

Universidade Federal de Uberlândia
Instituto de Física - INFIS

MATHEUS CAPO ROSA

**ESTIMATIVA DA DOSE DE ENTRADA NA PELE (DEP) PARA
ESPECTROS DE RAIOS X MAMOGRAFICOS SIMULADOS**

Uberlândia
2018

MATHEUS CAPO ROSA

**ESTIMATIVA DA DOSE DE ENTRADA NA PELE (DEP) PARA
ESPECTROS DE RAIOS X MAMOGRAFICOS SIMULADOS**

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação
na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso do Curso
de Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Cláudia Patrocínio

Profa. Dra. Ana Cláudia Patrocínio

Uberlândia
2018

Dedico este trabalho às mulheres que realizam o
exame de mamografia.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, quero agradecer à Deus pela oportunidade de poder realizar este trabalho, e agradecer por todas as dificuldades que enfrentei e venci para que esse trabalho fosse realizado, tenho certeza que foi um grande aprendizado.

Agradeço também à minha orientadora e amiga Profa. Dra. Ana Cláudia Patrocínio, por todos conselhos, cobranças e diálogos que tivemos no período em que estava realizando esse trabalho, foi gratificante realizá-lo com ela.

À minha mãe Marta (*im memoriam*), pela motivação que me deu desde o início da minha vida, sem o amor dela seria impossível alcançar meus objetivos.

Aos meus irmãos, Gerlane, Rafael, Mario Henrique e Josuel que sempre me apoiaram a seguir meus pensamentos e sempre aceitaram as minhas escolhas, sem o apoio deles seria muito mais difícil chegar até aqui.

A todos os meus professores, em especial ao prof. Diego Merigue da Cunha pela paciência e compreensão em sanar minhas dúvidas quando elas surgiram, e por sempre me motivar a pesquisar em prol a ciência.

Aos meus grandes e valiosos amigos, que sempre estiveram presentes em minha vida, me alegrando nos momentos em que eu mais precisava.

Aos meus colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica (BIOLAB), por sempre estarem me ajudando e contribuindo para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço também à Dra. Eny Moreira Ruberti Filha, pela paciência em realizar os testes práticos e pelos equipamentos usados nos testes.

Por fim, agradeço imensamente a todos que de alguma forma contribuíram para o desenvolvimento deste estudo.

RESUMO

Atualmente a mamografia é a técnica mais eficaz para o diagnóstico precoce do câncer de mama. O uso das radiações ionizantes é cada vez mais frequente no diagnóstico por imagens sendo necessário ter conhecimento sobre grandezas dosimétricas que possibilite quantificar a exposição das radiações ionizantes nos pacientes. Neste trabalho, foram comparados os valores de dose na entrada da pele (DEP) em testes práticos e testes simulados, avaliando se os valores de DEP para ambos os testes são similares. Foram realizadas aquisições de imagens em um mamógrafo da marca Lorad Hologic, modelo Selenia Dimensions, com placas de polimetilmetacrilato (PMMA) totalizando espessuras de 3, 5 e 7 centímetros. As imagens foram adquiridas com espectros de raios X com alvo de Tungstênio (W) e filtro de Ródio (Rh), variando a tensão de pico de 24 a 34 kVp de acordo com as espessuras de PMMA. A câmara de ionização utilizada nos testes para realizar os cálculos da DEP é da marca Radcal Corporation® modelo 9010, número de série 90-1960 e o probe também da marca Radcal Corporation® modelo 10x5-6M-3 número de série 10054, específico para mamografia. As imagens foram salvas no padrão DICOM®, tornando possível adquirir valores do produto tempo-corrente (mAs) para cada imagem. Foram simulados espectros de raios X com alvo de Tungstênio (W) para as mesmas tensões de pico realizadas no teste prático, e com o uso de um software estatístico foi possível estimar a dose de entrada na pele simulada (DEP simulada). Para 3 centímetros de PMMA e tensão de pico 26 kVp, a diferença entre os valores de DEP simulada e prática foi menor que 2%. Porém, a diferença entre a DEP do teste prático e a do teste simulado para 24 kVp, foi de aproximadamente 35%. Em contrapartida, a diferença entre a DEP aferida no teste prático e simulada para 28 kVp, foi 16% menor que a prática. Para as imagens de 5 centímetros de espessura, as diferenças entre os valores de DEP foram inferiores a 20% para todas as tensões, sendo que para 28 kVp, a DEP simulada foi aproximadamente 3% menor que a DEP prática. Já para os testes com 7 centímetros de PMMA e tensões de 30, 32 e 34 kVp, as diferenças entre os valores de DEP nos testes práticos e simulados foram inferiores a $\pm 10\%$ para todos os casos. Testes com espectros de raios X com outras combinações Alvo/Filtro devem ser realizados para que se possa afirmar que os valores de DEP simulados correspondem aos valores de DEP aferidos na prática.

Palavras-Chaves: Dose de Entrada na Pele, Espectros de raios X simulados, Câncer de mama, Placas de Polimetilmetacrilato (PMMA), Kerma no ar na superfície do objeto simulador (ESAK).

ABSTRACT

Mammography is currently the most effective technique for the early diagnosis of breast cancer. The use of ionizing radiation is increasingly frequent in the diagnosis by images and it is necessary to have knowledge about dosimetry quantities that makes it possible to quantify the exposure of ionizing radiation in patients. In this study, the values of the dose at the entrance of the skin (DEP) were compared in practical tests and simulated tests, evaluating if the values of DEP for both tests are similar. Images were acquired in a Lorad Hologic brand, Selenia Dimensions model, with polymethylmethacrylate (PMMA) plates totaling thicknesses of 3, 5 and 7 centimeters. The images were acquired with Tungsten (W) target X-ray spectra and Rhodium (Rh) filter, varying the peak voltage (kVp) from 24 to 34 according to the PMMA thicknesses. The images were saved in the DICOM® standard, making it possible to obtain time-current (mAs) and DEP values for each image. X-ray spectra with Tungsten target (W) were simulated for the same peak voltages performed in the practical test, and with the use of statistical software it was possible to estimate the simulated skin entry dose (simulated DEP). For 3 cm PMMA and 26 kVp peak voltage the difference between simulated and practical DEP values was less than 2%. However, the difference between the DEP of the practical test and that of the simulated 24 kVp test was approximately 35%. In contrast, the difference between the DEP measured in the practical and simulated test for 28 kVp was 16% lower than the practice. For the 5-centimeter-thick images, the differences between the DEP values were less than 20% for all tensions, and for 28 kVp, the simulated DEP was approximately 3% smaller than the practical DEP. For the tests with 7 cm of PMMA and tensions of 30, 32 and 34 kVp, the differences between the DEP values in the practical and simulated tests were lower than $\pm 10\%$ for all cases. Testing with X-ray spectra with other Target / Filter combinations must be performed so that you can tell whether the DEP values given by the DICOM® model standard are valid and can be used for quality control.

Key Words: Dose of Entrance into the Skin, Simulated X-ray Spectra, Breast Cancer, Polymethylmethacrylate (PMMA) Plates, Kerma in air on the surface of the simulating object (ESAK).

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Princípios físicos em um equipamento de mamografia.	18
Figura 2: Tubo de raios X para um equipamento de mamografia.	19
Figura 3: Produção de raios X característico, para camadas eletrônicas de um átomo.	21
Figura 4: Espectro fora de escala de radiação característica do Tungstênio (W).	21
Figura 5: Filtração absorvendo fótons de raios X de baixas energias.	23
Figura 6: Eficiência de produção de raios X com de diferentes materiais alvos.	24
Figura 7: Esquema da geometria de um mamógrafo utilizado neste estudo.	42
Figura 8: Espectros de raios X simulados pelo Bonne, com Alvo de Tungstênio (W), e com tensões variando de 24 até 34 kVp.	43
Figura 9: Valores dos coeficientes de atenuação linear para o Ródio (Rh) em função da energia (keV).	45
Figura 10: Valores dos coeficientes de atenuação linear para o polimetilmetacrilato (PMMA) em função da energia (keV).	45
Figura 11: Valores dos coeficientes de atenuação linear para ar em função da energia (keV).	46
Figura 12: Coeficientes mássico de transferência de energia para o Ar com base nos dados do NIST.	47
Figura 13: Valores de DEP obtidas para 3 centímetros de PMMA.	50
Figura 14: Valores de DEP obtidas para 5 centímetros de PMMA.	51
Figura 15: Valores de DEP obtidas para 7 centímetros de PMMA.	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores de tensão de pico (kVp) aplicado na produção dos espectros de raios X, para adquirir as imagens nos testes práticos.....	41
Tabela 2: Valores de DEP, utilizando 3 centímetros de PMMA de acordo com DICOM®....	49
Tabela 3: Valores de ESAK e DEP para os espectros simulados com combinação W/Rh incidindo em um objeto simulador de 3 centímetros de PMMA.....	49
Tabela 4: Valores de DEP, utilizando 5 centímetros de PMMA de acordo com DICOM®□.	51
Tabela 5: Valores de ESAK e DEP para os espectros simulados com combinação W/Rh incidindo em um objeto simulador de 5 centímetros de PMMA.....	51
Tabela 6: Valores de DEP, utilizando 7 centímetros de PMMA de acordo com DICOM®□.	52
Tabela 7: Valores de ESAK e DEP para os espectros simulados com combinação W/Rh incidindo em um objeto simulador de 7 centímetros de PMMA.....	52
Tabela 8: Valores de dose na entrada da pele (DEP), e a diferença entre os valores obtidos nos testes práticos e simulados.....	53

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACR – Colégio Americano de Radiologia

Ag – Prata

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

CdTe – Detector Termelétrico usando Diodo

DEP – Dose de Entrada na Pele

DGM – Dose Glandular média

ESAK – Kerma no Ar na Superfície do Objeto Simulador

INCA - Instituto Nacional do Câncer

KeV – Kiloelétron-volts

kV – Kilovolts

mA – Miliampère

MDP – Multidetector Piranha

mGy – Miligray

Mo – Molibdênio

PMMA – Polimetilmetacrilato

RCBP – Registros de Câncer de Base Populacional

Rh – Ródio

SI – Sistema Internacional de Medidas

SIM – Sistema de Informação sobre Mortalidade

W – Tungstênio

Z – Número atômico

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
2.1	CÂNCER DE MAMA	16
2.2	MAMOGRAFIA DIGITAL.....	17
2.3	PRODUÇÃO DE RAIOS X.....	19
2.4	ESPECTRO DE RAIOS X.....	20
2.4.1	FATORES QUE INFLUENCIAM O ESPECTRO DE RAIOS X	22
2.4.2	CORRENTE ELÉTRICA (mA).....	22
2.4.3	TENSÃO (kV).....	22
2.4.4	FILTRAÇÃO ADICIONAL	23
2.4.5	MATERIAL ALVO	24
2.5	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA.....	25
2.5.1	ESPALHAMENTO COERENTE OU RAYLEIGH.....	26
2.5.2	ESPALHAMENTO COMPTON	27
2.5.3	EFEITO FOTOELÉTRICO	28
2.5.4	PRODUÇÃO DE PARES	29
2.5.5	SEÇÃO DE CHOQUE TOTAL.....	29
2.5.6	ATENUAÇÃO EXPONENCIAL	30
2.5.7	COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR μ	31
2.5.8	COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO MÁSSICO	32
2.5.9	REGRA DAS MISTURAS	32
2.5.10	COEFICIENTE DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA	33
2.5.11	COEFICIENTE DE ABSORÇÃO DE ENERGIA	34
2.6	GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	35
2.6.1	FLUÊNCIA	35
2.6.2	KERMA	35
2.6.3	RELAÇÃO DE KERMA COM FLUÊNCIA DE ENRGIA PARA FÓTONS	36
2.6.4	FATOR DE RETROESPALHAMENTO	37
2.7	ESTADO DA ARTE.....	37
2.7.1	SIMULAÇÃO DE ESPESCTROS DE RAIOS X	37
2.7.2	AVALIAÇÃO DA DOSE DE ENTRADA DA PELE (DEP) EM EQUIPAMENTOS MAMOGRAFICOS EM MINAS GERAIS	38
2.7.3	ESTIMATIVA DA DOSE GLANDULAR MÉDIA (DGM) EM EQUIPAMENTOS MAMOGRAFICOS.	38
2.7.4	AVALIAÇÃO DA DEP EM EQUIPAMENTOS MAMOGRAFICOS DIGITAIS.	39

3	METODOLOGIA	40
3.1	COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO LINEAR	44
3.2	COEFICIENTE MÁSSICO DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA.....	46
3.3	CÁLCULOS DA DEP PARA OS ESAK ESTIMADOS.....	47
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
5	CONCLUSÕES.....	55
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56

Capítulo 1

1 INTRODUÇÃO

Segundo dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA), foi estimado para o biênio 2016 - 2018 cerca de 600 mil novos casos de câncer, dos quais, 28,1 % referem-se ao câncer de mama. Ter um diagnóstico precoce do câncer de mama, pode aumentar bastante as chances de cura do paciente, sendo a mamografia, a técnica mais utilizada para o diagnóstico precoce. A mamografia é uma técnica que utiliza radiações indiretamente ionizantes para obter uma imagem anatômica das estruturas mamárias, e é por meio da absorção dos raios X que se pode diferenciar tais estruturas (INCA, 2018).

Embora a técnica de mamografia use radiações de baixas energias, ainda existe uma preocupação em relação à deposição de dose de radiação no paciente. Sabe-se que os raios X podem causar mutações no DNA ou anomalias, sendo de extrema importância ter conhecimento e controle dos níveis de doses submetidas em mamografia (NOUAILHETAS, YANNICK *et al.*, 2005).

Uma das grandezas mais importantes em mamografia, para expressar a dose recebida pelo paciente, é a Dose de Entrada na Pele (DEP). Esta grandeza é medida indiretamente sendo necessário saber o kerma no ar na superfície da pele. Com o uso desenfreado das radiações ionizantes e com a descoberta dos efeitos das radiações ionizantes no corpo humano, foram criadas portarias, diretrizes e normas para controlar o uso dessas radiações. No Brasil, a portaria GM/MS 453/1998 (BRASIL, 1998) regulamenta algumas regras para o uso das radiações ionizantes no radiodiagnóstico, determinando alguns níveis de dose.

A portaria GM/MS 453/1998 determina valores específicos para DEP em equipamentos mamográficos. Para uma mama comprimida de 4,5 centímetros na posição crânio-caudal e o equipamento contendo uma grade antiespalhamento, é estabelecido como nível de referência uma DEP de até 10 mGy, enquanto sem grade antiespalhamento a DEP deve ser menor que 4 mGy.

Normalmente são realizados testes de constância para controle de qualidade em equipamentos de mamografia para verificar se esses aparelhos estão calibrados, utilizando-se objetos simuladores de mama. Um desses objetos pode ser a placa de polimetilmetacrilato (PMMA), utilizada em diferentes tamanhos para simular espessuras de mama (PERRY *et al.*, 2006).

Com o avanço das pesquisas envolvendo a produção de raios X, foram desenvolvidos modelos matemáticos para simular os espectros de raios X usados em mamografia. Atualmente, é possível fazer testes computacionais para estimar algumas grandezas em mamografia (BOONE *et al.*, 1997).

O objetivo deste trabalho é utilizar simulação computacional para estimar o kerma no ar na superfície do objeto simulador (ESAK), para espectros de raios X simulados com alvo de Tungstênio (W) e filtro de Ródio (Rh). O intuito de estimar o kerma no ar na superfície do objeto simulador é poder avaliar a DEP computacionalmente, e verificar qual a variação da DEP em relação aos espectros de raios X simulados e os espectros de raios X utilizados na prática.

Assim, por meio de simulações computacionais seria possível avaliar a dose na entrada da pele (DEP) em diferentes combinações de tensão e corrente, para diversas espessuras de mama. Além disso, é possível comparar se os dados de dose fornecidos pelo equipamento, salvos no padrão DICOM®, são válidos e podem ser considerados como referência em avaliações de DEP e controle de qualidade.

Capítulo 2

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 CÂNCER DE MAMA

O câncer de mama é caracterizado por vários tipos e subtipos. Em geral, leva-se em conta algumas descrições: se o tumor é invasivo ou não invasivo, seu tipo histológico, sua avaliação imuno-istoquímica e seu estadiamento. Os tipos mais comuns de câncer de mama são: carcinoma *ductal in situ*, carcinoma *ductal* invasivo, carcinoma lobular *in situ*, carcinoma lobular invasivo, carcinoma inflamatório e doença de Paget (INCA, 2014).

O câncer de mama também pode ser dividido em quatro tipos de estágio, conforme a extensão da doença. O estágio I ocorre quando as células cancerosas se encontram nos ductos, tornando-se assim quase sempre curáveis, enquanto o estágio II é quando o tumor tem espessura inferior a 2 centímetros, não atingindo as glândulas linfáticas das axilas. O estágio III refere-se à lesões com espessura maior que 5 centímetros, podendo assim alcançar estruturas vizinhas como por exemplo, as glândulas linfáticas, músculos e pele. Porém, não há indício de que o câncer possa se espalhar pelo corpo. Por fim, o estágio IV, se relaciona a tumores de tamanhos variados com metástases, e geralmente há o comprometimento das glândulas linfáticas. Segundo a Registros de Câncer de Base Populacional (RCBP), no Brasil, entre os anos de 2000 e 2008, foram diagnosticados 46,2% dos casos da doença nos estágios III e IV (FRAZÃO *et al.*, 2013).

Não há como definir uma causa específica para o câncer de mama, pois a causa está associada a diversos fatores, mas é possível afirmar que o risco de desenvolver a doença está associado com a idade, sendo maior a probabilidade a partir dos 45 a 50 anos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002). Dentre outros fatores de riscos, estão os fatores comportamentais, ambientais, hormonais, hereditários, genéticos e históricos reprodutivos (INCA, 2014).

As radiações ionizantes são consideradas como fatores de risco ambiental, visto que induzem efeitos biológicos em órgãos e tecidos, devido à sua capacidade de produzir íons e depositá-los no meio (NOUAILHETAS *et al.*, 2008). É importante diminuir a dose de radiação que o

paciente pode vir a receber em um procedimento de diagnóstico com radiações ionizantes, logo, estudos tendem a diminuir a dose sem interferir na qualidade da imagem (SILVESTRE, 2012).

Segundo dados do INCA, o câncer de mama é um dos tipos de câncer mais comum no mundo e no Brasil, com maior incidência no sexo feminino, seguido do câncer de pele não-melanoma. O câncer de mama representa 28% do número total de casos de câncer detectados em mulheres. Com o passar dos anos, o número de novos casos vem aumentando, apresentando 49.470 ocorrências em 2005, 57.960 novos casos estimados em 2016 e para 2018 a estimativa é de 59.700 (INCA, 2018).

Em relação a mortalidade, no Brasil, o câncer de mama é o segundo mais frequente, atrás do câncer de pulmão. Segundo o Sistema de Informação sobre Mortalidade (SIM), em 2013 o número de mortes causadas pelo câncer de mama foi de 14.388, sendo 181 casos envolvendo homens e 14.206 mulheres, enquanto em 2014 o número de mortes aumentou para 14.622 casos (INCA, 2018).

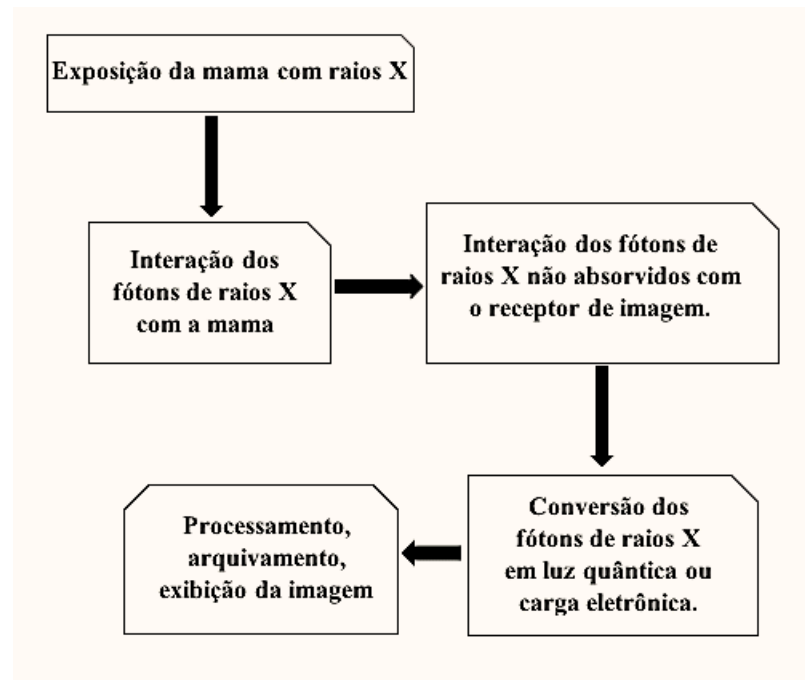
2.2 MAMOGRAFIA DIGITAL

A mamografia tem a função de reproduzir imagens que fornecem informações sobre o interior das glândulas mamárias, utilizando um feixe de raios X pouco energético, porém com doses de radiação consideradas altas para esse procedimento.

As mamas são compostas por tecido fibroglandular e tecido adiposo os quais possuem propriedades físicas e químicas muito semelhantes, e atenuação de raios X bastante similares (AGUILLAR *et al.*, 2009).

Atualmente existem dois sistemas de mamografia, sendo o mais antigo o sistema analógico que utiliza um filme para a visualização das imagens após a incidência da radiação. Na mamografia digital, um detector de radiação converte a intensidade de raios X que chega até ele em sinal elétrico e o sinal elétrico é convertido em sinal digital, armazenado no computador, no qual é possível obter a imagem digital. A mamografia digital só se diferencia da mamografia analógica pela substituição do sistema tela-filme por um detector digital. A Figura 1 mostra um mapa conceitual dos princípios físicos da mamografia digital (AGUILLAR *et al.*, 2009).

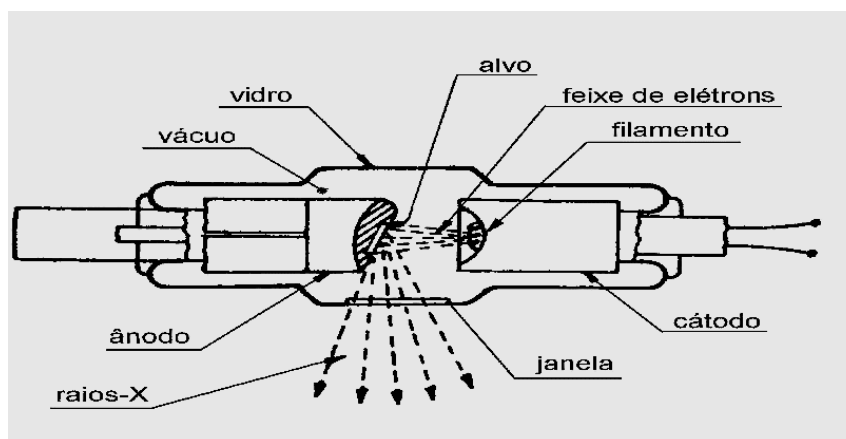
Figura 1: Princípios físicos em um equipamento de mamografia.



O equipamento de mamografia é constituído por um tubo de radiação X, onde são produzidos os feixes de raios X. O tubo de raios X consiste em dois eletrodos metálicos, catodo e anodo, contidos dentro de um encapsulamento de vidro à vácuo, conforme mostrado na Figura 2. A mama é posicionada sobre um suporte que fica a aproximadamente 70 centímetros de distância do tubo de raios X, e é comprimida por um suporte compressor. A radiação produzida no tubo de raios X, atravessa um filtro de metal e passa por um colimador, sendo incidida na mama (BRONZINO, 2006; WEBSTER, 2000).

Os fótons de raios X sofrem interações com a mama e podem ser absorvidos, espalhados e transmitidos pelas estruturas mamárias. Dessa forma, os raios X são transmitidos pela mama, atingindo um receptor de imagem.

Figura 2: Tubo de raios X para um equipamento de mamografia.



2.3 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Ao aquecer um filamento (catodo), os elétrons presentes no catodo ganham energia cinética. Se essa energia for maior que a energia mínima capaz de liberar um elétron do material metálico, esses elétrons são emitidos, e tal fenômeno é conhecido como o efeito termiônico. A energia mínima capaz de liberar esses elétrons é chamada função trabalho (Φ), cuja função é o trabalho necessário para liberar o elétron ligado do seu orbital. O Tungstênio, por exemplo, tem uma função trabalho de 4,5 eV (elétron volts) (ANDRADE *et al.*, 2013). Ao sair do material, esses elétrons produzem uma corrente elétrica (mA) que depende exclusivamente da característica do material e são acelerados por uma diferença de potencial (kV) aplicado no tubo, em direção ao alvo (ânodo).

Os elétrons interagem com o material alvo e podem produzir radiação de freamento e radiação característica. Quando um elétron se aproxima do núcleo ou da eletrosfera do átomo, o elétron pode sofrer interações coulombianas. Os elétrons presentes na eletrosfera possuem carga negativa, enquanto que no núcleo há presença de prótons que possuem carga positiva. Sabendo que, o elétron é repelido pela eletrosfera e atraído pelo núcleo do átomo, o elétron incidente no material sofre desvio ocasionado pela força elétrica. Logo, o elétron perde parte da sua energia original que, por sua vez fica no átomo, e em seguida é emitido como um fóton. Estes fótons liberados podem assumir baixas e altas energias, sendo o limite máximo a maior energia do elétron incidente. Esse fenômeno leva o nome de radiação de freamento ou *bremsstrahlung* (BUSHONG, 2011; FURQUIM, 2014).

O outro tipo de radiação é conhecido como radiação característica e ocorre quando o elétron ioniza o átomo. Os elétrons presentes na eletrosfera estão ligados por uma energia de ligação, e só são retirados do seu orbital quando recebem uma energia extra, superior à sua energia de ligação. A energia de ligação do elétron depende do orbital que o elétron se encontra, sendo que os orbitais mais distantes do núcleo possuem energias de ligações menores, enquanto os orbitais mais próximos possuem energias maiores (OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

O elétron incidente pode transferir sua energia para elétrons de orbitais mais externos ou mais internos. Se o elétron incidente transferir energia para um elétron da camada mais externa, ocorre uma ionização simples e o elétron ejetado deixa o átomo e contribui para o espectro contínuo (OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

Caso o elétron incidente transfira energia para um elétron presente em orbitais mais internos, o elétron é emitido e se dá início ao processo de preenchimento da vacância ocasionada pela perda deste elétron. Como o átomo busca o equilíbrio, é necessário que um elétron presente em um orbital mais externo preencha essa vacância, e conseqüentemente é emitido um fóton de raios X (OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

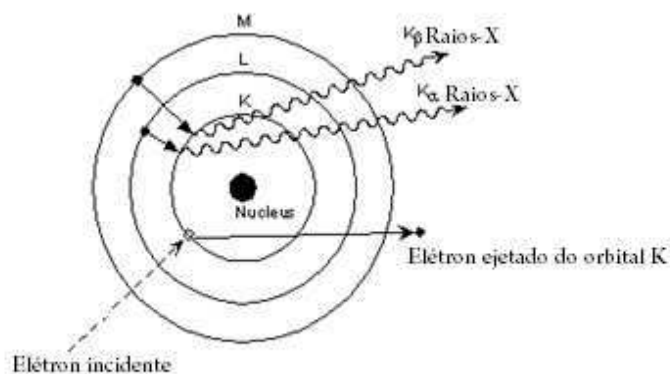
A energia do fóton da radiação característica emitida é determinada pela diferença das energias dos orbitais envolvidos no processo de preenchimento de vacância. Em radiologia, observa-se que na maioria dos casos, os elétrons são ejetados do orbital K, e dependendo do material alvo, do orbital L (OKUNO, YOSHIMURA, 2014). O material alvo escolhido define o espectro de radiação característica, sendo que cada material possui níveis de energias bem específicos, que dependem do número atômico (Z) do material.

2.4 ESPECTRO DE RAIOS X

O espectro de raios X é caracterizado pela sobreposição da radiação de freamento e a radiação característica. A radiação de freamento, forma um espectro contínuo e a radiação característica produz um espectro característico que depende do material alvo, enquanto as vacâncias deixadas pelos elétrons ejetados, são preenchidas por elétrons de camadas externas, o que conseqüentemente gera a emissão de fótons que determinam os picos de radiação característicos de raios X (OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

A Figura 3 mostra que quando as transições dos elétrons saem do orbital M e preenchem as vacâncias da orbital K, o pico de raios característicos é conhecido como pico K_{β} e quando esses elétrons saem da camada L e preenchem a camada K, esse pico é chamado de K_{α} .

Figura 3: Produção de raios X característico, para camadas eletrônicas de um átomo.



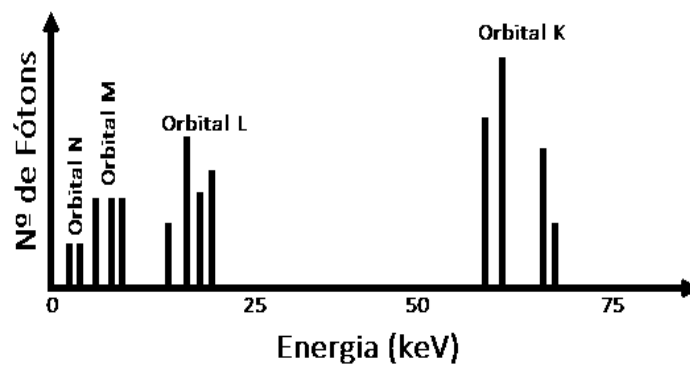
Fonte: UFRGS, www.if.ufrgs.br.

A radiação característica gera uma radiação bastante exclusiva, e em radiodiagnóstico e mamografia são tipicamente utilizados alvos de Molibdênio (Mo), Tungstênio (W) e Ródio (Rh), isso porque a radiação destes materiais ocorre na faixa de dezenas de keV (FURQUIM, 2014).

O Molibdênio (Mo) produz fótons com baixas energias, tanto para radiação de freamento (15 keV a 20 keV), como para radiação característica (17,4 keV e 19,5 keV). Já o Tungstênio (W) produz fótons mais energéticos, entretanto o contraste na imagem diminui sua qualidade quando se utiliza tensões baixas para acelerar os elétrons. O Ródio (Rh) produz energias características em aproximadamente 15,4 keV a 17,5 KeV, um pouco mais altas que o Molibdênio (FURQUIM, 2014).

A Figura 4 mostra o espectro resultante pela radiação característica do W, fato observado pelo pico de número de fótons caracterizado pelos orbitais presentes na eletrosfera do átomo. O orbital K é o que tem maior proporção de emissão de fótons (SOARES, 2006).

Figura 4: Espectro fora de escala de radiação característica do Tungstênio (W).



Fonte: SOARES, 2013, p. 21.

2.4.1 FATORES QUE INFLUENCIAM O ESPECTRO DE RAIOS X

Alguns fatores podem influenciar na produção dos espectros de raios X, como a corrente elétrica (mA), a tensão de pico aplicada no tubo (kVp) e o material do alvo. Após a produção do espectro de raios X o tipo do filtro também pode alterá-lo.

2.4.2 CORRENTE ELÉTRICA (mA)

A corrente elétrica aplicada na ampola tem uma influência bastante relevante para o feixe. A corrente proporciona um fluxo maior de elétrons saindo do filamento em sentido ao alvo, consequentemente ocorrem mais interações com o alvo ocasionando um aumento na quantidade de fótons produzidos. O poder de penetração do feixe não será alterado com variações de correntes, entretanto, a corrente influencia na quantidade de fótons que formam o espectro de raios X (SOARES, 2006; SCAFF, 1997).

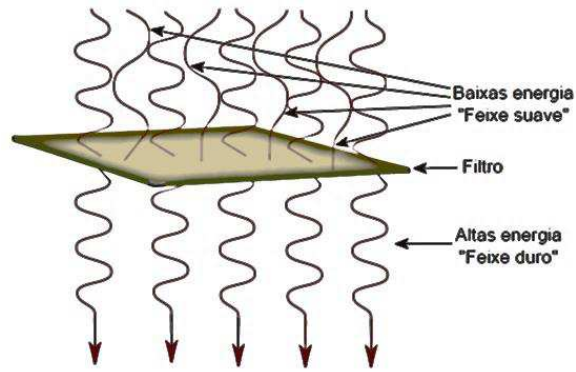
2.4.3 TENSÃO (kV)

A ampola de raios X é submetida a uma diferença de potencial, afim de acelerar os elétrons que foram retirados do filamento. Os fótons que constituem o feixe de raios X possuem energias que podem variar de zero a energia máxima que depende da tensão aplicada à ampola. Estas variações na tensão irão modificar a energia máxima do feixe, pois ao aumentar a energia cinética dos elétrons, aumenta-se a velocidade, ocasionando colisões mais bruscas, e consequentemente, os raios X produzidos por freamento (*Bremsstrahlung*) possuem energias mais elevadas. Portanto, a tensão está relacionada com o poder de penetração, ou seja, com a qualidade do feixe de raios X (SOARES, 2006; SCAFF, 1997).

2.4.4 FILTRAÇÃO ADICIONAL

Como fótons de baixas energias são facilmente absorvidos, há uma preocupação quanto à dose recebida pelo paciente. Logo, é necessário eliminar esses fótons indesejáveis, e o filtro adicional possibilita exatamente isso, deixando passar somente fótons com altas energias. Portanto, o filtro aumenta a energia média do feixe, ou seja, os filtros inseridos auxiliam na redução de exposição de radiação no paciente. A Figura 5 mostra que fótons com grandes comprimentos de onda (λ), possuem energias baixas (a energia é inversamente proporcional ao comprimento de onda), consequentemente, estes fótons são absorvidos pelos filtros, deixando ser transmitido somente fótons com baixos comprimentos de onda (BUSHONG, 2011).

Figura 5: Filtração absorvendo fótons de raios X de baixas energias.



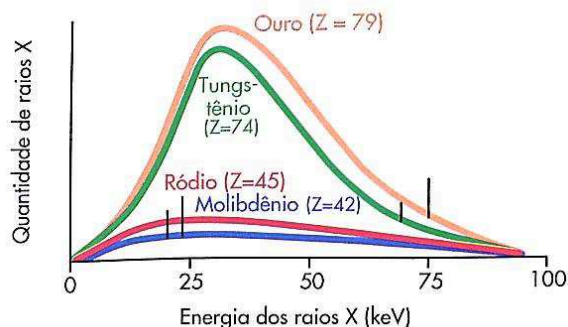
Fonte: Modificado de BUSHONG, 2011.

2.4.5 MATERIAL ALVO

O material do alvo influencia na quantidade e na qualidade dos fótons de raios X. O número atômico (Z) consiste na soma dos prótons existentes no núcleo do átomo, logo quanto maior o número atômico, maior a quantidade de prótons presentes no átomo. É possível afirmar que com o aumento do número atômico, aumenta-se a probabilidade de interações coulombianas, consequentemente, há um aumento tanto na produção da radiação por freamento, quanto na radiação característica (BUSHONG, 2011).

A Figura 6 mostra que a eficiência de produção de raios X é proporcional ao número atômico. O número atômico do Tungstênio é 74, logo ele é o material alvo mais utilizado em aparelhos de raios X. Já o Ouro, possui número atômico igual a 79, sendo utilizado em equipamentos especiais. O Molibdênio ($Z=42$) e o Ródio ($Z=45$) são materiais de alvos geralmente utilizados em aparelhos analógicos. Neste caso, os alvos possuem baixa eficiência na produção de raios X, sendo ideal para aquisição de imagens em tecidos moles. Porém, atualmente, muitos equipamentos digitais tem como material de alvo o Tungstênio (W) (BUSHONG, 2011).

Figura 6: Eficiência de produção de raios X com de diferentes materiais alvos.



Fonte: BUSHONG, 2011.

2.5 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Com a descoberta dos raios X e com sua aplicação na medicina, houve uma grande evolução na visualização não invasiva de estruturas anatômicas. Porém, com o passar dos tempos, houve relatos de efeitos biológicos da aplicação da radiação, surgindo então, a necessidade de detalhar como ocorre a interação da radiação com a matéria.

A radiação é caracterizada pela transição de energia no espaço, no vácuo ou em um meio material, podendo ser classificada como ondas eletromagnéticas ou partículas. Sob um ponto de vista físico, as radiações ao interagirem com um material, seja ele qual for, podem provocar nele, excitação atômica ou molecular, ionização ou ativação do núcleo.

Na excitação atômica ou molecular, o átomo retorna para o seu estado fundamental por meio do deslocamento de elétrons de orbitais mais externos para mais internos, e a diferença de energia dos orbitais envolvidos, é emitida sob a forma de raios X característico ou luz (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014; TAUHATA, et al., 2003).

A ionização ocorre quando os elétrons ligados são ejetados do átomo, se tornando elétrons livres, ou quando há quebra de ligações químicas, onde íons positivos ou radicais livres são liberados. Radiações com energias superiores à energia de ligação dos núcleos podem provocar reações nucleares, causando a emissão de radiação (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014; TAUHATA, et al., 2003).

As radiações podem ser classificadas como: radiações indiretamente ionizantes, que são radiações que possuem carga, como os elétrons, partículas alfa e fragmentos de fissão, que interagem com vários átomos ao mesmo tempo pelas interações coulombianas; e radiações diretamente ionizantes, que são as radiações com ausência de carga, como as ondas eletromagnéticas (raios X e raios gama) e os nêutrons, que por sua vez, interagem com a matéria individualmente, transferindo energia para os elétrons que são ejetados e que podem provocar ionizações. As radiações indiretamente ionizantes possuem um poder de penetração maior, pelo fato de percorrerem espessuras consideráveis sem interagir (SCAFF, 1997).

Assim, o interesse deste estudo é a interação dos raios X, cujos processos de interação são conhecidos como espalhamento Coerente ou Rayleigh, efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, produção de pares e reações nucleares. Todos esses processos são probabilísticos e é extremamente importante que se conheça quais as probabilidades de tais efeitos ocorrerem (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014). Estas probabilidades são chamadas de seção de choque (σ).

2.5.1 ESPALHAMENTO COERENTE OU RAYLEIGH

No espalhamento coerente ou espalhamento Rayleigh, o fóton incidente interage com elétrons das camadas mais externas, deixando o átomo excitado pela absorção total do fóton incidente. Imediatamente, este átomo emite o excesso de energia na forma de um fóton com a mesma energia ($h\nu = h\nu'$), porém a direção do fóton emitido é diferente do fóton incidente (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

Neste processo, é possível observar que não há transferência de energia para o átomo, e ele depende do número atômico do átomo (Z) e da energia do fóton. A seção de choque para o espalhamento coerente ou Rayleigh (σ_{coe}) é proporcional ao quadrado do número atômico e inversamente proporcional ao quadrado da energia do fóton. Portanto, o espalhamento é predominante para energias muito baixas e para altos números atômicos. Dessa forma, o espalhamento coerente pode ser estimado conforme Equação 1.1 (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

$$\sigma_{coe} \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2} \quad (1.1)$$

Como dito anteriormente, os fótons de raios X com baixas energias são filtrados pelo filtro adicional, logo, este processo de interação é totalmente desprezível em radiologia diagnóstica, por envolver energias muito baixas. Na verdade, este espalhamento pode ocorrer para qualquer energia, mas é mais predominante para energias abaixo de 10 KeV (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

2.5.2 ESPALHAMENTO COMPTON

No espalhamento Compton o fóton incidente colide com um elétron presente no átomo, que geralmente são elétrons com energia de ligação baixa, ou seja, elétrons localizados em camadas mais externas. Na colisão, o fóton incidente transfere parte da sua energia para o elétron, ejetando-o para fora do átomo, e o fóton é espalhado com uma energia igual ou inferior a energia do fóton antes da colisão. Portanto, a energia do fóton espalhado depende do seu ângulo de espalhamento. Pela Equação 1.2 é possível determinar qual é a nova energia do fóton espalhado (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)} \quad (1.2)$$

Onde $h\nu'$ é a energia do fóton espalhado, $h\nu$ é a energia do fóton incidente, m_0c^2 é a energia de repouso do elétron e θ é o ângulo do fóton espalhado.

Quando ($\theta \approx 0$), energia do fóton espalhado é máxima ($h\nu'_{max} \approx h\nu$), logo a energia transferida para o elétron é $E_e \approx 0$.

Quando ($\theta = 180^\circ$), a colisão entre o fóton incidente e o elétron é frontal, e o fóton incidente é retroespalhado para sua direção incidente, consequentemente a energia do fóton espalhado é mínima ($h\nu'_{min}$). Esta condição representa a energia máxima transferida para o elétron.

O espalhamento Compton tem uma independência em relação ao número atômico do meio, já que sua interação ocorre com elétrons menos ligados, ou elétrons livres. A probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton é dada pela Equação 1.3, onde mostra a seção de choque para o espalhamento Compton (σ_{comp}) (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

$$\sigma_{comp} = 2\pi r_0^2 \left[\frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \left(\frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{1}{\alpha} \ln(1 + 2\alpha) \right) + \frac{1}{2\alpha} \ln(1 + 2\alpha) - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^3} \right] \quad (1.3)$$

$$\text{Onde } \alpha = \frac{h\nu}{m_0 c^2}$$

2.5.3 EFEITO FOTOELÉTRICO

No efeito fotoelétrico ocorre a absorção total do fóton incidente com maior energia de ligação, normalmente presentes na camada K ou L. Após a absorção do fóton, o elétron se desloca com uma energia cinética (T_e), para fora do átomo na forma de um fotoelétron. O elétron presente na camada eletrônica, possui energia de ligação (E_b), tal energia é definida pela distância da camada e do núcleo do átomo. Elétrons presentes na camada K são os com maiores energias de ligação, e para que o elétron seja ejetado é necessário um ganho de energia superior a energia de ligação do mesmo. Portanto, para que tal efeito ocorra, é necessário que a energia do fóton incidente seja superior ou igual a energia de ligação do elétron ($h\nu \geq E_b$) (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é dada pela seção de choque de interação para o efeito fotoelétrico (τ), conforme a Equação 1.4. Cálculos referentes à seção de choque para este efeito são mais complexos, devido à energia de ligação do elétron no átomo (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

A predominância é dada pela proporcionalidade da seção de choque do efeito, pelo número atômico e pela energia do fóton incidente.

$$\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (1.4)$$

Verifica-se que com o aumento da energia do fóton incidente, a probabilidade da ocorrência do efeito fotoelétrico diminui rapidamente, tendo também uma influência com o número atômico Z , sendo predominante para altos números atômicos e para baixas energias (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

2.5.4 PRODUÇÃO DE PARES

A produção de pares ocorre quando um fóton com alta energia interage diretamente com o núcleo através do campo nuclear ocorrendo a transformação do fóton em massa através da equação ($E = mc^2$), formando um elétron e um pósitron e sendo ejetados do núcleo. O elétron ejetado causa ionizações, transferindo sua energia para o meio material e o pósitron, ao perder sua velocidade e se encontrar com um elétron, sofre aniquilação dando origem a 2 fótons, cada um com energia de 511 keV (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

Para ocorrência deste efeito é necessário que a energia do fóton incidente seja superior a 1.022 MeV. Portanto, em se tratando de radiodiagnóstico, esse efeito é totalmente desprezível, pelo fato de que a energia utilizada em radiodiagnóstico é muito inferior à energia necessária para que tal efeito ocorra (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

2.5.5 SEÇÃO DE CHOQUE TOTAL

A seção de choque total é dada pela soma das probabilidades de ocorrência de cada processo de interação da radiação com o átomo presente no material. Como visto anteriormente, cada processo de interação possui sua probabilidade de ocorrência. Em radiodiagnóstico, a faixa de energia de interesse possibilita ocorrência do espalhamento coerente, espalhamento incoerente (Compton) e efeito fotoelétrico, portanto, a seção de choque pode ser descrita pela Equação 1.5 (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

$$\sigma_{total} = \sigma_{coe} + \sigma_{comp} + \tau \quad (1.5)$$

Onde τ é a seção de choque fotoelétrica, σ_{comp} e σ_{coe} são as seções de choque para o espalhamento incoerente e coerente, respectivamente.

A unidade de medida da seção de choque total no Sistema Internacional de Medida (S.I.) é cm^2/g .

2.5.6 ATENUAÇÃO EXPONENCIAL

O feixe de raios X tem sua intensidade atenuada em função da interação com a matéria, seja ela por processo de absorção ou espalhamento. Considerando um feixe monoenergético incidindo perpendicularmente em um material de espessura dx e sabendo que os números de fótons atenuados variam com a espessura, pode-se expressar esta consideração pela Equação 1.6 (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

$$dN = -\mu N dx \quad (1.6)$$

Resolvendo essa equação diferencial, sabendo que o número de fótons varia de N_0 a N , no qual o N expressa a quantidade de fótons que atravessou o material e N_0 o número de fótons que incidiu no material, podemos mostrar a lei da atenuação exponencial que é descrita pela Equação 1.7 (SCAFF, 1997), e (OKUNO; YOSHIMURA, 2014) e (ATTIX, 2008).

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (1.7)$$

Onde N_0 é o número de fótons antes de interagir, N é o número de fótons que atravessam o material, x é a espessura do material e μ é o coeficiente de atenuação linear.

2.5.7 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR (μ)

O coeficiente de atenuação linear está relacionado com a probabilidade de um fóton interagir com o material, seja por absorção ou espalhamento. O coeficiente de atenuação linear pode ser obtido pela Equação 1.8 (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

$$\mu = n_v {}^a\sigma_{total} \quad (1.8)$$

Onde (n_v) é o número de átomos por unidade de volume e (${}^a\sigma_{total}$) é a seção de choque total. Substituindo o número de átomos por unidade de volume e a seção de choque total na Equação 1.8, obtém-se a Equação 1.9. Sendo ρ a densidade do meio, A a massa atômica do meio e N_A o número de Avogadro (SCAFF, 1997; OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

$$\mu = (\sigma_{coe} + \sigma_{comp} + \tau + \kappa) \frac{\rho N_A}{A} \quad (1.9)$$

O coeficiente de atenuação linear (μ) é uma constante que depende do estado físico do material, sendo dependente da energia do fóton, do tipo de material, ou seja, do número atômico (Z) e da espessura do material. A energia do fóton incidente influencia no coeficiente de atenuação por ser responsável pelo poder de penetração do fóton, um fóton com maior penetrabilidade interage menos com o meio, se transmitindo quase totalmente. Simplificando a Equação 1.6, é possível ver a dependência da espessura para obtenção do coeficiente de atenuação linear, sendo μ inversamente proporcional à espessura do material absorvedor,

conforme mostra a Equação 1.10. A dependência em relação ao número atômico se dá pela proporção de número de elétrons no átomo, quanto maior Z, maior a probabilidade de interações (SCAAF, 1997).

$$\mu = \frac{\ln\left(\frac{N}{N_0}\right)}{x} \quad 1.10$$

2.5.8 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO MÁSSICO

Uma maneira mais simples de expressar o coeficiente de atenuação é torná-lo independente do estado físico, tornando-o dependente da densidade do meio, este termo é conhecido como coeficiente de atenuação mássico $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$, dado pela Equação 1.11 (SCAFF, 1997).

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = (\sigma_{coe} + \sigma_{comp} + \tau + \kappa) \frac{N_A}{A} \quad (1.11)$$

2.5.9 REGRA DAS MISTURAS

O coeficiente de atenuação mássico para um material, cuja composição é mista, é determinado pela regra de Bragg, onde o coeficiente de atenuação mássico para a mistura é dado pela soma dos coeficientes de atenuação mássicos de cada elemento que compõe o material (ATTIX, 2008).

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{mist} = \sum_i \omega_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (1.12)$$

Onde ω_i é a fração do peso de i-ésimo elemento presente no material, e $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i$ é o coeficiente de atenuação mássico do elemento. Essa regra despreza qualquer efeito de mudança na função de onda do átomo, sendo assim uma estimativa do coeficiente de atenuação mássico.

2.5.10 COEFICIENTE DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA

Em todos os processos de interações é possível determinar a quantidade de energia que foi transferida para o meio, e essa quantidade de energia é conhecida como a energia transferida (E_{tr}). É importante determinar esta grandeza, pelo fato de que ela é responsável pela obtenção da dose absorvida no meio.

A energia de transferência é a soma da transferência de energia cinética para o meio de todos os processos envolvidos. Em radiodiagnóstico os possíveis processos para ocorrência da transferência da energia cinética para o meio são dados pelas transferências de energia do espalhamento coerente $(E_{tr})_{coe}$, espalhamento Compton $(E_{tr})_{comp}$ e efeito fotoelétrico $(E_{tr})_{fotoel}$, conforme mostra a Equação 1.13 (OKUNO; YOSHIMURA, 2014).

$$(E_{tr}) = (E_{tr})_{coe} + (E_{tr})_{inco} + (E_{tr})_{fotoel} \quad (1.13)$$

Como apresentados anteriormente, cada processo possui sua probabilidade de ocorrência, sendo essa probabilidade determinada pelo coeficiente de atenuação mássico. Logo, para obter a fração média da energia do fóton que é transferida para o meio, basta multiplicar o coeficiente de atenuação mássico de cada efeito pela sua energia de transferência, como mostra a Equação 1.14 (OKUNO; YOSHIMURA, 2014).

$$\bar{E}_{tr} = \frac{\rho}{\mu} \left[\frac{\sigma_{coe}}{\rho} (\bar{E}_{tr})_{coe} + \frac{\sigma_{comp}}{\rho} (\bar{E}_{tr})_{comp} + \frac{\tau}{\rho} (\bar{E}_{tr})_{fotoel} \right] \quad (1.14)$$

Simplificando a Equação 1.14, obtém-se a Equação 1.15, que expressa o coeficiente mássico de transferência de energia $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)$.

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \frac{\bar{E}_{tr}}{hv} \quad (1.15)$$

2.5.11 COEFICIENTE DE ABSORÇÃO DE ENERGIA

Nem toda energia cinética transferida para o elétron é depositada no meio. Em alguns casos pode ocorrer a emissão de radiação, portanto, é necessário expressar a energia média absorvida por interação $(\bar{E}_{ab})$, conforme Equação 1.16 (OKUNO; YOSHIMURA, 2014).

$$\bar{E}_{ab} = \frac{\rho}{\mu} \left[\frac{\sigma_{coe}}{\rho} (\bar{E}_{ab})_{coe} + \frac{\sigma_{comp}}{\rho} (\bar{E}_{ab})_{comp} + \frac{\tau}{\rho} (\bar{E}_{ab})_{fotoel} \right] \quad (1.16)$$

Simplificando a Equação 1.13, é possível expressar a Equação 1.17, que se refere ao coeficiente mássico de absorção de energia $\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)$.

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \frac{\bar{E}_{ab}}{hv} \quad (1.17)$$

Outra maneira de determinar o coeficiente mássico de absorção de energia é conhecendo a fração de energia transferida que não é convertida em ionização do meio, e sim irradiada do meio, como mostra a Equação 1.18 (OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = (1 - g) \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (1.18)$$

Onde g é o fator que representa a fração de energia transferida que não é irradiada. Para baixos números atômicos (Z) e baixas energias ($h\nu$), o fator g se aproxima de zero sendo $\frac{\mu_{ab}}{\rho} \cong \frac{\mu_{tr}}{\rho}$ (OKUNO, YOSHIMURA, 2014).

2.6 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Atualmente quantificar a radiação ionizante é uma das questões mais importantes, e uma das maneiras de quantificá-las é avaliar os efeitos da interação das radiações com a matéria. Em geral, é possível obter uma estimativa de grandezas como a exposição, kerma e dose absorvida utilizando relações como o volume e a massa do material. Logo, podem-se definir como algumas grandezas dosimétricas a fluência e o kerma, sendo que essas grandezas estão associadas à quantidade de radiação que foi absorvida ou transferida para o meio (OKUNO; YOSHIMURA, 2014).

2.6.1 FLUÊNCIA

A fluência é uma quantidade de partículas que foram incididas em um material, esta grandeza é definida matematicamente pelo quociente do número de partículas incidentes, com uma secção de área dA , conforme mostra a Equação 1.19 (ATTIX, 2008).

$$\varphi = \frac{dN}{dA} \quad (1.19)$$

2.6.2 KERMA

A grandeza kerma é uma grandeza relevante apenas para radiações indiretamente ionizantes (fótons ou nêutrons), e relaciona a soma das energias cinéticas transferida para o meio por unidade de massa, sendo definida matematicamente pela Equação 1.20 (ATTIX, 2008).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.20)$$

Onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes eletricamente carregadas, liberadas pelas partículas ionizantes sem carga, em um material de massa dm (ATTIX, 2008).

Sua unidade é Gy (Gray), sendo que $1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{Kg}}$.

2.6.3 RELAÇÃO DE KERMA COM FLUÊNCIA DE ENERGIA PARA FÓTONS

Para fótons monoenergéticos, o kerma em um meio pode ser obtido relacionando o coeficiente mássico de transferência de energia com a fluência de fótons, onde tal relação é definida pela Equação 1.21 (ATTIX, 2008).

$$K_{meio} = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{meio} \quad (1.21)$$

Onde ψ é a fluência de fótons e $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{meio}$ o coeficiente mássico de transferência de energia para o meio desejado.

Porém se os fótons forem polienergéticos, como um espectro de raios X, o kerma em um determinado ponto P, pode ser calculado usando a relação entre a fluência de energia e o coeficiente mássico de transferência de energia, e obtida a partir da integração apropriada, conforme a Equação 1.22 (ATTIX, 2008).

$$K_{meio} = \int_{E_{min}}^{E_{max}} \psi' \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{meio} dE \quad (1.22)$$

Onde, ψ' refere-se a taxa de fluência de fótons.

2.6.4 FATOR DE RETROESPALHAMENTO

Um parâmetro de grande importância para radiologia diagnóstica é o fator de retroespalhamento, este fator relaciona a razão do kerma medido na superfície do simulador e o kerma medido no ponto sem o simulador, conforme a Equação 1.23.

$$BSF = \frac{K_{ar}(0)}{K_{ar}} \quad (1.23)$$

Onde $K_{ar}(0)$ é o kerma medido na superfície do simulador e K_{ar} é o kerma medido no ponto sem o simulador.

2.7 ESTADO DA ARTE

Com o aumento dos casos de câncer de mama, é importante melhorar o nível de qualidade da imagem, buscando submeter o paciente a mais baixa dose de raios X possível. Este Capítulo mostra alguns estudos que simulam espectros de raios X, e que mostram valores kerma no ar dos raios X em alguns mamógrafos. Além de apresentar algumas normas e diretrizes que devem ser seguidas no Brasil, para proteger os pacientes das radiações ionizantes.

2.7.1 SIMULAÇÃO DE ESPESCTROS DE RAIOS X

A simulação computacional é bastante utilizada em estudos da mamografia. Isto se deve ao fato de que não é simples fazer estudos utilizando espectros de raios X reais. Na maioria das vezes, o processo de simulação de espectros de raios X deve ser o mais preciso possível. No estudo de Boone (BOONE *et al.*, 1997), foi proposto um modelo no qual não se usa a física da produção de raios X, e sim o uso de espectros de raios X medidos experimentalmente. Com isso foi possível deduzir polinômios de interpolação para gerar espectros de raios X com ânodo de Molibdênio, Ródio e Tungstênio para tensões entre 18 e 42 kV.

Para a dedução dos espectros, foi calculada a fluência de fótons para as tensões de interesse através do polinômio interpolador, conforme a Equação 1.24.

$$\text{Fluência de Fótons} = a_0 + a_1 \times kV + a_2 \times (kV)^2 + a_3 \times (kV)^3 \quad (1.24)$$

2.7.2 AVALIAÇÃO DA DOSE DE ENTRADA DA PELE (DEP) EM EQUIPAMENTOS MAMOGRÁFICOS EM MINAS GERAIS

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

2.7.3 ESTIMATIVA DA DOSE GLANDULAR MÉDIA (DGM) EM EQUIPAMENTOS MAMOGRÁFICOS

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

2.7.4 AVALIAÇÃO DA DEP EM EQUIPAMENTOS MAMOGRAFICOS DIGITAIS

É necessário estimar a DEP, para que se conheça os níveis de doses em que os pacientes são submetidos no momento do exame mamográfico. Araújo (ARAÚJO *et al.*, 2018), propôs determinar a DEP em exames mamográficos. Foi utilizado o detector de radiação Multidetector Piranha (MDP) e os simuladores de mama do Colégio Americano de Radiologia (ACR), para realizar medidas referentes ao kerma no ar na superfície do objeto simulador. Foram avaliados 24 mamógrafos de diferente marcas e sistemas de imagem, sendo 7 mamógrafos da marca VMI, 9 da Lorad Hologic, 3 da Philips e 5 da GE. Os 24 equipamentos mostraram que os seus valores de DEP seguem o nível de referência proposto pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA).

Capítulo 3

3 METODOLOGIA

Este estudo foi dividido em duas etapas. A primeira etapa foi a aquisição de imagens na prática, usando placas de polimetilmetacrilato (PMMA) para simular a mama, segundo o protocolo europeu as espessuras de PMMA tem correspondência com a espessura do tecido mamário (Tabela 1). Neste trabalho foram usadas espessuras de PMMA de 3, 5 e 7 cm com dimensão de 18 x 24 cm².

Tabela 1: Espessuras de PMMA e a equivalência na espessura do tecido mamário

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

Primeiramente, foram obtidas 9 imagens no mamógrafo *Lorad Hologic*, modelo *Selenia Dimensions*®. A coleta de dados foi realizada no setor de mamografia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad-HCFMUSP).

Foi utilizada uma câmara de ionização upara mensurar os valores de kerma no ar para o cálculo da dose de entrada na pele (DEP). A câmara de ionização utilizada nos testes é da marca *Radcal Corporation®* modelo 9010, número de série 90-1960 e o *probe* também da marca *Radcal Corporation®* modelo 10x5-6M-3 número de série 10054, específico para mamografia.

As imagens foram adquiridas com espectros de raios X com alvo de Tungstênio (W) e filtro de Ródio (Rh). A aquisição das imagens foi feita variando-se a tensão de pico de 24 a 34 kVp, de acordo com as espessuras de PMMA, conforme mostra a Tabela 2.

Tabela 2: Valores de tensão de pico (kVp) aplicados na produção dos espectros de raios X, para adquirir as imagens nos testes práticos.

PMMA (cm)	Imagem	Tensão (kVp)	PMMA (cm)	Imagem	Tensão (kVp)	PMMA (cm)	Imagem	Tensão (kVp)
3	01	24	5	04	26	7	07	30
	02	26		05	28		08	32
	03	28		06	30		09	34

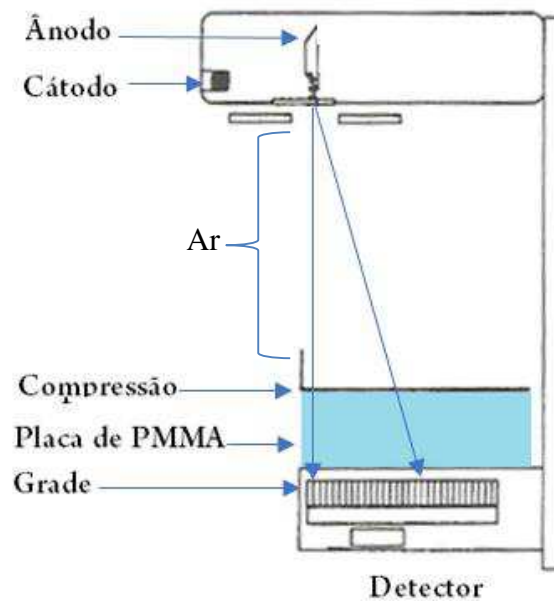
Utilizando informações fornecidas pelo equipamento e armazenadas no padrão DICOM®□, foi possível obter a corrente (mA), tempo de exposição (ms), produto tempo-corrente (mAs), e a DEP para cada técnica acima citada.

Já na segunda etapa, foi feita a simulação e a estimativa do kerma no ar na superfície do objeto simulador (ESAK). Para a realização do desenvolvimento da segunda etapa, foi necessário o uso de um software estatístico para simular a absorção do espectro de raios X pelo filtro adicional e pela massa de ar existente entre o filtro (saída do tubo) e a superfície do objeto simulador.

Com o objetivo de simular um espectro de radiação produzido por um equipamento mamográfico e analisar o comportamento dos espectros de raios X, foi necessário estimar a geometria de exposição de um equipamento de mamografia para estudar a interação do espectro de raios X com o meio. A Figura 7 mostra o esquema utilizado para simulação e análise do

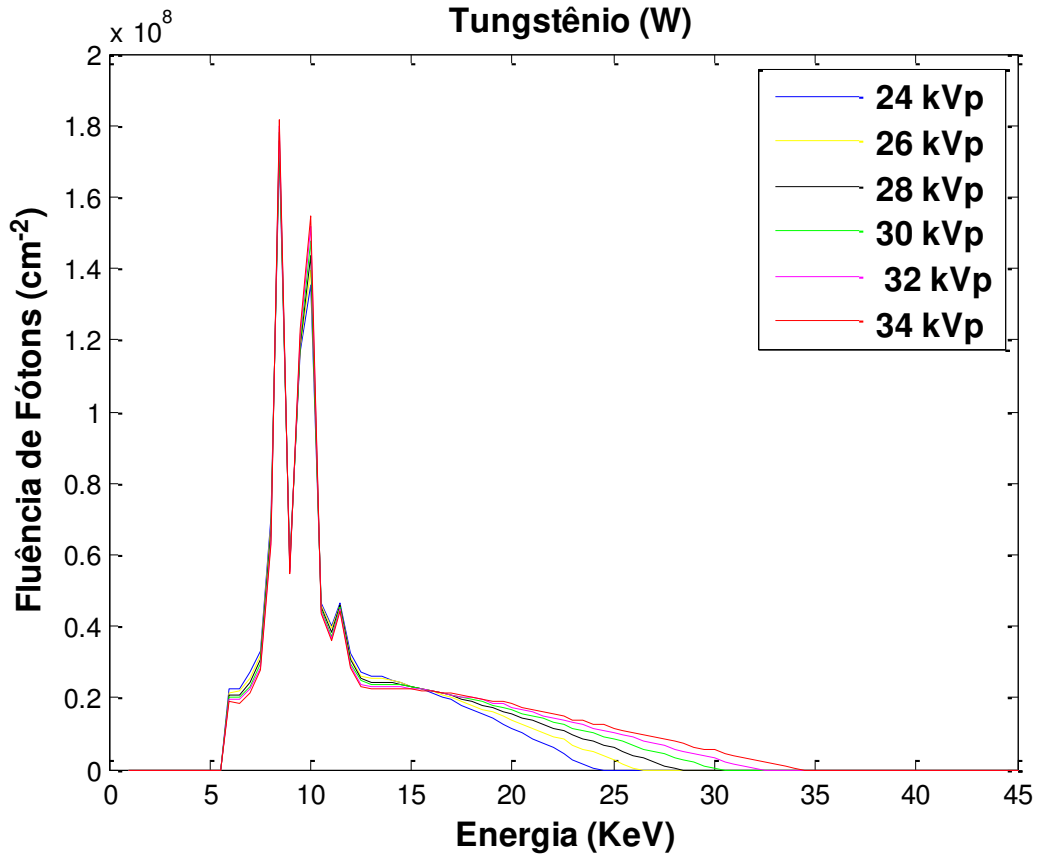
espectro, enquanto o espectro simulado foi obtido através do trabalho de Boone (BOONE *et al.*, 1997).

Figura 7: Esquema da geometria de um mamógrafo utilizado neste estudo.



Para calcular o ESAK foram simulados espectros de raios X pelo método de Monte Carlo, conforme Boone (BOONE *et al.*, 1997). Foi desenvolvido um polinômio referente aos fótons simulados de um espectro gerado por um alvo de Tungstênio (W), armazenado em um vetor, e a partir deste vetor foi possível obter espectros com diferentes energias, uma vez que uma das variáveis do polinômio se refere à energia do espectro. Assim, foram gerados espectros simulados de raios X com alvo de Tungstênio (W), com tensões variando entre 24 e 34 kVp. A Figura 8 mostra os espectros de Tungstênio (W) para diferentes tensões.

Figura 8: Espectros de raios X simulados pelo Boone (BOONE *et al.*, 1997), com Alvo de Tungstênio (W), e com tensões variando de 24 até 34 kVp.



A partir dos espectros gerados, foi implementado um algoritmo que calcula a atenuação dos espectros conforme a simulação da geometria de exposição apresentada na Figura 7. Para simular a atenuação dos espectros de raios X, com o filtro adicional, em um equipamento de mamografia, foi utilizado o modelo matemático representado pela Equação 1.25.

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (1.25)$$

Onde N_0 é a fluência de fótons que incidem no filtro, N a fluência de fótons transmitido pelo filtro, x é a espessura do filtro e μ é o coeficiente de atenuação linear do filtro.

Os espectros de raios X mostrados, na Figura 8, foram filtrados de acordo com o modelo matemático mostrado na Equação 1.25, por 0,005 centímetros de Ródio (Rh), onde este filtro simula um dos filtros de um equipamento de mamografia. Em seguida, foi usado o modelo

matemático mostrado na Equação 1.26 para calcular os valores de ESAK, para os espectros filtrados.

$$K_{ar} = \int_{E_0}^E E \frac{dN}{dA dE} \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{ar} dE \quad (1.26)$$

Onde, $\frac{dN}{dA dE}$ é a taxa de fluência de fótons, E é a energia dos fótons, $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{ar}$ é o coeficiente mássico de transferência de energia para o meio, E_0 e E são as energias usadas para simulação do espectro.

3.1 COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO LINEAR

Para calcular a atenuação dos espectros de raios X pela filtração adicional, por aproximadamente 60 centímetros de ar e pela bandeja compressora, foi necessário obter os coeficientes de atenuação linear para o Ródio (Rh) que simulam o filtro, para o Ar e para o polimetilmetacrilato (PMMA) que simula a bandeja compressora.

Os coeficientes de atenuação linear (μ) para os materiais utilizados neste estudo, foram obtidos com base nos dados do Instituto Nacional de Padrões e Tecnológico (NIST - *National Institute of Standards and Technology*). A Figura 9 e 10 mostram os coeficientes de atenuação linear (μ), para o Ródio (Rh) e para o polimetilmetacrilato (PMMA), enquanto a Figura 11 apresenta os coeficientes de atenuação linear (μ) para o ar.

Figura 9: Valores dos coeficientes de atenuação linear para o Ródio (Rh) em função da energia (keV).

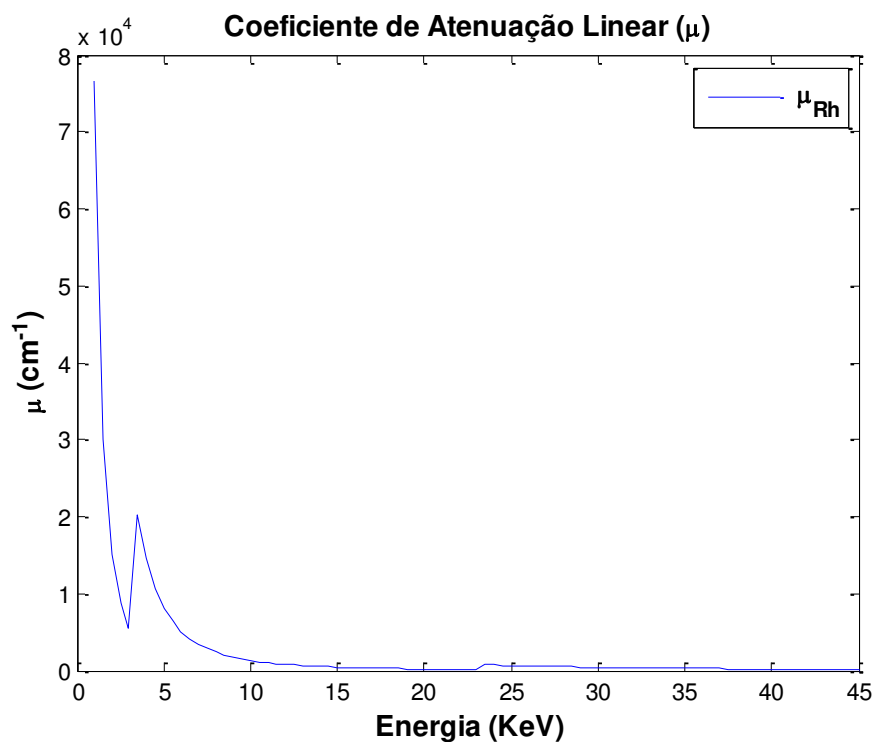


Figura 10: Valores dos coeficientes de atenuação linear para o polimetilmetacrilato (PMMA) em função da energia (keV).

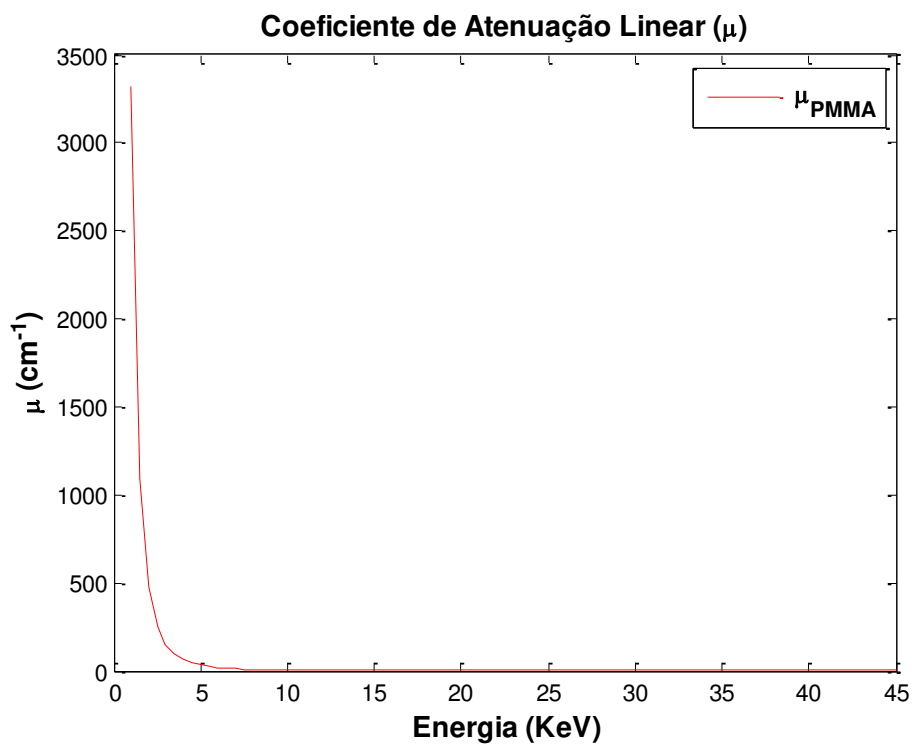
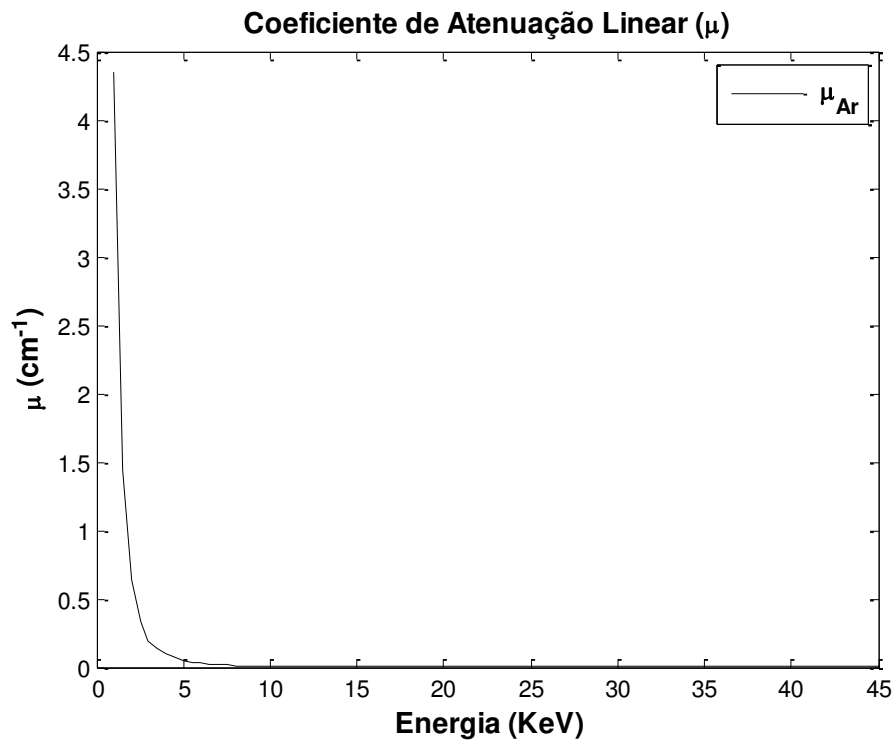


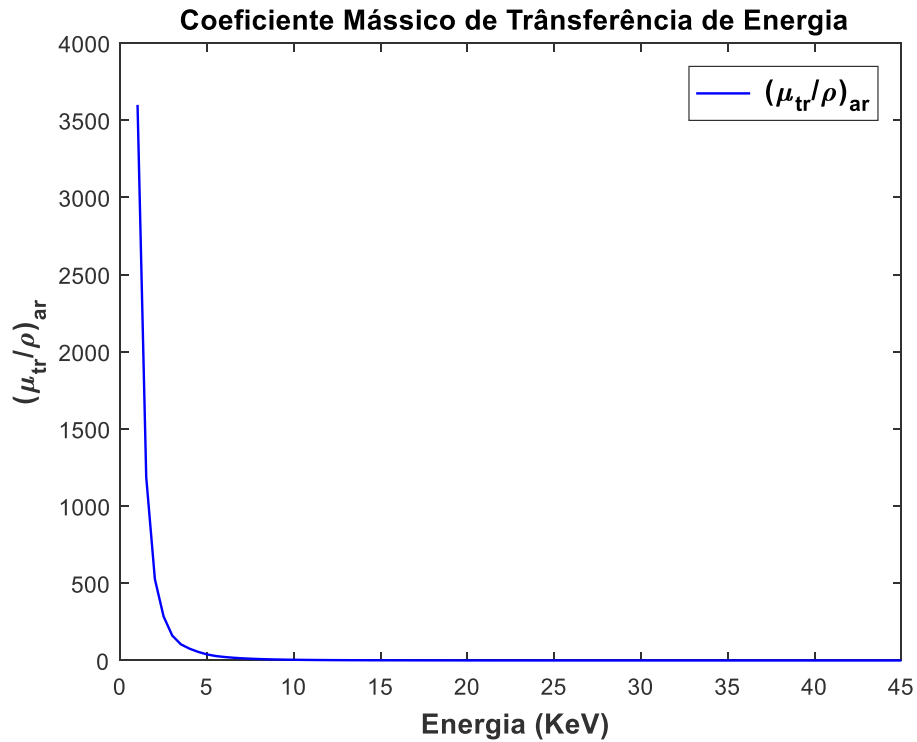
Figura 11: Valores dos coeficientes de atenuação linear para ar em função da energia (keV).



3.2 COEFICIENTE MÁSSICO DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA

Para calcular o ESAK, foi preciso obter os valores de coeficiente mássico de transferência de energia para o ar. Os coeficientes mássicos de transferência de energia foram calculados através de uma interpolação linear, com base nos dados do Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (NIST - *National Institute of Standards and Technology*). Seus respectivos valores estão dispostos na Figura 12.

Figura 12: Coeficientes mássicos de transferência de energia para o Ar, com base nos dados do NIST.



3.3 CÁLCULOS DA DEP PARA OS ESAK ESTIMADOS

Para calcular a dose na entrada da pele a partir dos valores de ESAK estimados para as diferentes tensões, considerou-se que o produto tempo corrente usado na simulação do espectro era de 100 mAs. A partir disso, os valores de ESAK foram normalizados para os mesmos valores de mAs das imagens adquiridas em experimentos práticos, para fins de comparação.

Uma vez obtidos os valores de ESAK para os mesmos valores de mAs das imagens adquiridas nos experimentos práticos, foram então calculadas as respectivas DEP.

Os valores de ESAK foram calculadas segundo Soares, (SOARES et al., 2014), conforme o modelo matemático expresso pela Equação 1.27.

$$ESAK_{ar} = K_{ar} * ct * tp * \left(\frac{75}{dt}\right)^2 * BFS \quad (1.27)$$

Onde, o ct é a corrente utilizada na simulação (mA), tp é o tempo de exposição (s), dt é a distância foco paciente (cm), BFS é o fator de retro espalhamento. O K_{ar} foi obtido através da Equação 1.26.

O Fator de retroespalhamento foi considerado constante ($BFS = 1$) para todos os espectros, não foi realizado medidas de retroespalhamento.

Os valores de DEP foram calculados conforme o modelo matemático, Equação 1.28 demonstrado por Soares, (SOARES et al., 2014).

$$DEP = ESAK_{ar} * D_{\frac{ar}{pele}} \quad (1.28)$$

$D_{\frac{ar}{pele}}$ foi calculado pela Equação 1.29, onde o V é a tensão de pico utilizada na produção do espectro de raios X.

$$D_{\frac{ar}{pele}} = 1,05 e^{(0,00033 V)} \quad (1.29)$$

Foi necessário normalizar os valores de DEP calculados pela simulação para serem comparados com os valores de DEP obtidos na prática. Essa normalização foi relacionada com o produto tempo corrente (mAs), sendo calculada pela regra de três simples conforme a Equação 1.30.

$$ESAK_{normalizado} = \frac{mAs_{simulação} ESAK_{ar}}{mAs} \quad (1.30)$$

Onde, $mAs_{simulação}$ é o produto tempo corrente do espectro simulado, mAs é o produto tempo corrente obtido na prática e $ESAK_{ar}$ foi calculado pela Equação 1.26.

Capítulo 4

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Com os resultados alcançados a partir da metodologia descrita, foi possível comparar os dados referentes aos experimentos práticos com os experimentos simulados.

As Tabelas 2, 4 e 6 mostram os valores de DEP, para diferentes técnicas de exposição usando espectros de raios X com combinação de W/Rh para 3, 5 e 7 centímetros de PMMA, coletados por experimentos práticos. As Tabelas 3, 5 e 7 mostram os valores para 100 mAs, dos ESAK normalizados para as mesmas exposições das imagens adquiridas na prática e a DEP calculada através da simulação.

Tabela 3: Valores de DEP, utilizando 3 centímetros de PMMA de acordo com DICOM®.

Tensão (kVp)	Exposure Time (ms)	Corrente (mA)	Exposição (mAs)	DEP (mGy)	PMMA (cm)
24	873	100	92	2,13	3
26	609	100	66	2,02	
28	448	100	50	1,88	

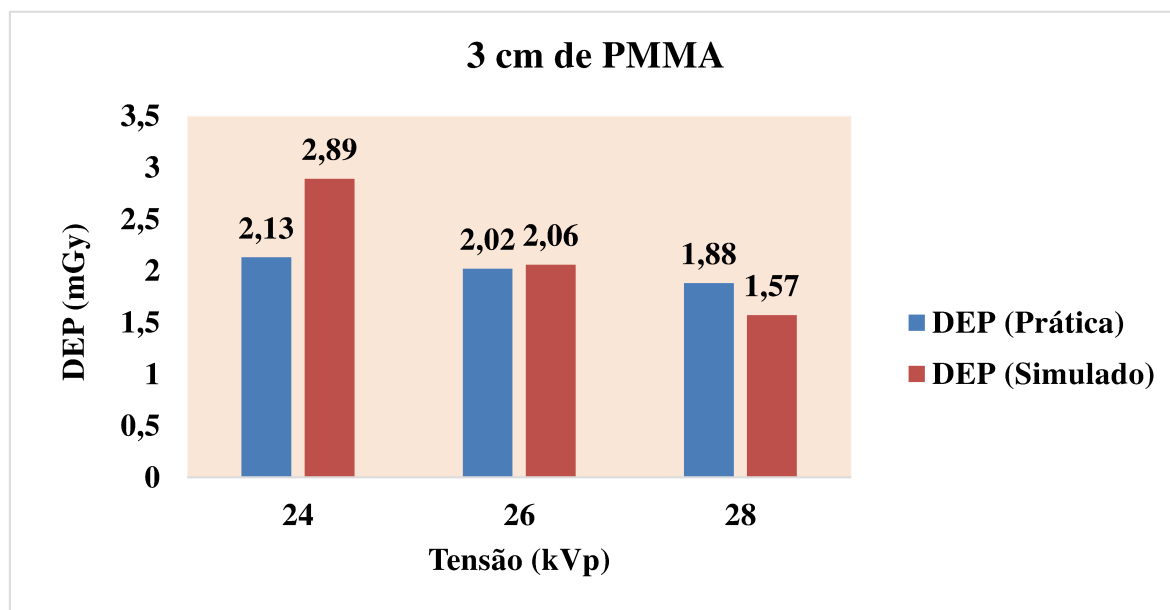
Tabela 4: Valores de ESAK e DEP para os espectros simulados com combinação W/Rh incidindo em um objeto simulador de 3 centímetros de PMMA.

Tensão (kVp)	ESAK (100 mAs) (mGy)	Exposição (mAs)	ESAK normalizado (mGy)	DEP Simulada (mGy)	PMMA (cm)
24	2,967	92	2,73	2,89	3
26	2,955	66	1,95	2,06	
28	2,950	50	1,48	1,57	

Os valores de ESAK foram calculados para seus respectivos valores de exposição (mAs) usados para adquirir as imagens na prática.

As DEP calculadas para os espectros simulados, de acordo com as diferentes tensões são apresentadas nas Figuras 13, 14 e 15.

Figura 13: Valores de DEP obtidas para 3 centímetros de PMMA.



De acordo com a Figura 12, para 26 kVp, a diferença entre as DEP simulada e prática foi menor que 2%, porém a diferença entre a DEP do teste prático e a do teste simulado para 24 kVp e 3 centímetros de espessura de PMMA foi aproximadamente 35%, ou seja, a DEP simulada foi 35% maior. Tal resultado está fora do limite de variação entre medidas referenciado pela portaria 453/1998, que é de 20%. Em contrapartida, para 28 kVp a diferença entre a DEP aferida no teste prático foi 16% menor que a DEP prática.

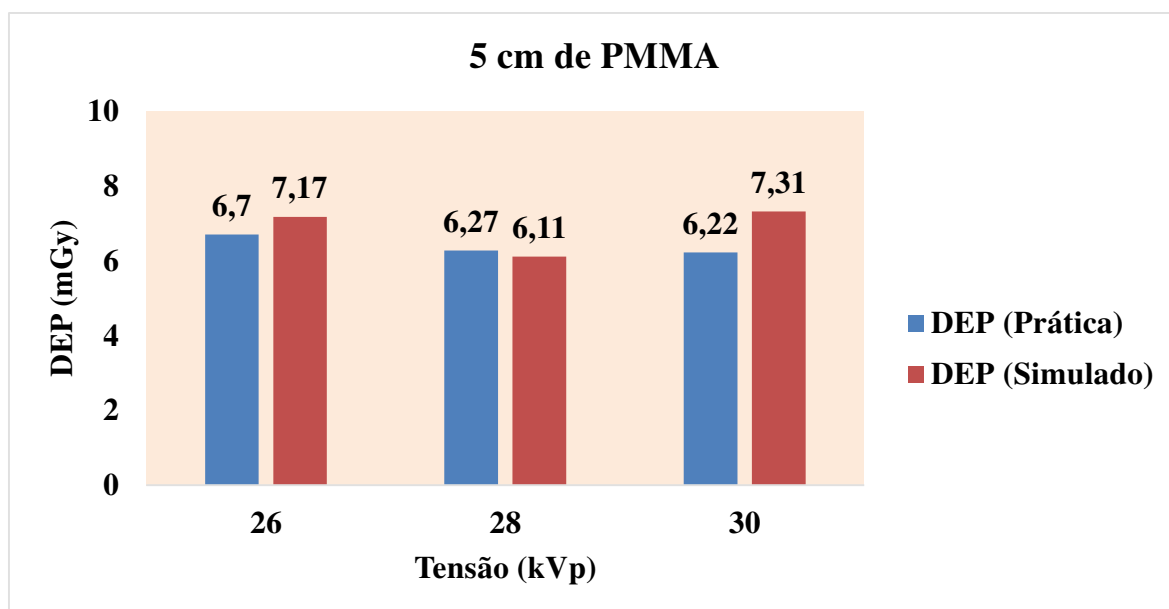
Tabela 5: Valores de DEP, utilizando 5 centímetros de PMMA de acordo com DICOM®.

Tensão (kVp)	Exposure Time (ms)	Corrente (mA)	Exposição (mAs)	DEP (mGy)	PMMA (cm)
26	1382	140	203	6,70	5
28	1120	130	156	6,27	
30	1197	100	130	6,22	

Tabela 6: Valores de ESAK e DEP para os espectros simulados com combinação W/Rh incidindo em um objeto simulador de 5 centímetros de PMMA.

Tensão (kVp)	ESAK (100 mAs) (mGy)	Exposição (mAs)	ESAK normalizado (mGy)	DEP Simulada (mGy)	PMMA (cm)
26	3,33	203	6,76	7,17	5
28	3,69	156	5,76	6,11	
30	5,30	130	6,89	7,31	

Figura 14: Valores de DEP obtidas para 5 centímetros de PMMA.



Para as imagens de 5 centímetros de espessura, as diferenças entre os valores de DEP foram inferiores a 20% para todas as tensões, sendo que para 28 kVp, a DEP simulada foi aproximadamente 3% menor que a DEP prática, conforme mostrou a Figura 13.

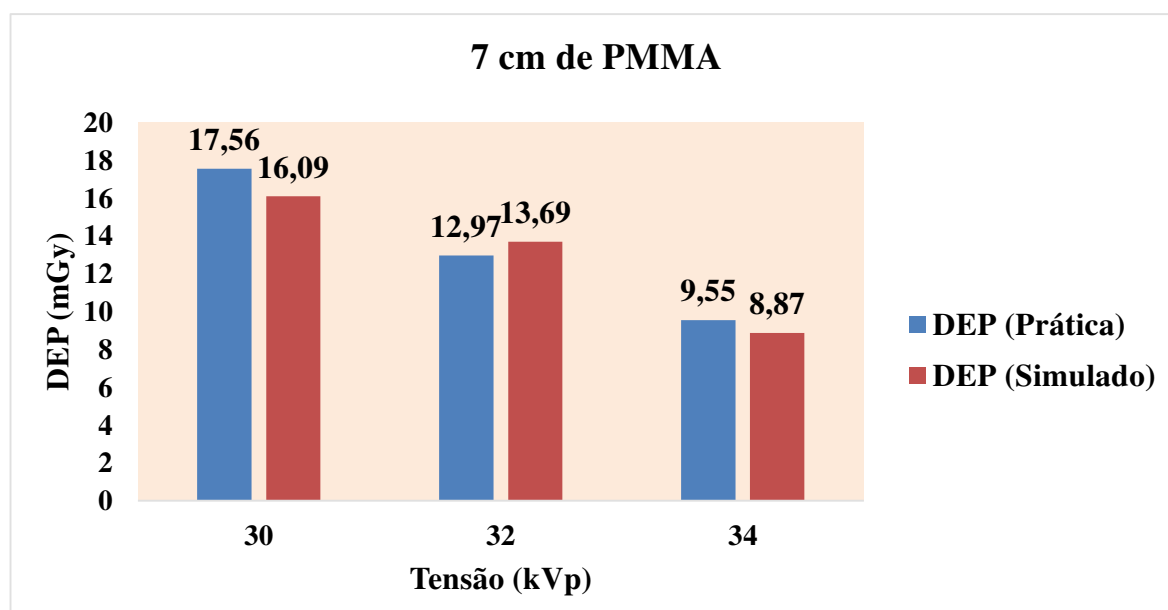
Tabela 7: Valores de DEP, utilizando 7 centímetros de PMMA de acordo com DICOM®.

Tensão (kVp)	Exposure Time (ms)	Corrente (mA)	Exposição (mAs)	DEP (mGy)	PMMA (cm)
30	1962	170	343	17,56	7
32	1162	180	219	12,97	
34	1106	120	142	9,55	

Tabela 8: Valores de ESAK e DEP para os espectros simulados com combinação W/Rh incidindo em um objeto simulador de 7 centímetros de PMMA.

Tensão (kVp)	ESAK (100 mAs) (mGy)	Exposição (mAs)	ESAK normalizado (mGy)	DEP Simulada (mGy)	PMMA (cm)
30	4,42	343	15,16	16,09	7
32	5,89	219	12,89	13,69	
34	5,88	142	8,35	8,87	

Figura 15: Valores de DEP obtidas para 7 centímetros de PMMA.



Já para os testes com 7 centímetros de PMMA e tensões de 30, 32 e 34 kVp, as diferenças entre os valores de DEP nos testes práticos e simulados foram inferiores a $\pm 10\%$ para todos os casos. Estas pequenas variações representadas na Figura 14, mostram também que a DEP simulada foi inferior a DEP prática tanto para 30 como para 34 kVp.

A variação dos valores de DEP, para os testes simulados, pode ser justificado pelo fato de que os espectros de raios X simulados não consideram a física da produção de raios X. Outro ponto importante que deve ser avaliado é a variação de energias utilizadas nos espectros de raios X simulados, onde os espectros reais são contínuos, possuindo energias distribuídas continuamente em uma certa faixa de valores, enquanto os espectros simulados são discretos, e contém apenas energias de alguns valores bem definidos.

Para efeitos de comparação, a Tabela 7 apresenta todas os valores de DEP, simuladas e práticas, e as diferenças entre elas, em *mGy* e em porcentagem (%).

Tabela 9: Valores de dose na entrada da pele (DEP), e a diferença entre os valores obtidos nos testes práticos e simulados.

PMMA (cm)	Tensão (kVp)	DEP Prática (mGy)	DEP Simulada (mGy)	Diferença (mGy)	Variação (%)
3	24	2,13	2,89	0,76	35,68
	26	2,02	2,06	0,04	1,98
	28	1,88	1,57	-0,31	-16,48
5	26	6,7	7,17	0,47	7,01
	28	6,27	6,11	-0,16	-2,55
	30	6,22	7,31	1,09	17,52
7	30	17,56	16,09	-1,47	-8,37
	32	12,97	13,69	0,72	5,55
	34	9,55	8,87	-0,68	-7,12

Vale ressaltar que os valores de DEP fornecidas pelo padrão DICOM® consideram tanto a radiação primária quanto a radiação secundária, já os valores de DEP simulados só

consideram a radiação primária, portanto, os valores de DEP simulados deveriam ser maiores se fosse considerada a radiação secundária.

Capítulo 5

5 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho mostraram que os valores de DEP mensurados pela câmara de ionização são similares aos valores de DEP simulados. Nos testes práticos, a DEP está relacionada com a radiação primária e secundária, enquanto que no teste simulado só foi considerado a radiação primária. Dessa forma, há evidências de que os valores de DEP simulados poderão ser maiores quando a radiação secundária é considerada.

Os valores de DEP simulados que foram superiores aos valores de DEP práticos podem ser justificados pelo fato de que na prática, os espectros de raios X são contínuos, possuindo energias bem distribuídas. Já nos testes simulados, os espectros de raios X são discretos, possuindo energias bem definidas.

Os valores de Dose de Entrada na Pele (DEP) calculada pelo padrão DICOM será sempre confiável, pois traduz as condições reais do equipamento de mamografia. Os valores são calculados a partir da radiação produzida pelo equipamento, independente da calibração do mesmo.

Como trabalho futuro, é sugerida a realização de testes com espectros de raios X com outras combinações Alvo/Filtro.

Capítulo 6

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(AGUILLAR *et al.*, 2009)

AGUILLAR, Vera Lucia Nunes; DE PACE BAUAB, Selma; MARANHÃO, Norma Medicis. Mama: diagnóstico por imagem: mamografia, ultra-sonografia, ressonância magnética. Revinter, 2009.

(ALMEIDA *et al.*, 2010)

ALMEIDA JR, José N. et al. Espectrometria Compton aplicada à medição de doses em mamografia para combinações W/Mo e Mo/Mo. Revista Brasileira de Física Médica, v. 4, n. 2, p. 39-43, 2010.

(ANDRADE *et al.*, 2013)

ANDRADE, Nilson S. et al. Investigação teórica e experimental do efeito termiônico. Revista Brasileira de Ensino de Física, v. 35, n. 1, p. 1308, 2013.

(ARAÚJO *et al.*, 2018)

ARAÚJO, Geovane Silva et al. Análise de dose de entrada na pele em mamógrafos, no Estado do Rio Grande do Sul (Município de Ijuí e cercanias) e Rio de Janeiro (área metropolitana).

(ATTIX, 2008)

ATTIX, Frank Herbert. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons, 2008.

(BOONE *et al.*, 1997)

BOONE, John M.; FEWELL, Thomas R.; JENNINGS, Robert J. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. Medical physics, v. 24, n. 12, p. 1863-1874, 1997.

(BRASIL, 1998)

Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453 GM/M. Brasil (1998).

(BRONZINO, 2000)

BRONZINO, J. The Biomedical Engineering Handbook. Vols. 1, 2nd edition. CRC Press, 2000.

(BUSHONG, 2011)

BUSHONG, Stewart C. Radiologic Science for Technologists-E-Book: Physics, Biology, and Protection. Elsevier Health Sciences, 2013.

(FRAZÃO *et al.*, 2013)

FRAZÃO, Amanda; SKABA, Márcia Marília Fróes Vargas. Mulheres com câncer de mama: as expressões da questão social durante o tratamento de quimioterapia neoadjuvante. *Rev. bras. cancerol*, v. 59, n. 3, p. 427-435, 2013.

(FURQUIM, 2014)

FURQUIM, Tânia Aparecida Correia. 7 O Equipamento Mamográfico. MINISTÉRIO DA SAÚDE, p. 67, 2014.

(INCA, 2014)

INCA. Câncer de mama: é preciso falar disso / Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. – Rio de Janeiro: Inca, 2014. 18p.: il. Color.

(INCA, 2018)

Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, <http://www.inca.gov.br/estimativa/2018/>, último acesso 2018/06/06.

(MINISTÉRIO DA SAÚDE *et al.*, 2002)

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria Nacional de Assistência à Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância – (Conprev). Falando sobre câncer de mama. – Rio de Janeiro: MS/INCA, 2002. 9 p.

(NOUAILHETAS *et al.*, 2008)

NOUAILHETAS, YANNICK *et al.* Radiações Ionizantes e a vida. Rio de Janeiro, 2008.

(NOUAILHETAS, YANNICK *et al.*, 2005)

NOUAILHEITAS, YANNICK *et al.* Radiações Ionizantes e a vida. Rio de Janeiro, 2005

(OKUNO, YOSHIMURA, 2014)

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. Física das radiações. Oficina de Textos, 2010.

(OLIVEIRA, 2006)

OLIVEIRA, Maurício de. Controle de qualidade e dose de entrada na pele em serviços de mamografia de Minas Gerais. 2006.

(PERRY, 2006)

PERRY, Nicholas; PUTHAAR, E. (Ed.). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. European Communities, 2006.

(SACAFF, 1997)

SCAFF, Luiz AM. Física da radioterapia. 1997.

(SILVESTRE, 2012)

SILVESTRE, Carina Rodrigues. Otimização de dose em mamografia. 2012. Tese de Doutorado. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

(SOARES *et al.*, 2014)

SOARES, Amanda Anastácio; SOARES, Flávio Augusto Penna; KAHL, Gabrielly Gomes. Estimativa de Dose Absorvida pelo Paciente relacionada à Anatomia Irradiada. Brazilian Journal of Radiation Sciences, v. 4, n. 1A, 2014.

(SOARES, 2006)

SOARES, Flavio Augusto Penna et al. Produção de raios X em ampolas radiográficas: estudo do tomógrafo computadorizado do Hospital Regional de São José/SC. 2006.

(TAUHATA, et al., 2003)

TAUHATA, L. et al. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos, Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 5ª revisão, Rio de Janeiro, 2003.

(WEBSTER, 2006)

WEBSTER, J. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Vols. 4, 2nd edition. Wiley Interscience, 2006.