todo país [25,26]. As avaliações são realizadas utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD) posicionados sobre um *phantom* que representa mama com 45 mm ou 53 mm de espessura [25].

No final de 2006, o Instituto Nacional de Câncer (INCA) propôs um Projeto Piloto de Qualidade em Mamografia a ser realizado em algumas cidades do país e em parceria com o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR), a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) e o Instituto Avon [26]. Os resultados deste projeto posteriormente motivaram a elaboração do Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM) instituído pela Portaria nº 531 do Gabinete do Ministro (GM) de março de 2012 [27]. Esta Portaria foi revisada e uma nova Portaria foi publicada em 2013, a Portaria GM/MS Nº. 2898 [28].

Com o êxito obtido do projeto-piloto, o INCA desenvolveu em 2009, o Programa de Qualidade em Mamografia (PQM/INCA), ampliado para todo o território nacional e disponível para atender aos serviços de mamografia público e privado do país

[29]. Assim, o PQM/INCA avalia as DGMs utilizando procedimento similar ao usado no PCQM/CBR.

Apesar das informações disponíveis, um valor da dose na tireoide recebida pelas mulheres no Brasil, durante o exame de mamografia, não foi ainda estabelecido. Assim o objetivo deste trabalho é determinar o valor médio da dose de radiação na tireoide devido ao exame de mamografia, a partir da DGM calculada para a mama de 53 mm de espessura, utilizando as técnicas radiográficas aplicadas nos serviços de mamografia de todo o país.

- Padrão 1- mama adiposa, composta por 0 a 25% de tecido glandular;
- Padrão 2 - mama parcialmente gordurosa, a composição é de 25 a 50% de tecido glandular;
- Padrão 3 - mama heterogeneamente densa, a composição é de 50 a 75% de tecido glandular;
- Padrão 4 - mama extremamente densa, com composição de 75 a 100% de tecido glandular [30].

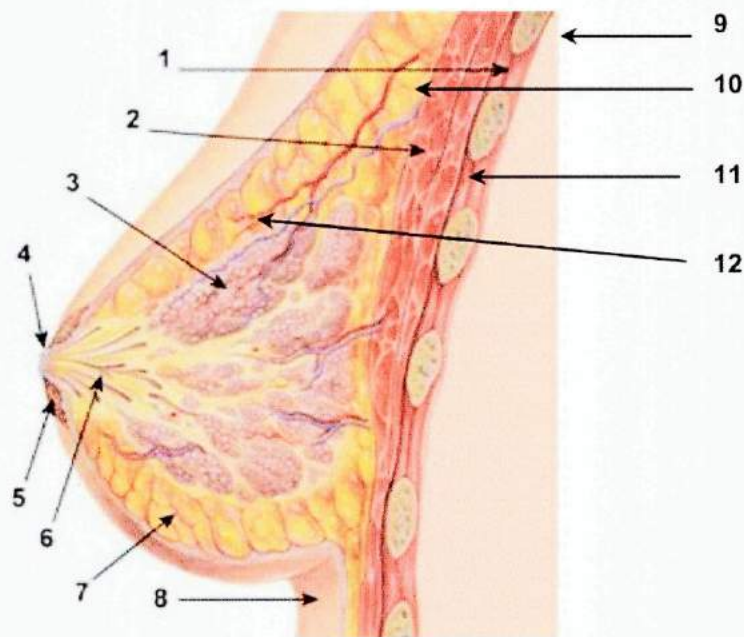


Figura 2.1 – Anatomia da mama. Vista lateral da mama. 1 - músculos intercostais, 2 - tecido adiposo retro mamário, 3 - lóbulo de tecido glandular, 4 – mamilo, 5 – aréola, 6 – ducto lactífero, 7 – tecido adiposo, 8 – prega infra mamária, 9 – costela, 10 – veia, 11 – músculo peitoral, 12 – ligamentos de Cooper [34].

2.2 Anatomia e função da tireoide

A tireoide é uma glândula localizada anteriormente à parte superior da traqueia, estendendo-se da quinta vértebra cervical até a primeira vértebra torácica [36]. Possui a forma aproximada de uma borboleta, com dois lobos de cada lado da traqueia unidos pelo istmo. O istmo é uma porção estreita da tireoide anterior à traqueia. Ela produz dois hormônios que contêm iodo: a tiroxina (T4) e a triiodotironina (T3). Ambos controlam a velocidade do metabolismo do corpo, influenciam o desenvolvimento do

corpo e a atividade do sistema nervoso [6]. Eles agem no controle dos batimentos cardíacos, no intestino controlando o peristaltismo, na regulação da temperatura corporal e em funções cognitivas [37, 38].

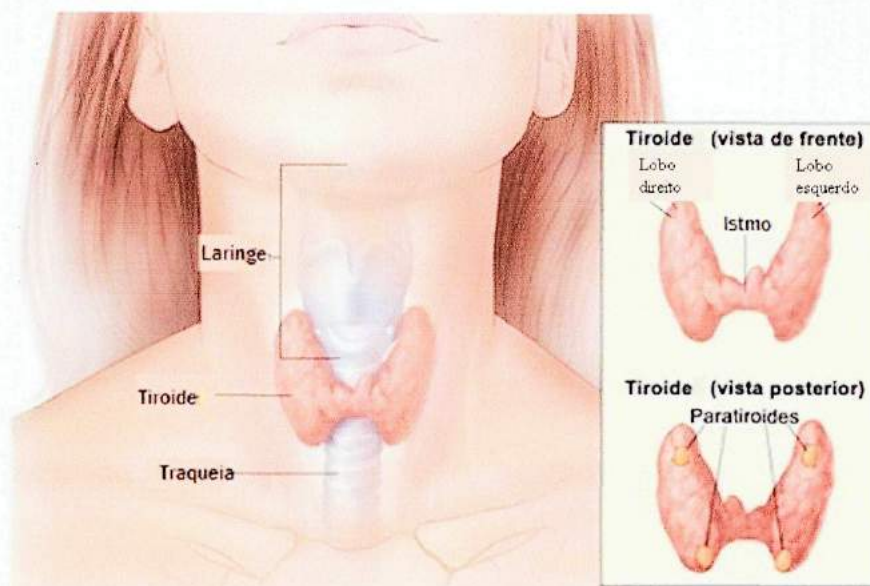


Figura 2.2 – Anatomia da tireoide [39].

2.3 O Exame de Mamografia

A mamografia é uma forma de examinar o tecido mamário pela utilização dos raios X, empregada na detecção precoce do câncer de mama. A unidade de mamografia deve dispor de um feixe de raios X de energia entre 23 e 35 keV gerado em um ponto focal de dimensão suficientemente pequena, inferior a 0,4 mm, a fim de se alcançar uma alta definição e contraste da imagem, com o correto uso do sistema de compressão da mama. Estas características são importantes para que pequenas calcificações da ordem de 0,5 mm e as massas de carcinomas em estágios pré-invasivos menores do que 10 mm possam ser visíveis nas imagens.

São duas as indicações para o exame de mamografia: o rastreamento e o diagnóstico [31]. O rastreamento é indicado para mulheres assintomáticas para câncer de mama, com o objetivo de detecção precoce [40]. Na indicação diagnóstica, mulheres com sinais ou sintomas sugestivos de câncer de mama realizam o exame [41].

Recomenda-se a mamografia de rotina para as mulheres de 50 a 69 anos a cada dois anos. Segundo o INCA, a mamografia nessa faixa etária e a periodicidade bienal são rotinas adotadas na maioria dos países que implantaram o rastreamento do câncer de

mama e baseiam-se em evidência científica do benefício dessa estratégia na redução da mortalidade nesse grupo e no balanço favorável entre riscos e benefícios [40]. Alguns médicos e organizações, como a Sociedade Brasileira de Mastologia e o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR), recomendam porém que a mamografia de rastreo seja feita anualmente a partir dos 40 anos [42,43]. Em outras faixas etárias e periodicidades, os benefícios do rastreamento com mamografia não compensam os riscos associados ao exame [44].

A mamografia tem sido efetiva para diagnóstico precoce de doença invasiva que pode levar até 7 anos para progredir, detectando 80-90% dos casos de câncer de mama em mulheres assintomáticas [45,46]. O rastreamento por mamografia é sensível (77-95%), específico (94-97%), e aceito pela população-alvo [47,48]. A sensibilidade é a capacidade de detecção de uma dada doença em seus portadores [49]. Dessa forma levando em consideração a sensibilidade do exame de mamografia, podemos dizer que o mesmo é capaz de detectar o câncer de mama em 75-95% quando presente. Por outro lado, a especificidade é definida como a probabilidade de obter um resultado negativo quando o paciente não é um portador de uma dada doença. No exame de mamografia, é possível de verificar ausência do câncer de mama em pelo menos 94% das vezes [49]. Diz-se então que o exame de mamografia é mais específico que sensível quando se refere à detecção de câncer de mama.

a) Projeções

A fim de se avaliar as características e exata localização de uma lesão, o exame de rotina inclui duas incidências da mama direita e duas da mama esquerda, as incidências craniocaudal e médio lateral oblíqua [50]. A incidência craniocaudal abrange a maior parte do tecido mamário, com exceção da região peitoral superior e axilar (figura 2.3). Para esta incidência, o tubo de raios X e o suporte da mama são alinhados em um eixo perpendicular ao chão. A inclinação da incidência médio lateral oblíqua é a que apresenta maior possibilidade de cobertura de todo o tecido da mama [50]. O tubo de raios X e o suporte da mama são alinhados em um eixo que permita comprimir a mama em um plano paralelo ao músculo peitoral maior (Figura 2.4). Podem ser feitas, caso necessário, projeções adicionais usadas para se investigar áreas duvidosas nas projeções de rotina [44].



Figura 2.3 – Posicionamento para realização do exame na incidência craniocaudal [51].

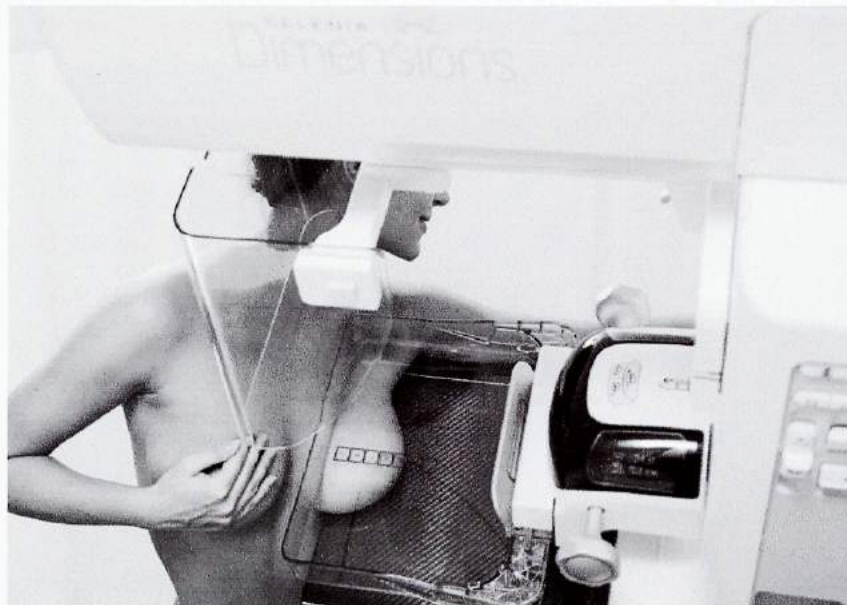


Figura 2.4 – Paciente posicionada para a realização do exame na incidência médio lateral oblíqua [52].

Após a mama ter sido posicionada, é aplicada uma firme compressão imobilizando a área a ser radiografada. A compressão também é fundamental para a obtenção da imagem radiográfica da mama. A espessura da mama torna-se homogênea, permitindo uma exposição uniforme em toda a superfície da mama. O risco para a paciente é diminuído, a sobreposição das estruturas também é reduzida e as estruturas

da mama ficam mais próximas ao receptor de imagem, aumentando a resolução espacial [30].

Para o diagnóstico preciso de lesões benignas ou malignas, as imagens mamográficas devem apresentar alto padrão de qualidade. Um exame minucioso das imagens é importante para garantir que a paciente foi bem posicionada, que a exposição foi correta, que não há sinal de movimento da paciente e que todo o tecido da mama foi incluído na imagem [30].

2.4 O equipamento mamográfico

O equipamento mamográfico é composto por: gerador de raios X, tubo de raios X, compressor da mama, pedal de controle, grades, mesas, barreira de proteção, colimadores, cúpula, painel de controle, sistema ergonômico, grade, sistema de detecção de imagem e o controle automático de exposição (Figura 2.5) [53,54].

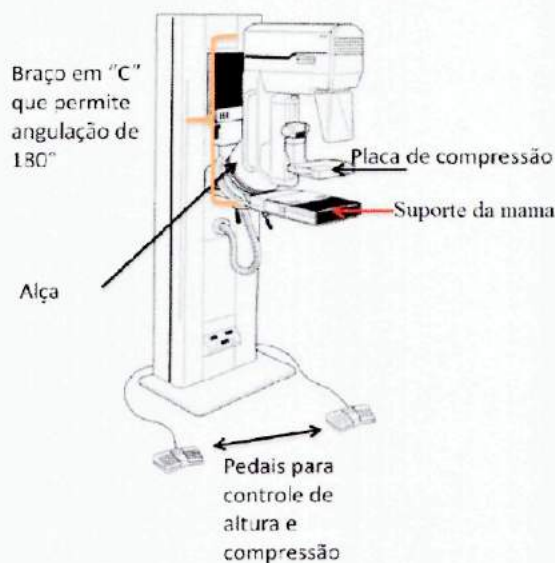


Figura 2.5 – Equipamento de mamografia [55].

O braço em “C”, ou rotatório, é uma parte importante do equipamento, pois é composto pelas estruturas que dão origem aos raios X, pelo sistema de registro de imagem e por todos seus componentes adjacentes (Figura 2.6). Na parte superior do braço está o cabeçote contendo a ampola de raios X, com o sistema acessório de colimação e filtragem do feixe, e a janela por onde emerge o feixe de radiação. No centro do braço, está a bandeja de compressão. Na parte inferior do braço está o suporte da mama. O suporte da mama possui local para fixação da grade, inserção do sistema

filme-écran e o controle automático de exposição [56]. A Figura 2.6 mostra um esquema com os componentes de um mamógrafo presentes no braço em “C”.

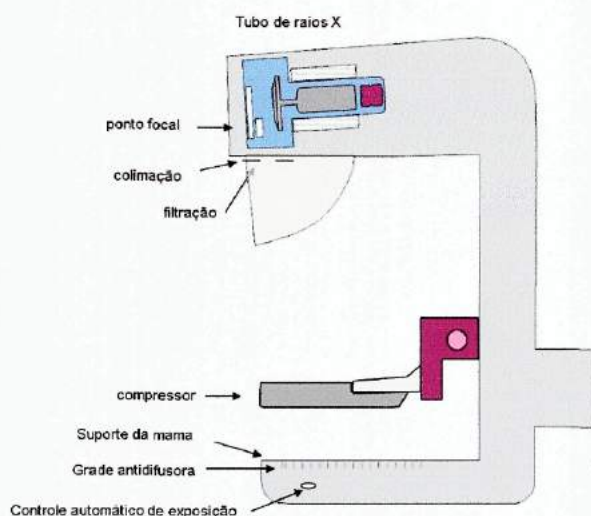


Figura 2.6 – Braço em “C” de um equipamento de mamografia.

O catodo geralmente é formado por um filamento de tungstênio e o anodo é formado por Mo ou Rh. O tubo possui uma janela de saída da radiação feita com berílio e de espessura bem fina. Os raios X são produzidos em um tubo a vácuo, contendo um catodo e um anodo. O tubo de raios X utilizado em mamografia é projetado de forma a fornecer um feixe de radiação de baixa energia e alta fluência de fótons. O catodo opera de forma semelhante aos equipamentos convencionais. O anodo pode ser formado por materiais como molibdênio (Mo), tungstênio (W) ou ródio (Rh). Comumente é formado por Mo ou Rh devido ao espectro destes favorecer a realização da imagem no exame. Além do catodo e do anodo, usa-se um componente que filtre a radiação gerada pelo anodo de forma a reduzir a radiação que não contribua para a formação da imagem com qualidade requerida para o diagnóstico [56].

A bandeja de compressão é confeccionada com material fino e que cause pouca atenuação do feixe de radiação. Ela é utilizada para realizar a compressão da mama sobre a bandeja de suporte [56].

Para a redução da radiação espalhada durante o procedimento de mamografia pode-se utilizar a grade antidifusora. Este acessório é formado por finas lâminas de chumbo ou outro material radiopaco, que atenua a radiação que incide transversalmente sobre a área em estudo. Este componente não permite que a radiação espalhada pela

mama interaja de forma não perpendicular com o receptor de imagem. A interação não perpendicular implica na diminuição do contraste [56].

Os sistemas detectores de imagem podem ser três, o filme, a placa de imagem e o de detectores digitais. No sistema de filmes radiográficos, chamado de convencional, é necessário a revelação posterior a irradiação. O sistema que utiliza placas de imagem a base de fósforo é chamado de computadorizado (CR), a imagem é formada após a leitura da placa em um equipamento eletrônico especial. O sistema que utiliza detectores digitais é chamado de digital (DR). Os detectores digitais são unidades compostas de material que permite transformar a radiação incidente em sinais elétricos, fornecidos a um computador para a formação da imagem [57].

O controle automático de exposição (CAE) é um detector de radiação que desempenha um papel importante na mamografia. O CAE compensa as variações na densidade do tecido e na espessura da mama, selecionando de forma criteriosa os parâmetros de exposição. O CAE pode agir regulando a exposição através do mAs ou através de uma exposição prévia da mama, selecionando o kV, mAs e até a combinação alvo/filtro do feixe[34,58].

2.5 Produção de raios X

Os raios X são produzidos por um tubo a vácuo, contendo um cátodo e um ânodo (alvo). O cátodo possui um filamento constituído de tungstênio. O ânodo pode ser formado por materiais como molibdênio (Mo) ou ródio (Rh), tungstênio (W), entre outros [57].

O processo de produção de raios X é feito através do aquecimento do filamento de tungstênio, com temperatura acima de 2000 °C. Essa energia térmica é capaz de liberar elétrons (emissão termoiônica). A nuvem eletrônica liberada é acelerada em direção ao ânodo, devido à aplicação de uma diferença de potencial (kV) formando uma corrente (mA). O tempo de duração desta aplicação multiplicado pela corrente é chamada de produto corrente-tempo, mAs. Ao chocarem com o ânodo, os elétrons penetram no material e são desacelerados. Ao ser desacelerado os elétrons perdem energia que é emitida em forma de fótons de raios X. Esse processo é conhecido como *Bremsstrahlung* ou radiação de freamento Figura 2.7 [58,59].

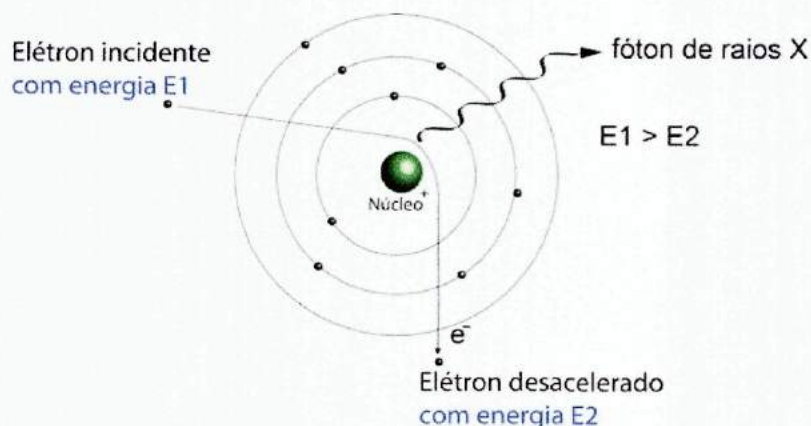


Figura 2.7 – Um elétron incidente interage com o átomo e neste processo é desacelerado, emitindo radiação. O fenômeno é conhecido como Bremsstrahlung [60].

Os elétrons podem também colidir com elétrons orbitais dos átomos do material do anodo e retirá-los, caso a energia cinética maior ou igual à energia de ligação. Ao ser removido do átomo, o elétron deixa uma vacância naquela órbita. Isso faz com que elétrons de camadas mais externas ocupem essa vacância. Ao descer para órbitas mais internas, o excesso de energia do elétron é emitido em forma de fótons de raios X (Figura 2.8). Esse fenômeno é conhecido como radiação característica [54].



Figura 2.8 – Um elétron incidente retira um elétron orbital, deixando uma vacância. O elétron da camada mais externa ocupa essa vacância. A energia em excesso, é liberada na forma de fóton de raios X [60].

O processo de geração de radiação por Bremsstrahlung faz com que os elétrons emitam radiação de diversos comprimentos de onda, gerando assim um espectro de radiação com uma energia máxima igual à energia da diferença de potencial (kV ou kVp) do tubo de raios X. Além dos fótons gerados por Bremsstrahlung os materiais utilizados emitem radiações características. A colocação de um filtro na saída do tubo de raios X permite a eliminação dos fótons de baixa energia. Utilizando um filtro

apropriado, as características do espectro podem ser modificadas adequando-se às características da estrutura a ser radiografada, e à anatomia de cada paciente.

A Figura 2.9 exemplifica um espectro de raios X filtrado para um alvo de tungstênio com energia de pico de 90 kV.

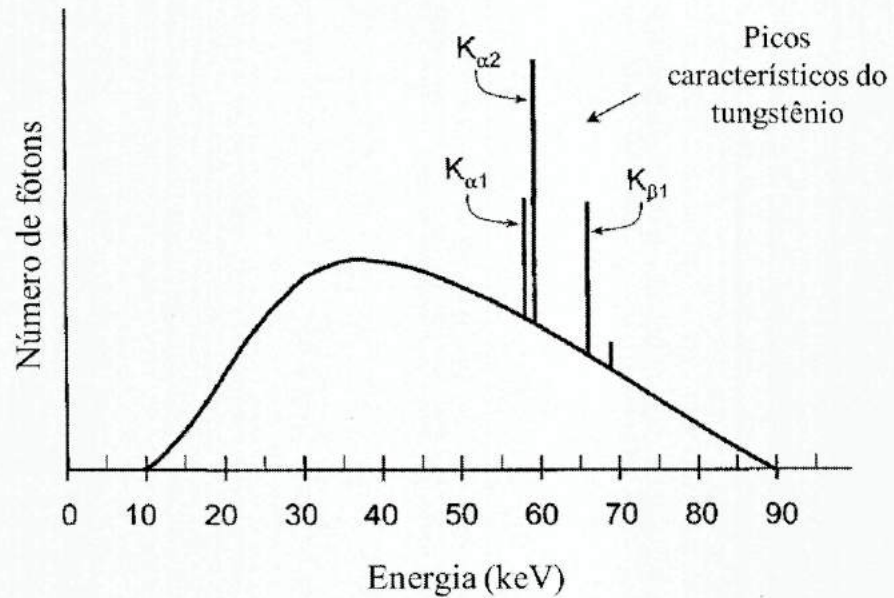


Figura 2.9 – Exemplo de espectro de raios X para um alvo de tungstênio [57].

2.6 Camada semi-redutora

A CSR é definida como a espessura do material necessária para reduzir a intensidade do feixe de radiação à metade [60]. Em exames que utilizam raios X o valor da camada semi-redutora está relacionado à qualidade do espectro de raios X [57, 61].

2.7 Espectro de radiação em mamografia

Pode-se definir espectro de raios X como a contagem de fótons por energia do feixe [57]. Estudos demonstraram que a faixa de energia para mamografia deve concentrar-se entre 15 e 25 keV dependendo da espessura da mama e composição da mama [57].

Algumas das combinações de alvo e filtro mais comuns em mamografia são: Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. A combinação Mo/Mo possui a radiação mais homogênea de comprimentos de onda e energias discretas menores que a do Rh sendo utilizada,

geralmente, em mamas de pouca espessura [54]. O Rh fornece um espectro com mais fótons em energias acima de 20 keV e possui energias características de 20,2 keV e 22,7 keV enquanto o Mo fornece um espectro com menos fótons acima de 20 keV e possui energias características de 17,5 keV e 19,6 keV [57].

O espectro de raios X resultante varia de acordo com o material do filtro, do alvo e da diferença de potencial do tubo [57]. O filtro de molibdênio utilizado em mamografia possui 0,030 mm de espessura e o de ródio 0,025 mm [57].

O Rh e o Mo apresentam características diferentes quanto à filtração de raios X. Esta diferença pode ser observada pelo comportamento de seu coeficiente de atenuação. Os elementos apresentam uma janela com valores baixos para o coeficiente de atenuação logo antes do pico de absorção da camada k, a camada eletrônica com maior energia de ligação dos elétrons orbitais. Na figura 2.10 é possível observar a diferença no comportamento do coeficiente de atenuação para Mo e Rh, devido a energia de ligação da camada k, 20 keV para Mo e 23,2 keV para Rh [57].

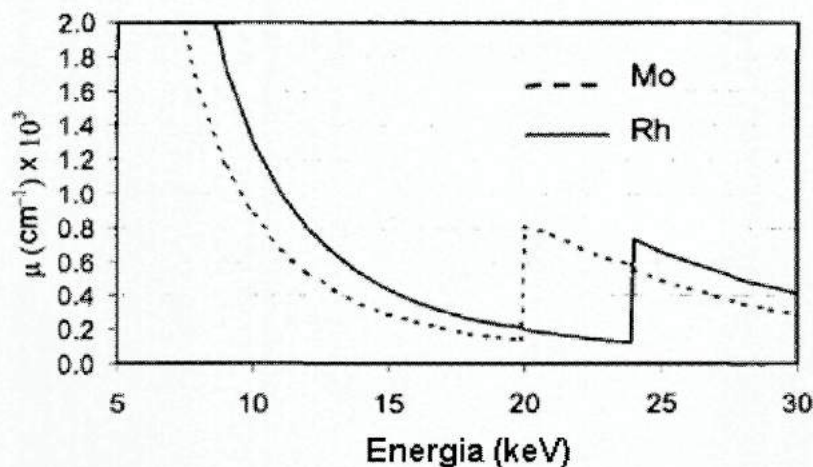


Figura 2.10 – Comportamento dos coeficientes de atenuação para Mo e Rh [57].

Na figura 2.11 pode-se observar a influência da filtração para os espectros resultantes de um alvo de Rh, com um potencial aplicado de 30 kV.

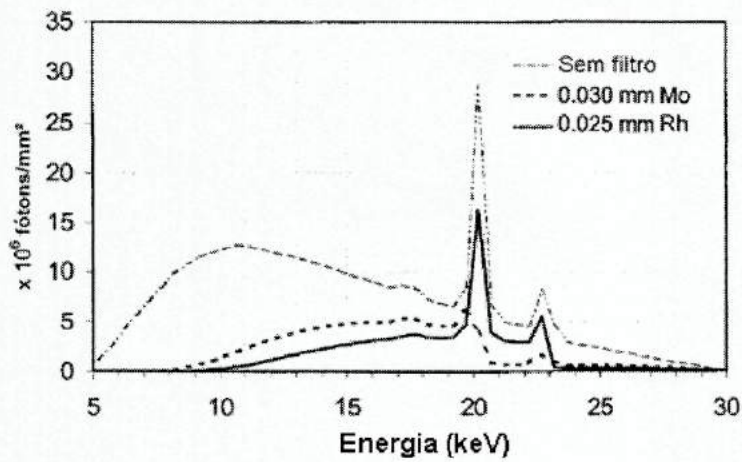


Figura 2.11 – Espectro de feixes de raios X com alvo de ródio (Rh) para diferentes filtros [57].

As influências do material do alvo e do filtro podem ser vistas nas Figuras 2.12 e 2.13.

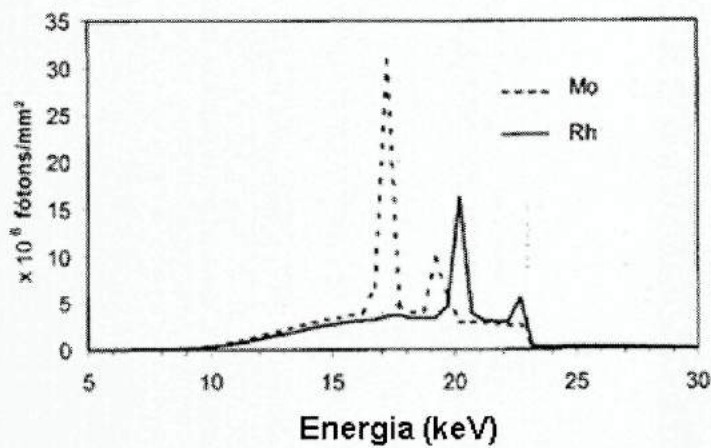


Figura 2.12 – Espectros resultantes do alvo de Mo e Rh com filtro de 0,025 mm de Rh [57].

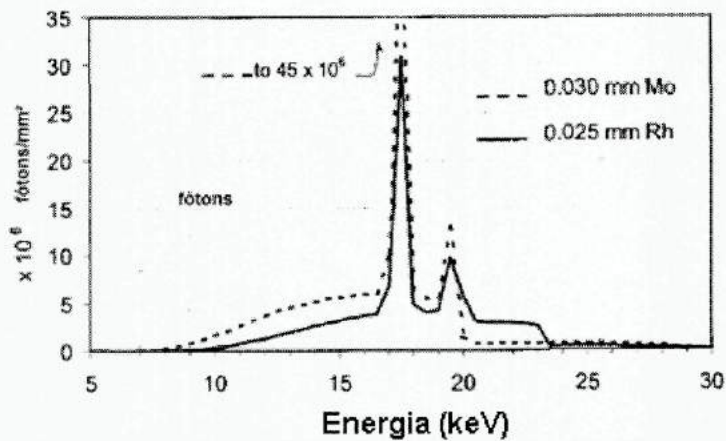


Figura 2.13 – Espectros resultantes do alvo de Mo com filtro de Rh e Mo [57].

A influência da diferença de potencial pode ser vista na Figura 2.14. A tensão aplicada no tubo não só influencia a energia máxima do feixe como também o número de fótons. Com o aumento da tensão há o aumento da energia dos elétrons acelerados. Devido a maior energia dos elétrons estes podem participar de mais interações e assim emitir um número maior de fótons [62].

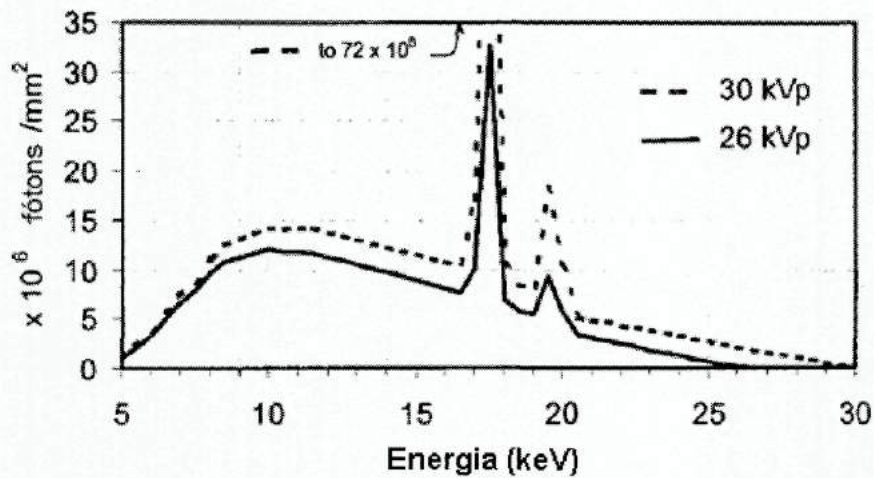


Figura 2.14 – Espectro de um feixe de raios X não filtrados de um alvo de molibdênio para diferentes faixas de energia [57].

2.8 Interação da radiação com a matéria

Existem diversos mecanismos pelos quais os raios X interagem com a matéria. Na faixa de energia utilizada nos procedimentos radiográficos (20 - 125 kVp) apenas dois processos são relevantes: a absorção fotoelétrica e o espalhamento Compton, quando se considera a seção de choque integrada sobre todos os ângulos. A importância de cada um depende da energia dos fótons de raios X e do número atômico do objeto [63,64,65,66]. Com relação a seção de choque diferencial, para baixos ângulos o espalhamento Rayleigh é mais importante [66,67].

a) Efeito Compton

O efeito Compton é caracterizado pela interação de um fóton com um elétron livre, pode ser considerado livre se a energia do fóton é muito maior que a energia de ligação do elétron. Este tipo de interação foi estudado por Arthur Compton em 1922.

Para esse modelo assume-se que o elétron é estacionário e livre, após a interação do fóton com o elétron, com massa de repouso m_0 , um resultante da interação é espalhado com energia $h\nu'$ e um ângulo θ com relação a direção do fóton incidente. O elétron, após a interação, recua com energia cinética K e um ângulo ϕ , também em relação a direção do fóton incidente [63,64]. A energia do fóton espalhado é dado pela Equação 1:

$$h\nu' = h\nu \frac{1}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (1)$$

A seção de choque por elétron livre foi obtida em 1929 por Oskar Klein e Yoshio Nishina, a seção de choque por elétron é dependente da energia. A seção de choque por átomo é obtida da seção de choque por elétron e pelo número atômico do elemento, como mostrado na Equação 2:

$$\sigma_a = \sigma_e \cdot Z (\text{cm}^2 / \text{átomo}) \quad (2)$$

A probabilidade de interação através do efeito Compton (ou sua seção de choque) é dada pela equação de Klein-Nishina: A seção de choque diferencial para um fóton espalhado no ângulo ϕ , por unidade de ângulo sólido e por elétron é dada por:

$$\frac{d_e\sigma}{d\Omega_\phi} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu} \right)^2 \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \sin^2\phi \right) \quad (3)$$

onde r_0 é o raio clássico do elétron [68].

b) Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela absorção total do fóton na interação com o elétron. Este efeito só pode ocorrer se a energia do fóton $h\nu$ for maior que a energia de ligação do elétron, ϕ . A energia cinética do elétron espalhado é dada pela equação 3:

$$K_e = h\nu - \varphi - K_a \quad (4)$$

K_e é a energia cinética do elétron e K_a energia cinética de recuo do átomo. A massa do átomo é muito maior que a massa do elétron, por isso a energia cinética de recuo do átomo é considerada desprezível, desta forma a equação 4 reduz-se a:

$$K_e = h\nu - \varphi \quad (5)$$

A seção de choque atômica para o fotoelétrico é proporcional a $(1/h\nu)^3$ para fótons de 0,1 MeV e gradualmente se transforma em uma dependência em $(1/h\nu)$ para energias maiores. A seção de choque também é proporcional a Z^n , onde n varia de 4 a 5 [67,68].

c) Radiação espalhada

A interação da radiação do feixe com o paciente e as estruturas responsáveis pelo posicionamento do mesmo resulta em radiação espalhada. Esta radiação é resultante principalmente do espalhamento Compton e do efeito fotoelétrico, devido às energias utilizadas em diagnóstico por raios X (Figura 2.15).

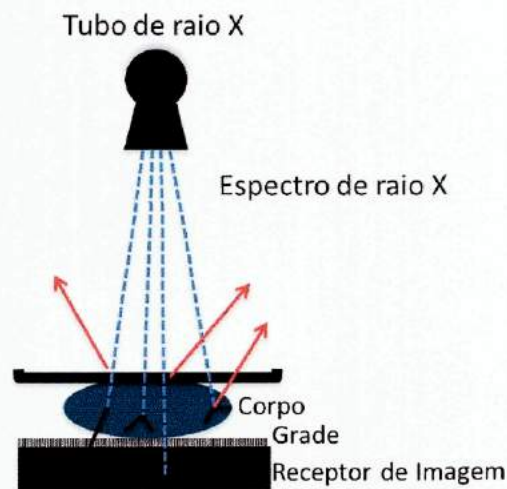


Figura 2.15 – Radiação espalhada do feixe incidente.

A radiação emitida através da janela do tubo de raios X é chamada de radiação primária. A radiação espalhada formada por radiação produzida da interação do feixe primário com a matéria é chamada radiação secundária. Essa radiação secundária é composta por fótons espalhados, elétrons Compton, fotoelétrons e raios X característicos.

A radiação espalhada é um problema para a segurança do paciente e para a formação de imagem. São três principais fatores que influenciam a intensidade relativa da radiação espalhada. Dois destes podem ser controlados: a tensão elétrica aplicada ao tubo (chamada de “quilovoltagem” – kV) e o tamanho do campo. O aumento do kV causa um aumento no número relativo de fótons que sofrem interação Compton. Enquanto a intensidade do feixe permanece constante para todos os tamanhos de campo utilizados em radiologia, a radiação espalhada aumenta com o aumento do tamanho do campo. Estes dois fatores influenciam na qualidade da imagem e devem ser selecionados com cuidado [63,64].

O espalhamento ocorre em diversas direções, algumas destas favoráveis para que a radiação espalhada possa alcançar a tireoide (Figura 2.16). Além do espalhamento também há a radiação de fuga. A radiação de fuga é a radiação que atravessa a blindagem do tubo de raios X durante a exposição. Essa radiação, entretanto, não deve ser superior a 1 mGy/h a 1 metro do ponto focal [70].

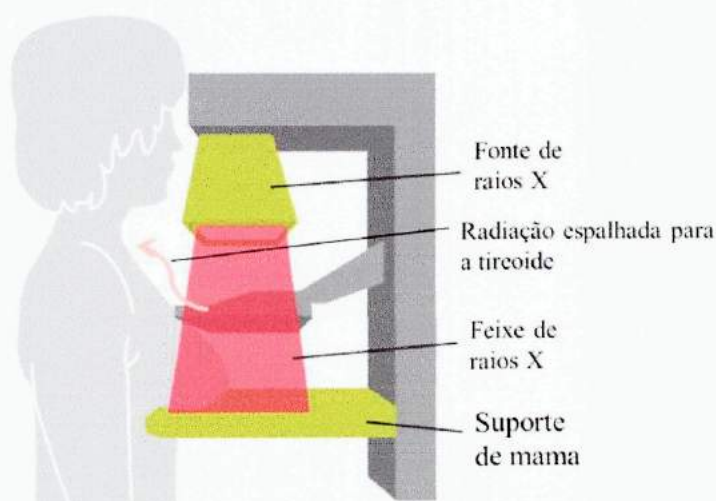


Figura 2.16 – Radiação espalhada do feixe incidente para a tireoide [71].

2.8.1 Conceitos e grandezas utilizadas em proteção radiológica

a) Radiação ionizante

Radiação ionizante é o termo utilizado para classificar a radiação capaz de causar ionização na matéria, isto é, arrancar elétrons dos átomos, gerando íons.

As radiações ionizantes podem ser classificadas em diretamente ionizantes ou indiretamente ionizantes. As radiações dotadas de carga elétrica são classificadas como diretamente ionizantes, enquanto radiações sem carga são classificadas como indiretamente ionizantes. As radiações com carga interagem com o meio transferindo energia e causando ionizações através de interações com o campo elétrico, podendo interagir com mais de um átomo ao mesmo tempo. Já as radiações sem carga podem agir, por exemplo, arrancando elétrons dos átomos, que irão transferir energia e causar ionizações no meio [63,64].

b) Irradiação externa e interna

A irradiação externa é um termo que se refere à exposição de um material a uma fonte de radiação externa a ele.

A irradiação interna é quando o material radioativo é assimilado pelo corpo, desta forma irradiando de dentro do corpo para fora. A assimilação da fonte radioativa é possível através da ingestão ou pela absorção através da pele.

c) Kerma

O kerma (*kinetic energy released per unit of mass*) é uma medida utilizada para dosimetria e também serve como um nível de referência de diagnóstico. O kerma é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas dotadas de carga, liberadas por partículas neutras ou fótons incidentes em um volume de material, por unidade de massa. A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica é joule/quilograma, que recebe o nome especial de gray (Gy) [63,72].

Em mamografia é comum ver duas formas do kerma:

I) Kerma no Ar Incidente

A grandeza dosimétrica kerma no ar incidente, *incident air kerma*, (K_i) é definida como o kerma no ar no eixo central do feixe incidente à distância foco-superfície da pele, isto é, no plano de entrada da pele. Por definição, inclui apenas o feixe primário incidente no paciente ou simulador e nenhuma radiação retroespalhada.

II) Kerma no Ar na Superfície de Entrada

A grandeza dosimétrica kerma no ar na superfície de entrada, *entrance surface air kerma*, (K_e) é definida como o kerma no ar no eixo do feixe de raios X no ponto onde ele entra no paciente ou no simulador. A contribuição da radiação retroespalhada é incluída.

d) Dose absorvida

Um dos efeitos da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é absorvida totalmente, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. Assim, por exemplo, uma quantidade da energia transferida pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento, cujos fótons podem escapar do material. A fração absorvida da energia transferida corresponde às ionizações dos átomos, quebra de ligações químicas dos compostos e incremento da energia cinética das partículas (correspondente à conversão em calor). A relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição da grandeza dose absorvida. Entretanto, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, a Dose absorvida é definida como uma função num ponto P, de interesse, dada pela equação 5:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (5)$$

$d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa dm . Sua unidade é o gray, este é definido como

$$1 \text{ gray} = 1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

e) Dose glandular média

A dose glandular média (DGM) é calculada a partir de medidas do kerma no ar incidente na mama [12].

A dose glandular média é o valor correspondente à dose absorvida no tecido glandular da mama. A DGM é calculada pela equação 6

$$DGM = Kgcs \quad (6)$$

onde k é o kerma de incidência, g é o fator de conversão de kerma para DGM, c é o fator correspondente a glandularidade da mama e s é o fator relacionado ao espectro utilizado [34]. Os coeficientes c , g e s estão disponíveis nas tabelas de Dance e colaboradores, dados em função da glandularidade, espessura da mama, CSR e combinação alvo/filtro para cada técnica radiográfica [73].

A DGM é a grandeza dosimétrica que melhor caracteriza o risco carcinogênico induzido pela radiação ionizante para a mama, no exame de mamografia [30].

f) Equivalente de dose

A dose absorvida em um órgão, ou tecido, é um indicador da probabilidade de efeitos subsequentes. Porém, esta probabilidade depende da qualidade da radiação. Diferentes tipos de radiação podem produzir diferentes efeitos biológicos, para uma mesma dose absorvida. Assim foi introduzida uma grandeza chamada de dose equivalente.

Ela considera pesos diferentes para os diferentes tipos de radiação, que são usados para multiplicar a dose absorvida. Esses pesos representam os valores da Eficácia Biológica Relativa e dependem apenas do tipo de radiação. A unidade de dose equivalente é o sievert (Sv). Para os fótons seu valor é 1 [74,75].

g) Dose efetiva

A dose efetiva é uma grandeza diretamente relacionada ao risco que; é a geração de efeitos subsequentes, causado pela exposição à radiação. Ela associa a dose equivalente ao risco através de pesos dados para diversos órgãos, levando em consideração sua radiosensibilidade. A dose efetiva é dada em sievert (Sv), assim como o equivalente de dose [76,77].

O valor da dose efetiva para uma exposição não uniforme é equivalente a uma exposição uniforme de corpo inteiro cuja dose resulte no mesmo risco [78].

2.8.2 Efeitos biológicos da radiação ionizante

a) Detrimento

O conceito de detrimento em proteção radiológica envolve a combinação da probabilidade de ocorrência, severidade e tempo de manifestação de um determinado dano. Ele é a estimativa do dano total que eventualmente seria experimentado por um grupo ou pessoa exposto à radiação, incluindo seus descendentes.

b) Efeitos estocásticos

Os efeitos estocásticos se referem a efeitos cuja probabilidade de ocorrência é proporcional a dose recebida enquanto a gravidade independe da dose. Não possuem limiar de dose para ocorrer.

Os efeitos estocásticos são inferidos dos estudos epidemiológicos dos sobreviventes de acidentes com material radioativo, de Hiroshima e Nagasaki e de pacientes e profissionais expostos à radiação [74,75].

c) Efeitos determinísticos

São efeitos cuja severidade e probabilidade de ocorrência aumenta conforme a dose recebida. Os efeitos estocásticos possuem um limiar de dose para sua ocorrência [74,75].

2.9 Princípios básicos da proteção radiológica

a) Justificativa da prática

Toda exposição à radiação advinda de uma prática deve ser justificada. A exposição deve produzir um benefício para o indivíduo ou para a sociedade superior ao detrimento que ela provoca e sua escolha deve ser justificada em relação a outras práticas alternativas, tendo-se em conta fatores sociais e econômicos, assim como outros fatores pertinentes.

A justificativa deve ser sempre revista perante dados atualizados de prejuízos e novas práticas existentes. Desta forma a justificativa não é só para a adoção de uma prática, mas também para a manutenção de seu uso [63,64].

b) Princípio da otimização

Em relação a qualquer fonte dentro de uma prática, o valor das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições, devem ser mantidos tão baixos quanto razoavelmente possível. Este procedimento pode ser estabelecido através de restrições nas doses individuais ou nos riscos de exposições potenciais [63,64].

c) Princípio da limitação de dose

As práticas que envolvam exposição de pessoas devem estar sujeita a limitações nos valores de doses, e em casos de exposições potenciais, de estar sujeita a algum controle de risco. Estas ações objetivam assegurar que nenhum indivíduo seja exposto a riscos de radiação que seriam julgados inaceitáveis nestas práticas em circunstâncias normais [63,64].

2.10 Proteção radiológica nas exposições médicas

A otimização é um processo importante, principalmente devido ao fato da justificativa ser constantemente atualizada. A proteção do paciente envolve todas as

medidas possíveis que levem a uma redução da dose no paciente. Entre as diversas possíveis estão à limitação da dose através do uso de técnicas e tecnologias que tornem possíveis a redução da dose ligada aos fatores de que influenciam o feixe utilizado e o uso de blindagem para reduzir a intensidade da radiação incidente em órgãos que não estejam sendo estudados, quando razoavelmente possível [79]

2.11 Simulação de Monte Carlo

O uso de análise de sistemas utilizando descrições estatísticas vem sendo utilizado desde o século XVIII por alguns pesquisadores. Em 1949, John Von Neumann e Stanislaw Ulam, através da publicação do artigo *Monte Carlo Method*, oficializaram o nome deste método que é bastante utilizado em várias áreas e conhecido como Método ou simulação de Monte Carlo [80].

A simulação de Monte Carlo é utilizada para estudar modelos cuja evolução ocorre de forma estocástica, e não determinística. O sistema estudado é simulado através de um algoritmo computacional. Para o estudo do sistema, o algoritmo deve receber as funções de probabilidade que descrevam o sistema e funções capazes de gerar números aleatórios. A técnica gera números aleatórios para as funções de probabilidade que são usadas para realizar amostragens sobre uma quantidade desejada, repetindo o processo sobre um número de realizações [81]

. Ao modelar um sistema através de simulação de Monte Carlo, diversos fatores são considerados durante a elaboração do algoritmo. A estatística obtida e a execução do algoritmo dependem do número de eventos, do poder computacional e da precisão limitada dos valores numéricos de um computador [81,82].

2.12 Artefato na imagem: definição e exemplos

Acredita-se que o uso do protetor de tireoide possa levar a 20% de repetição dos exames realizados com seu uso [83]. Os artefatos em imagem são alterações sem valor para o diagnóstico, podendo levar a necessidade de repetição do exame ou a um diagnóstico incorreto. Os artefatos podem ser causados por diversos fatores, como, por exemplo, sujeiras, posicionamento incorreto do paciente, manuseio inapropriado do

equipamento, protetores que estejam no caminho do feixe de radiação (Figura 2.17) e por movimentação do paciente durante o exame (Figura 2.18) [82].

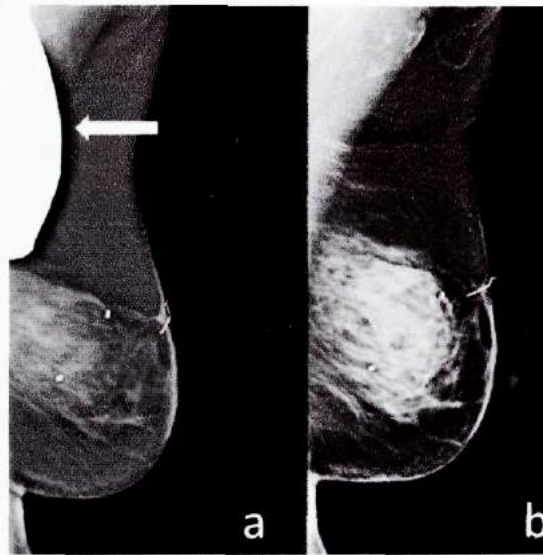


Figura 2.17 – Imagens obtidas por mamografia na incidência MLO. A imagem em (a) possui artefato causado pela presença do protetor de tireoide no caminho do feixe de radiação. A imagem em (b) foi realizada sem o protetor [23].

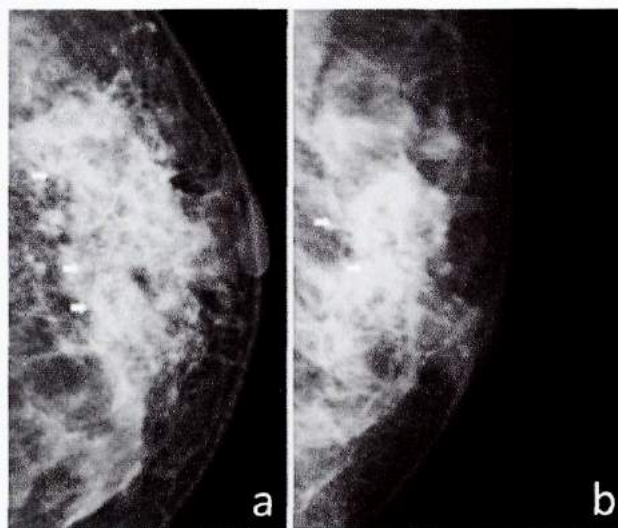


Figura 2.18 – (a) Imagem mamográfica obtida na incidência CC, mostra diversas lesões (setas). (b) Imagem obtida em MLO. A imagem em MLO mostra lesões da mesma mama, porém com visualização dificultada pelo movimento do paciente [84].

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Dados

O cálculo da dose absorvida na tireoide a partir de um exame mamográfico é realizado utilizando-se valores de DGM. Os valores de DGM utilizados neste trabalho foram obtidos pelo PNQM e CBR e cedidos pelos gestores para este estudo. Esses dados foram obtidos de diversos centros médicos em território nacional e com o uso de diversas tecnologias e parâmetros de qualidade do feixe de raios X.

Os valores de DGM, associados às combinações de alvo/filtro, foram analisados para selecionar os dados úteis ao desenvolvimento do trabalho. Os dados que não possuíam a combinação de alvo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh ou dose abaixo de 0,50 mGy foram excluídos, devido ao fato de os fatores de dose por órgão (DRO) serem definidos para as combinações de alvo/filtro especificadas e no caso da dose, esta ser considerada muito baixa, podendo ser advinda de algum problema técnico. Ao final da análise foram selecionados 887 dados para a realização do estudo.

3.2 Fatores de dose para a tireoide

Tabela 1. Porcentagem da Dose Absorvida pela Tireoide por Unidade de Dose Glandular Média na Mama para as Incidências Craniocaudal e Médio lateral para uma Faixa de Espectros de Raios X.

Incidência	Porcentagem da Dose Absorvida (%)											
	Alvo/Filtro											
	Mo/Mo			Mo/Rh				Rh/Rh				
Tensão	25	30	35	25	30	35	40	25	30	35	40	
CC	0,016	0,018	0,021	0,018	0,020	0,022	0,026	0,045	0,044	0,044	0,044	
MLO	0,024	0,025	0,028	0,026	0,027	0,029	0,032	0,045	0,044	0,043	0,042	

Nota: A mama foi simulada com 52 mm de espessura na incidência CC e 57 mm de espessura na incidência MLO. Mo = molibdênio, Rh = Ródio [23].

O cálculo da dose absorvida na tireoide, D_t , levou em consideração a DGM e os fatores de dose relativa por órgão para a tireoide (DRT) publicados por Sechopoulos [23].

Como podem ser observados na Tabela 1, os fatores de DRT são dados em porcentagem da dose absorvida pela tireoide por unidade de dose glandular média na mama para as incidências craniocaudal e médio lateral oblíqua para uma faixa de kV e combinações Alvo/Filtro. Como na amostra deste estudo os valores de DGM foram obtidos com uma larga faixa de kV, foi necessário determinar fatores de DRT para toda esta faixa.

Para obter os fatores de DRT, para todos os valores de kV em cada combinação alvo/filtro e nas duas incidências, foi aplicado ajuste de curvas utilizando o *software* Excel. A partir dos valores da Tabela 1, foram plotadas as curvas kV versus DRT para cada combinação Alvo/Filtro e incidência. O ajuste que alcançou o coeficiente de correlação linear (R^2) mais próximo de 1,0 foi utilizado.

Desta forma foi possível determinar os valores de DRT aplicáveis aos dados fornecidos pelo INCA e CBR, para cada combinação alvo/filtro. Os ajustes de curva utilizados para cada combinação de alvo/filtro, Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh estão representados respectivamente na Figura 3.1, Figura 3.2 e Figura 3.3. O uso desses fatores permitiu estimar a dose na tireoide sem que fosse necessário o cálculo diretamente com o uso de fantoma ou em pacientes, procedimentos que seriam custosos principalmente quanto ao tempo necessário para sua realização.

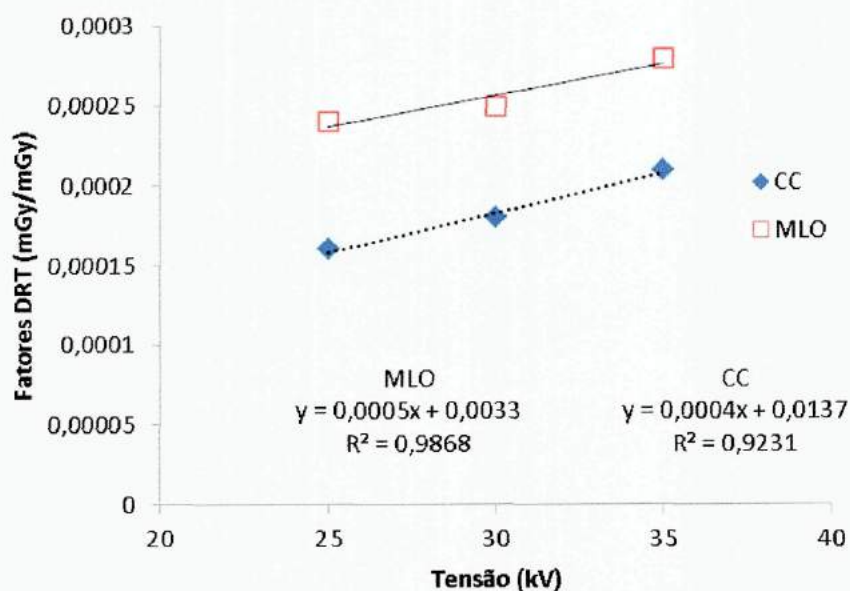


Figura 3.1– Os ajustes de curva calculados para a combinação Mo/Mo, para incidência CC e MLO.

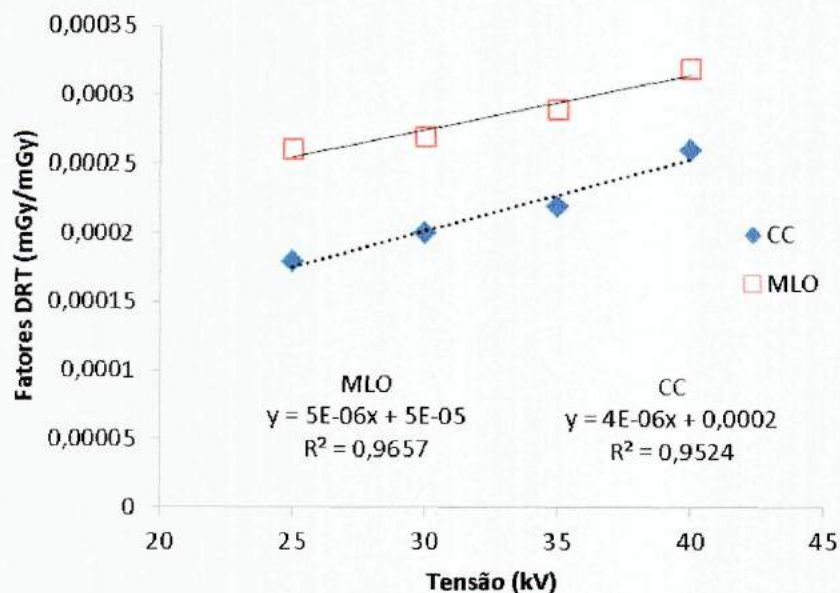


Figura 3.2– Os ajustes de curva calculados para a combinação Mo/Rh, para incidência CC e MLO.

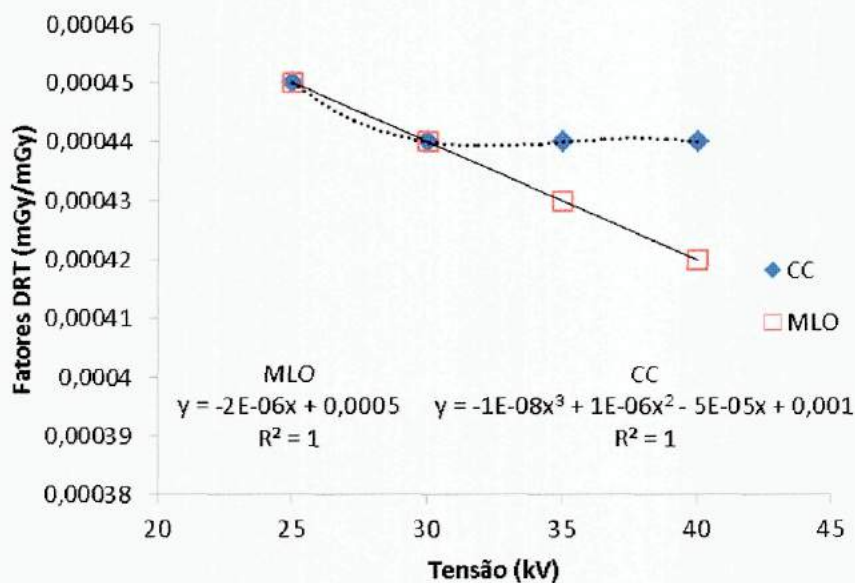


Figura 3.3– Os ajustes de curva calculados para a combinação Rh/Rh, para incidência CC e MLO.

3.3 Espessura da mama comprimida em MLO

Chevalier e colaboradores, ao analisarem 5034 pacientes submetidos ao exame de mamografia digital em um hospital, relataram que a espessura da mama comprimida no plano CC era, em média, 10% menor do que a espessura da mama comprimida no plano MLO [85]. Xiang e colaboradores, em um estudo na China, avaliaram dados de

420 exposições de 27 instituições médicas [86]. Neste estudo também encontraram uma espessura média da mama no plano CC 10% menor, em relação à espessura da mama comprimida no plano MLO. Entretanto em 2012, Olgar e colaboradores publicaram um estudo no qual analisaram dados de 641 pacientes obtidos de uma unidade mamográfica [87]. Neste estudo eles que a espessura média para a mama comprimida no plano CC foi de 52,7 mm e no plano MLO a média foi de 56 mm, uma diferença de cerca de 3 mm. Nos estudo realizados por Young e colaboradores, com os dados do programa de rastreio do reino unido entre 2010 e 2012, ele analisou dados de mais de 25 mil mulheres [88]. A diferença obtida por ele foi de 3 mm a mais na espessura da mama na incidência MLO, com espessuras médias de 55 mm em CC e 58 mm em MLO.

A espessura para a mama em MLO foi então calculada de forma que fosse a média dos valores encontrados na literatura citada. Desta forma espessura foi obtida através da média das espessuras em MLO de 58 mm, obtido considerando os estudos de Chevalier e Xiang [85,86], e de 56 mm, considerando os estudos de Young e Olgar [87,88]. Como resultado a espessura da mama em MLO utilizada foi de 57 mm.

3.4 DGM para a incidência MLO

Em 2005, Young e colaboradores publicaram um artigo realizado com as informações obtidas durante o programa de exame de rastreamento do câncer de mama realizado no Reino Unido [89]. O estudo analisou dados de 16505 mulheres, os dados foram obtidos de sistemas CR, DR e convencionais de diversos locais do Reino Unido nos anos de 2001 e 2002. Neste estudo os autores relataram que as DGMs para as imagens realizadas na incidência CC eram 12% menor do que as DGMs para as imagens na incidência MLO. As espessuras de mama comprimida média em CC e MLO foram de 54,1 mm e 56,8, respectivamente. Em 2015, Young e Oduko realizaram um estudo similar, desta vez com os dados do programa de exame de rastreamento do câncer de mama realizado no Reino Unido obtidos nos anos de 2010 a 2012 [88]. Ao analisar dados de 25408 mulheres, observaram que a dose em MLO foi cerca de 11 a 14% maior do que a DGM na mama na incidência CC e a espessura média de mama comprimida na incidência CC foi 55 mm e em MLO de 58 mm. Os dados utilizados em ambos os estudos foram obtidos de equipamentos de diversos centros médicos e com o uso dos sistemas convencional, CR e DR.

Como não possuíamos valores para a DGM em MLO considerou-se os trabalhos de Young para estimar essa DGM. Em ambos os trabalhos Young analisou dados obtidos com o uso de diferentes equipamentos mamográficos, combinações de alvo/filtro, valores de kV e de um conjunto grande de pacientes. A DGM em MLO foi obtida como sendo 12% maior que a DGM em CC. Este valor foi utilizado, pois está presente nos resultados dos dois trabalhos de Young e colaboradores.

3.5 Equação para a dose na tireoide

Baseado nos trabalhos de Sechopoulos e colaboradores realizou-se o cálculo da dose no órgão considerando-se cada mama examinada e as incidências realizadas [17,23]. Dessa forma o cálculo foi realizado obtendo-se a dose na tireoide para cada incidência, utilizando a DGM e multiplicando-a pelo fator DRT respectivo. Então, calculou-se a dose na tireoide multiplicando-se a DGM da incidência MLO pelo fator de dose relativa correspondente e o mesmo foi realizado para a incidência CC, assim considerou-se um exame de duas incidências em uma mama. Após somar as doses na tireoide obtidas de MLO e CC multiplicou-se o resultado por 2, para considerar assim que a dose foi obtida de um exame bilateral. O cálculo da dose na tireoide foi realizado conforme descrito através da equação 5.

$$Dt = (DRT_{(MLO)} \times DGM_{(MLO)} + DRT_{(CC)} \times DGM_{(CC)}) \times 2 \quad (5)$$

onde $DRT_{(MLO)}$ é o coeficiente para a dose relativa na tireoide devido a obtenção da imagem no plano MLO, $DGM_{(MLO)}$ é a dose glandular média devida a obtenção da imagem no plano MLO, $DRT_{(CC)}$ é o coeficiente para a dose relativa na tireoide devido a obtenção da imagem no plano CC e $DGM_{(CC)}$ é a dose glandular média devida a obtenção da imagem no plano CC.

3.6 Dose efetiva e risco atribuível

Para analisar o risco de surgimento de câncer devido à dose espalhada para a tireoide, no exame de mamografia, foram utilizados os dados do relatório *Biologic Effects of Ionizing Radiation VII (BEIR VII)* [90]. Esse relatório foi publicado pelo do

National Research Council nos Estados Unidos da América. Os valores utilizados para calcular o risco são dados em função da idade, sexo e órgão exposto à radiação. O risco é dado como risco atribuível. O risco atribuível descreve um excesso de casos de doença entre o grupo exposto e o grupo não exposto, ao longo de um período de acompanhamento. Apesar de fornecer uma estimativa para o risco de câncer, os valores seriam melhor representativos se fossem adaptados para a população brasileira.

A partir dos valores para o cálculo do risco, fornecidos pelo BEIR VII, utilizou-se ajuste de curvas para obtenção dos valores para todas as idades a partir de 40 até os 80 anos. Os valores fornecidos pelo BEIR 7 para o cálculo do risco são fornecidos até a idade de 80 anos. Em seguida, multiplicou-se os fatores pela dose na tireoide para obter o risco atribuído à exposição da glândula. O risco atribuível acumulado foi calculado somando-se os valores do risco obtidos para cada idade considerando que a tireoide recebeu a mesma dose para os exames de mamografia realizados. Este risco dá a probabilidade de se desenvolver câncer ao longo da vida após o período de execução dos exames.

Calculou-se o risco atribuível acumulado para as mulheres que realizam a mamografia de rastreio, nos casos em que comecem aos 40 e façam anualmente até os 80 e no caso em que começam aos 50 anos e realizam a cada dois anos até os 69 anos.

A dose efetiva foi calculada aplicando-se o fator de peso para a tireoide obtido da ICRP 103 [91,92].

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 RESULTADOS

A Tabela 2 mostra os valores do número de unidades avaliadas, a média da DGM e o desvio padrão para as combinações alvo/filtro e o total desses dados por mama. Os resultados da DGM para cada combinação de alvo/filtro podem ser comparados a partir da análise do gráfico na Figura 4.1, construído com as informações da Tabela 2.

Tabela 2. Valores do número de unidades avaliadas, a média da DGM e o desvio padrão para as combinações alvo/filtro e o total desses dados por mama.

Alvo/Filtro	DGM (mGy)		
	N	Média	DP
Mo/Mo	793	3,99	1,44
Mo/Rh	76	4,38	1,65
Rh/Rh	18	3,34	0,80
Todos	887	4,01	1,46

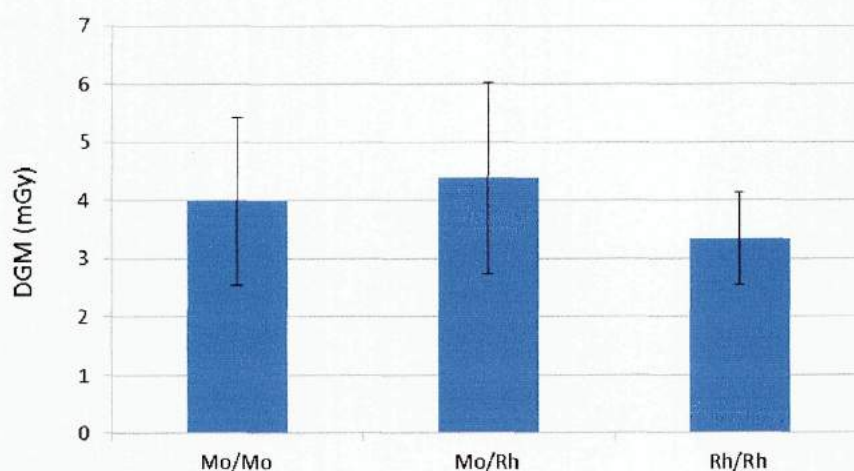


Figura 4.1– Valores de DGM para cada combinação de Alvo/Filtro.

Na comparação do valor médio da DGM obtido entre as combinações alvo/filtro, o resultado mostrou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as combinações Mo/Mo e Mo/Rh. Entre as combinações Mo/Mo e Rh/Rh também foi observada diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). As combinações Mo/Rh e

Rh/Rh também mostraram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$). O valor p é a probabilidade de que a estatística do teste tenha valor extremo em relação ao valor observado quando a hipótese nula é verdadeira [93]. Neste caso considerando o nível de significância de 0,05, obteve-se que as médias para os valores da DGM foram diferentes. Este resultado pode indicar que a DGM difere de acordo com os parâmetros para a realização do exame.

A Tabela 3 mostra os valores médios, mínimo e máximo de dose na tireoide para as combinações alvo/filtro e determinados a partir da DGM na mama exposta na incidência craniocaudal e MLO.

Tabela 3: Número de avaliações, média, desvio padrão (DP) e valores de máximo e mínimo da dose absorvida na tiroide para as combinações alvo/filtro e o total desses dados.

Alvo/Filtro	D_t (μGy)		
	N	Média \pm DP	Mínimo - Máximo
Mo/Mo	793	1,7 \pm 0,61	0,45 – 6,6
Mo/Rh	76	2,0 \pm 0,76	0,64 – 4,2
Rh/Rh	18	2,9 \pm 0,70	1,7 – 4,5
Total	887	1,7 \pm 0,66	0,45 - 6,6

Os valores da dose na tireoide foram comparados entre as combinações de alvo/filtro e o resultado mostrou que para as combinações Mo/Mo e Mo/Rh foi observada diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Para as combinações de Mo/Mo e Rh/Rh também foi observada diferença estatisticamente significativa ($p = 0,00$). Entre as combinações de Rh/Rh e Mo/Rh foi observada diferença estatisticamente significativa ($p = 0,00$). Baseado nos valores obtidos, considerando o nível de significância de 0,05, a dose na tireoide foi diferente conforme os parâmetros utilizados no exame e o maior valor encontrado foi para a combinação Rh/Rh.

O risco atribuível médio acumulado ao longo da vida para uma mulher ao realizar um exame de mamografia bilateral de duas incidências a cada dois anos, começando aos 50 anos de idade é de 3 casos por bilhão, considerando que a mulher receba sempre essa mesma dose. Para o maior valor da dose na tireoide obtida, o risco acumulado é de 12 casos por bilhão. Considerando o rastreamento anual a partir de 40 anos,

o risco médio é de 22 casos por bilhão. Para a maior dose na tireoide encontrada, o risco atribuível acumulado de desenvolver câncer é de 86 por bilhão.

A dose efetiva média recebida pela tireoide é de 0,069 μSv , a dose efetiva recebida pela tireoide para o maior valor da dose na tireoide é de 0,26 μSv .

4.2 Discussão

A média da DGM obtida, considerando todos os dados, foi de 4,01 mGy. Este foi o mesmo encontrado por Young e colaboradores ao analisar os dados de mais de 9 mil mulheres que realizaram a mamografia convencional [88]. A mamografia convencional foi a única tecnologia que utilizou apenas as três combinações de alvo/filtro, Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. Para a mamografia computadorizada (CR) e digital (DR) as médias da DGM foram 4,69 e 3,03, respectivamente, entretanto essas tecnologias utilizaram também outras combinações de alvo/filtro.

Os valores para a dose na tireoide calculados no presente trabalho foram da mesma ordem de grandeza dos valores encontrados por Herath e colaboradores [13]. Enquanto os outros autores encontram valores cuja ordem de grandeza foi 10 vezes maior [10,11,12]. As diferenças entre os valores encontrados podem ser ocasionadas pelo procedimento de medida da dose na tireoide ou pelo tipo de dosímetro utilizado. Vale ressaltar que Herath foi o único que utilizou dosímetros digitais para as medidas, os demais utilizaram dosímetros TLD e OSL. Em todos os casos os autores mediram a dose de entrada na pele sobre a tireoide e a dose na tireoide foi calculada utilizando o valor de dose em profundidade. Este valor foi originalmente adaptado da literatura para dose em função da profundidade na mamografia para a mama [10]. No presente trabalho, o cálculo foi feito com o uso de resultados provenientes de simulação computacional construída para obter a dose na tireoide.

Os resultados encontrados para a média da dose na tireoide mostraram valores diferentes entre as combinações de alvo/filtro, todos apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Estas diferenças entre os valores na dose para a tireoide podem ser explicadas pelo espectro resultante de cada combinação alvo/filtro. Em relação à quantidade de fótons acima de uma dada energia, a combinação Rh/Rh é a que apresenta o maior número de fótons com energia superior 20 keV, seguido pela combinação Mo/Rh e Mo/Mo. O espectro para a combinação Mo/Rh diferencia-se do

espectro do Rh/Rh, principalmente, devido ao fato da radiação característica do Mo ser de menor energia que a do Rh. O espectro resultante para o Mo/Mo, possui maior quantidade de fótons com energias inferiores a 20 keV que as duas outras combinações de alvo/filtro. Baseado nas características dos espectros de cada combinação alvo/filtro é possível entender os valores de Dt associados a cada combinação alvo/filtro. O espectro com mais fótons energéticos foi aquele que possibilitou uma radiação espalhada com energias maiores. Devido ao fato do espectro do Rh/Rh conter mais fótons de energias superiores a 20 keV, este possibilita que a radiação espalhada pela mama e o compressor tenha mais fótons com energia cuja probabilidade de alcançar a tireoide seja maior, seguido pela combinação Mo/Rh e Mo/Mo, mesmo que a comparação da DGM para cada combinação de alvo/filtro não tenha sido similar ao que foi observado para a dose na tireoide.

Em 2012 o Colégio Americano de Radiologia havia afirmado que a dose na tireoide devido à mamografia não seria maior do que 5 μ Gy. Dos valores encontrados apenas 1 valor foi maior do que essa dose [94]. Independente da combinação alvo/filtro, os valores encontrados neste trabalho mostram doses depositadas na tireoide devido ao exame de mamografia muito pequenas quando comparadas a média da DGM, tanto para o mesmo exame quanto para a média geral. Estes valores apresentam uma ordem de grandeza mil vezes menor. A dose efetiva devida a radiação de fundo mundial é de 2,4 mSv por ano [42]. O tempo de exposição à radiação de fundo mundial, necessário para que o valor da dose efetiva seja equivalente à média da dose efetiva devida a radiação espalhada para a tireoide de um único exame de mamografia é de 15 minutos. Mesmo considerando o maior valor encontrado para a dose na tireoide, ele equivale a aproximadamente 58 minutos de exposição à radiação de fundo. O risco de desenvolver câncer de tireoide devido à radiação espalhada da mamografia, para o maior valor de dose na tireoide obtido, é de menos de 86 casos por bilhão, muito pequeno quando comparado aos novos casos de câncer de mama, onde, apenas para 2016, foram estimados 56 casos a cada 100 mil mulheres. Este tipo de câncer foi responsável por mais de 30 mil mortes apenas entre os anos de 2014 e 2015 [95].

O uso de protetores de tiroide, apesar de correto do ponto de vista da otimização em radioproteção, pode levar a ocorrência de eventos que resultem em artefatos na imagem do exame, como a interposição do escudo no caminho do feixe durante o exame, posicionamento incorreto, entre outros [96]. A presença de artefatos ou o

posicionamento incorreto podem levar a necessidade de repetição do exame, dessa forma levando a um aumento da dose na mama da paciente. É sugerido que a repetição do exame devido a artefatos causados pelo protetor seja necessária em 20% das vezes [83]. Em comparação a tireoide esse aumento da dose na mama é mais preocupante. Isto se deve ao fato de a dose para a mama ser muito maior do que a dose na tireoide, o risco aumenta com o aumento da dose, e segundo o BEIR 7 ela é mais suscetível a indução de câncer do que a tireoide [90]. Desta forma o protetor poderia levar a um aumento da dose em outras regiões do corpo, com a repetição do exame, causando assim um detrimento maior do que o fato de não se usar o protetor. Qualquer medida que leve a um aumento da probabilidade de exposição desnecessária a radiação, para um indivíduo ou grupo, não deve ser adotada do ponto de vista da proteção radiológica. Assim o protetor de tiroide não deveria ser adotado até que estudos e dados comprovem que o seu uso não interfere significativamente na realização correta do exame. Como poucos estudos tratam sobre esse tema, a sua adoção não deveria ser obrigatória, como acontece no estado do Rio de Janeiro e Mato Grosso do Sul. Outro agravante que deve ser levado em consideração quando se faz obrigatório o uso do protetor é o suporte dado aos boatos que levam a ideia que a realização da mamografia coloca a saúde do paciente em risco, prejudicando deste modo à adesão ao exame.

5 CONCLUSÕES

Os resultados apontam que não é possível relacionar o aumento da incidência do câncer de tireoide com a realização do exame de mamografia no Brasil. Durante a realização de nossa pesquisa verificamos que a dose efetiva média calculada na tireoide ($0,069 \mu\text{Sv}$) foi muito pequena, quando comparada, por exemplo, a dose efetiva devida a radiação de fundo recebida por um indivíduo em um ano ($2,4 \text{ mSv}$). Mesmo para o maior valor do risco atribuível associado à dose na tireoide (86 casos por bilhão de mulheres), durante o rastreamento por exame de mamografia, seu valor é muito menos preocupante do que a incidência do câncer de mama (56 casos a cada cem mil mulheres).

Se por um lado o uso do protetor de tireoide, durante o exame de mamografia, atende ao princípio da otimização, reduzindo assim a dose de radiação nesse órgão, seu uso está associado à ocorrência de artefatos na imagem. Estes artefatos podem levar a repetição do exame, aumentando assim a dose de radiação na mama.

É importante lembrar que, durante a mamografia a mama é exposta a uma dose de radiação média de $4,01 \text{ mGy}$ sendo esta uma dose muito maior que a dose recebida pela tireoide ($1,7 \mu\text{Gy}$). Logo o uso de protetor de tireoide não deve ser obrigatório até que seja melhor investigada a relação entre seu uso e a ocorrência de artefatos.

O nosso trabalho se limitou ao cálculo do risco com base nos fatores presentes no BEIR 7. No entanto, esses podem não ser completamente aplicáveis à população brasileira. Caso um ajuste seja feito nos valores do BEIR 7 para cenário nacional, os resultados do risco atribuível podem apresentar divergências dos resultados aqui expostos. Devemos ressaltar ainda que as combinações de alvo/filtro utilizadas restringiram-se a Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh, não sendo essas as únicas combinações de alvo/filtro presentes no Brasil.

Para a continuação deste projeto, devemos realizar um estudo mais detalhado com medidas dosimétricas com o uso de fantoma, de maneira a reproduzir as condições utilizadas para a obtenção dos dados fornecidos pelo INCA e CBR. E assim, comparar os resultados presentes nesta metanálise com os valores experimentais futuramente obtidos.

Referências Bibliográficas

1. **BOL vídeos.** MAMOGRAFIA E RAIOS X AUMENTAM RISCO DO CÂNCER DE TIREÓIDE. Disponível em: < <https://videos.bol.uol.com.br/video/mamografia-e-raio-x-aumentam-risco-do-cancer-de-tireoide-402CD9C3572C4816326> > Acesso em: 26 jan 2018.
2. **YouTube.** USO DO PROTETOR DE TIREÓIDE NA MAMOGRAFIA. Disponível em: < <https://www.youtube.com/watch?v=ki1-gxOyyQ4> > Acesso em: 26 jan 2018
3. **Colégio Brasileiro de Radiologia.** Notas sobre o uso de protetor de tireoide. Disponível em:<<https://cbr.org.br/nota-sobre-uso-de-protetor-de-tireoide-durante-mamografia-2/>>. Acesso em: 17 mai. 2017
4. **Sociedade Brasileira de Mastologia.** NOTA SOBRE USO DE PROTETOR DE TIREOIDE DURANTE A MAMOGRAFIA. Disponível em: < www.sbmastologia.com.br/index.php?option=com_content&view=article&id=1108&catid=169&Itemid=890 > Acesso em: 26 jan 2018
5. **Site Drauzio Varella.** MAMOGRAFIA E CÂNCER DE TIREOIDE. Disponível < <https://drauziovarella.com.br/cancer/mamografia-e-cancer-de-tireoide/> > Acesso em: 26 mai. 2017
6. **Assembleia Legislativa do Rio de Janeiro.** AGORA É LEI: PACIENTES DEVEM UTILIZAR PROTETOR DE PESCOÇO DURANTE EXAMES DE RAIOS X, TOMOGRAFIA OU MAMOGRAFIA. Disponível em: < <http://www.alerj.rj.gov.br/Visualizar/Noticia/41430> > Acesso em: 25 set 2017

7. **Portal da Educativa.** GOVERNO SANCIONA LEI QUE OBRIGA EXAME DE RAIOS X, MAMOGRAFIA E TOMOGRAFIA COM PROTETOR DE PESCOÇO. Disponível em: < <http://www.portaldaeducativa.ms.gov.br/governo-sanciona-lei-que-obriga-exame-de-raio-x-mamografia-e-tomografia-com-protetor-de-pescoco/> > Acesso em 26 out. 2017
8. **INCA.** ESTIMATIVA 2016. Disponível em: < <http://www.inca.gov.br/estimativa/2016/sintese-de-resultados-comentarios.asp>> Acesso em: 12 de mai. 2017
9. **A.C. CAMARGO Cancer Center.** TIREOIDE. Disponível em: < <http://www.accamargo.org.br/tudo-sobre-o-cancer/tireoide/38/> >. Acesso em: 28 maio 2017.
10. **CDC.** THYROID CANCER. Disponível em: < <https://www.cdc.gov/cancer/thyroid/> >. Acesso em: 25 out. 2017
11. GONÇALVES, R. P. et al. Fatores de risco para carcinoma bem diferenciado de tireoide: análise crítica de 463 casos, **Rev. Bras. Cir. Cabeça Pescoço**, v.41, nº 1, p. 23-26,2012.
12. BUGLOVA, E. et al. Thyroid cancer in Belarus after the Chernobyl accident: incidence, prognosis of progress, risk assessment. In: **Low doses of ionizing radiation: biological effects and regulatory control. International conference. Seville, Spain, 17–21 November 1997.** 1997.
13. WHELAN, C. MCLEAN, D. POULOS, A. Investigation of thyroid dose due to mammography. **Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology**, v. 43, n. 3, p. 307-310, 1999.
14. KUNOSIC, S. et al. Effects of dispersed radiation on the thyroid and the gonads during mammography. **HealthMED**, v. 5, n. 6, p. 1774-1781, 2011.

15. CHETLEN, A. L. et al. JOURNAL CLUB: Scatter Radiation Dose From Digital Screening Mammography Measured in a Representative Patient Population. **American Journal of Roentgenology**, v. 206, n. 2, p. 359-365, 2016.
16. HERATH,H. et al. Evaluation of Radiation Dose to Skin overlying Thyroid during Mammography X-Ray Examination at a Selected Hospital. **Imperial Journal of Interdisciplinary Research**, v. 2, n. 8, 2016.
17. SECHOPOULOS, I. et al. Radiation Dose to Organs and Tissues from Mammography: Monte Carlo and Phantom Study 1. **Radiology**, v. 246, n. 2, p. 434-443, 2008.
18. AGOSTINELLI, S. et al. GEANT4—a simulation toolkit. **Nuclear instruments and methods in physics research section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 506, n. 3, p. 250-303, 2003.
19. CRISTY, M. **Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose**. Oak Ridge National Lab. USA, 1980.
20. HAMMERSTEIN, G. R. MILLER, D. W. WHITE, D. R.,MASTERSON, M.E. WOODARD, H. Q. LAUGHLIN, J. S. Absorbed radiation dose in mammography.**Radiology**, v. 130, n. 2: p. 485–491, 1979.
21. YOUNG, K. C.; BURCH, A. Radiation doses received in the UK Breast Screening Programme in 1997 and 1998. **The British Journal of Radiology**, v. 73, n. 867, p. 278-287, 2000.
22. JAMAL, N.; NG, K. H.; MCLEAN, D. A study of mean glandular dose during diagnostic mammography in Malaysia and some of the factors affecting it. **The British journal of radiology**, v. 76, n. 904, p. 238-245, 2003.
23. SECHOPOULOS, I.; HENDRICK, R.. Mammography and the risk of thyroid cancer. **American Journal of Roentgenology**, v. 198, n. 3, p. 705-707, 2012.

24. HENDRICK, R. E. et al. Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology Imaging Network digital mammographic imaging screening trial. **American Journal of Roentgenology**, v. 194, n. 2, p. 362-369, 2010.
25. **Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem**. PROGRAMA DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA, NORMAS BÁSICAS PARA INSCRIÇÃO NO PROGRAMA DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA. Disponível em: < www.praxis.med.br/pasta_downloads/Folder_Mama.pdf > Acesso em 01 nov 2017.
26. **Instituto Nacional de Câncer**. PROJETO PILOTO DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA. Disponível em: < www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoes_programas/site/home/nobrasil/programa_controle_cancer_mama/qualidade_mamografia/ >. Acesso 26 jun. 2017.
27. **Brasil. Ministério da Saúde**. PORTARIA Nº 531, DE 26 DE MARÇO DE 2012. INSTITUI O PROGRAMA NACIONAL DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA (PNQM). Disponível em:< http://www1.inca.gov.br/pqrt/download/portaria_ms531_2012.pdf > Acesso 26 jun. 2017.
28. **Brasil. Ministério da Saúde**. Portaria No. 2.898, de 28 de novembro de 2013, Atualiza o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM)
29. **INCA – Instituto Nacional do Cancer**. PROGRAMA – CONTROLE DE CANCER DE MAMA: QUALIDADE EM MAMOGRAFIA. Disponível em: < www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoes_programas/site/home/nobrasil/programa_controle_cancer_mama/qualidade_mamografia > Acesso em: 15 ago.2017

30. COUTINHO, C. M. C. Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico. Tese de Doutorado: **Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE)- Universidade Federal do Rio de Janeiro**, 2009
31. **Sydneybreastclinic**. MAMMOGRAPHY DENSITY AND WHAT IT MEANS FOR YOUR HEALTH. Disponível em: < www.sydneybreastclinic.com.au/download_file/view_inline/436 > Acesso em: 26 jan 2018
32. WOLFE, J. N. Breast patterns as an index of risk for developing breast cancer. **American Journal of Roentgenology**, v. 126, n. 6, p. 1130-1137, 1976.
33. **Volpara Solutions**. PATIENT-SPECIFIC RADIATION DOSE ESTIMATION IN BREAST CANCER SCREENING. Disponível em: < volparasolutions.com/assets/Uploads/VolparaDose-White-Paper.pdf > Acesso em: 12 nov 2017
34. ALMEIDA, D. C. Otimização da dose glandular média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital. Tese de Doutorado. **Serviço de Radiologia do Hospital Clementino Fraga/UFRJ**. Rio de Janeiro, 2014.
35. Chevalier M, Morán P, Pombar M, Lobato R, Vaño E. Breast dose measurements on a large group of patients: results from a 4 year period. *Rad Prot Dosim*; v. 80, n.1-3, p.187-190, 1998.
36. RANADE, A. V. et al. Anatomical variations of the thyroid gland: possible surgical implications. **Singapore medical journal**, v. 49, n. 10, p. 831, 2008.
37. **Departamento de Tireoide da Sociedade Brasileira de Endocrinologia e Metabologia**. DIA INTERNACIONAL DA TIREOIDE. Disponível em: < www.tireoide.org.br/media/uploads/folheto_maracana_1.pdf >. Acesso em: 20 out. 2017

38. **RLE UTFPR Laboratórios DAINF SAIBA MAIS SOBRE O BÓCIO E TIREOIDE.** Disponível em: < rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-convencional/tecnologia-e-funcionamento-dos-equipamentosrx/tubo-de-raios-x/interacoes-no-anodo >. Acesso em: 20 out. 2017.
39. **Melhor com Saúde. SAIBA MAIS SOBRE O BÓCIO E A TIREOIDE.** Disponível em: < <https://melhorcomsaude.com/saiba-mais-sobre-o-bocio-e-tireoide/> > Acesso em: 20 out 2017
40. **Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. DETECÇÃO PRECOCE.** Disponível em: <www1.inca.gov.br/inca/Arquivos/livro_deteccao_precoce_final.pdf>. Acesso em: 24 ago. 2017.
41. MS/INCA, 2007 MS/INCA (MINISTÉRIO DA SAÚDE – INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER), *Mamografia: da Prática ao Controle*. Rio de Janeiro, Coordenação de Ensino e Divulgação Científica - **Serviço de Divulgação Científica**, 2007
42. **Health Physics Society. BACKGROUND RADIATION.** Disponível em: <hps.org/documents/background_radiation_fact_sheet.pdf>. Acesso em: 20 nov. 2017.
43. DONADUZZI, R. Conteúdo. **Boletim CBR-OUTUBRO**, v. 1, p. 1, 2009.
44. **Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. DIRETRIZES PARA A DETECÇÃO PRECOCE DO CÂNCER DE MAMA NO BRASIL.** Disponível em: < www1.inca.gov.br/inca/Arquivos/livro_deteccao_precoce_final.pdf >. Acesso em: 24 ago. 2017
45. **International Agency for Research on Cancer (IARC). BREAST CANCER SCREENING.** Disponível em: < www.iarc.fr/en/publications/pdfsonline/prev/handbook7/Handbook7_Breast.pdf.html > Acesso em: 29 ago. 2017.

46. **American Cancer Society (ACS)**. CANCER FACTS & FIGURES 2009. AMERICAN CANCER SOCIETY: 2009. Disponível em: < www.cancer.org/Research/CancerFactsFigures/CurrentCancerFactsFigures/500809web-pdf. > Acesso em: 30 ago. 2017.
47. NELSON, H. D. et al. Screening for breast cancer: an update for the US Preventive Services Task Force. **Annals of internal medicine**, v. 151, n. 10, p. 727-737, 2009.
48. SCHNEIDER, I. J. C. O conhecimento e a prática de mamografia em mulheres residentes em Florianópolis/SC: estudos de base populacional. Tese de Doutorado. **Universidade Federal de Santa Catarina**, Florianópolis, 2013.
49. **Departamento de Estatística da Universidade Federal de Minas Gerais**. BIOESTATÍSTICA F- TESTES DE DIAGNÓSTICO. Disponível em: < www.est.ufmg.br/~enricoc/pdf/Bioestatistica_F/bio_aula6.pdf > Acesso em: 26 jan 2018
50. REGATTIERI, N. A. T. O exame de mamografia: abordagem da usuária, posicionamentos e incidências **RLE UTFPR Laboratórios DAINF**, 2012.
51. **National Cancer Institute- U.S.**. MAMMOGRAPHY. Disponível em: < visualsonline.cancer.gov/details.cfm?imageid=2482 > Acesso em: 15 ago. 2017.
52. **Medicinas ARS**. BREAST TOMOSYNTHESIS: INTRODUCING A NEW MACHINE. Disponível em: < ars-med.lv/en/2017/02/breast-tomosynthesis-introducing-new-machine/ > Acesso em: 10 jan 2018
53. DANTAS, M. V. A. Dose glandular e controle de qualidade da imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada. Dissertação Mestrado. **Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear**. Belo Horizonte, 2010

54. FURQUIM, T. A. C. O Equipamento mamográfico. **Ministério da Saúde**, p. 67, 2014.
55. HONDA, C. J. C.. Aplicação de câmaras de ionização especiais para controle de qualidade em mamografia. Tese de Doutorado. **Universidade de São Paulo**, 2015.
56. FREITAS, J. A. C.. Análise da Influência do Controle Automático de Exposição para Mamas de Diferentes Espessuras. **Revista da Graduação**, v. 6, n. 1.
57. BUSHBERG, Jerrold T. (Ed.). **The essential physics of medical imaging**. Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
58. **RLE UTFPR Laboratórios DAINF** CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO. Disponível em: < rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/mama/tecnologia-e-funcionamento-dos-equipamentosmama/equipamento-mamografico1/sistema-ecran-filme/comtrele-automatico-de-exposicao >. Acesso em: 25 out. 2017.
59. KOPANS, D. B. Breast Imaging. 2. ed. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1998.
60. **RLE UTFPR Laboratórios DAINF** CAMADA SEMI-REDUTORA Disponível em: < rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/mama/controle-de-qualida-de-mama/monitoracao-da-unidade-mamografica/qualidade-do-feixe-camada-semi-redutora > Acesso em: 15 dez. 2017
61. ASSENCI, R. R., Metodologia de controle de qualidade de equipamentos de raios X (nível diagnóstico) utilizados em calibração de instrumentos. Tese de Doutorado. **Universidade de São Paulo**, São Paulo, 2000.
62. PRANDO, A.; MOREIRA, F. A. Fundamentos de radiologia e diagnóstico por imagem. **Elsevier Brasil**, 2017.

63. Tauhata L. et al. - "Radioproteção e Dosimetria: fundamentos" - Apostila do IRD/CNEN - Revisão de 2013, www.ird.gov.br - (Documentos, Material didático, Apostilas), 2013.
64. TAUHATA, L. et al. Fundamentos de Radioproteção e Dosimetria. **IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2001.**
65. GONÇALVES, O.D. MAZARRO, I. SCHECHTER, H. M.E.Poletti. Evaluation of the influence of scattering profiles on the resolution, scatter/primary ratio, and grid performance in mammography. **Radiation Physics and Chemistry** (1993), *EUA*, v.61, p. 607-610, 2001.
66. MAGALHA, S. D. EICHLER, J. GONÇALVES, O.D. Calculation on X-ray scattering of 17.4 keV radiation and image degradation in mammography. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 95, n. 1, p. 87-90, 1995.
67. GONÇALVES, O. D. EICHLER, J. SCHECHTER, H. SCHULZ, H. J. MAGALHÃES, S. D. Measurements on secondary to primary ratio of 60 keV photons in water phantoms. **In: 7th International Symposium on Radiation Physics.** 1997
68. ATTIX, F. H.. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. **John Wiley & Sons, 2008.** Brasil.
69. **Apostila do Laboratório de Física Moderna (4300377): INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO γ COM A MATÉRIA** Disponível em: <portal.if.usp.br/labdid/sites/portal.if.usp.br/labdid/files/Apostila_interacao_da_radiacao_com_a_materia_L.pdf> Acesso em: 10 dez. 2017