



SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE MAMÓGRAFOS PARA DETERMINAÇÃO DA
DOSE GLANDULAR MÉDIA, PARA DIFERENTES COMBINAÇÕES
ANODO/FILTRO DOS TUBOS DE RAIOS-X

Leandro Barbosa da Silveira Gatto

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Rio de Janeiro
Setembro de 2021

SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE MAMÓGRAFOS PARA DETERMINAÇÃO DA
DOSE GLANDULAR MÉDIA, PARA DIFERENTES COMBINAÇÕES
ANODO/FILTRO DOS TUBOS DE RAIOS-X

Leandro Barbosa da Silveira Gatto

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Aprovada por: Prof. Ademir Xavier da Silva

Prof. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Prof. Inayá Corrêa Barbosa Lima

Prof. Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros

Dra. Camila Salata

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Júnior

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

SETEMBRO DE 2021

Gatto, Leandro Barbosa da Silveira

Simulação Monte Carlo de mamógrafos para determinação da Dose Glandular Média, para diferentes combinações anodo/filtro dos tubos de Raios-X – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2021.

XXIII, 194 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Luis Alexandre Gonçalves Magalhães

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2021.

Referências Bibliográficas: p.125-135.

1. Monte Carlo. 2. Mamografia. 3. Dose Glandular Média. 4. Kerma. 5. Espectro. Silva, Ademir Xavier da *et al.*
II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

- Agradeço primeiramente a Deus por me abençoar e me dar forças em todos os momentos.
- Aos meus queridos pais, Antônio Carlos e Neli, os quais amo demais e agradeço todos os dias a Deus por eles.
- *In memoriam* ao professor Delson Braz, pela oportunidade e orientação.
- Ao professor Ademir Xavier da Silva, pela orientação substituta ao professor Delson.
- Ao professor Luis Alexandre Gonçalves Magalhães, pela co-orientação.
- Ao professor Wilson Rebello, da UERJ, pela ajuda no início do trabalho do MCNPX e durante parte do meu trabalho.
- Ao professor Marcos Paulo, do IME, pela parceria no desenvolvimento do trabalho e por sua dedicação em me ajudar no MCNPX.
- Ao Evaldo Simões, do IRD, pela grandiosa ajuda nas simulações do MCNPX;
- À Física Médica Tânia Furquim, da Rede D'Or, pela parceria nas medições dos mamógrafos DR e de tomossíntese.
- Ao Sr. Carlos, Sra. Bruna, Sra. Delzemar, Sr. Sócrates, a todos os técnicos e demais profissionais envolvidos do Grupo DASA, pela parceria nas medições dos mamógrafos CR, DR e de tomossíntese.
- Ao Físico Thales, do INCA, pela ajuda nas medições nos mamógrafos disponíveis naquele local.
- Ao Leonardo Pacífico, do LCR/UERJ, pela ajuda nas medições nos espectrômetros e demais explicações sobre os tubos de Raios-X.
- Ao Paulo Travassos e ao Álvaro, do LCR/UERJ, pela paciência e dedicação em ajudar-me nos momentos mais difíceis do trabalho.
- A todos os demais trabalhadores e alunos do LCR/UERJ.
- E a todos que ajudaram direta ou indiretamente a realizar esse trabalho.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE MAMÓGRAFOS PARA DETERMINAÇÃO DA
DOSE GLANDULAR MÉDIA, PARA DIFERENTES COMBINAÇÕES ANODO/FILTRO
DOS TUBOS DE RAIOS-X

Leandro Barbosa da Silveira Gatto

Setembro/2021

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Luis Alexandre Gonçalves Magalhães

Programa: Engenharia Nuclear

A mamografia tem um papel crucial na detecção do câncer de mama. Em vários locais, ainda são utilizadas a Radiografia Computadorizada (CR), e a Radiografia Direta (DR). Porém, a tecnologia mais recente é o sistema de tomossíntese digital da mama (DBT), o qual se emprega uma sequência de projeções adquiridas sobre a mama. No controle de qualidade para mamografia de Raios-X, não há protocolos padrão para a dosimetria de imagens mamárias em 3D, juntamente com uma considerável saída na espectrometria de Raios-X. Ainda, é necessário avaliar a Dose Glandular Média (DGM) usando-se polimetilmetacrilato (PMMA), que simula uma mama média. Adicionalmente, simulações com esses experimentos mostram-se cada vez essenciais. Portanto, o objetivo deste trabalho foi avaliar a dose glandular média (DGM), o kerma e os espectros nas placas de PMMA, usando-se os seguintes equipamentos: um mamógrafo; um detector de estado sólido; um espectrômetro (apenas para os espectros); um tubo de Raios-X COMET clínico; e o Código MCNPX. As referências recomendam, na DR, as seguintes tensões dos tubos de Raios-X: 25 kVp; 26 kVp; 28 kVp; 31 kVp e 33 kVp. Já para o sistema CR: 26 kVp; 28 kVp; 30 kVp e 32 kVp. Finalmente, para a DBT: 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp. Os resultados envolvendo a DGM nos casos metrológicos, clínicos e simulados estiveram de acordo com as referências a partir de 30 mm de PMMA, no sistema DR; no sistema CR, a partir de 28 kVp (Mo/Mo), 30 kVp (Mo/Rh), e 32 kVp (Rh/Rh); na DBT, os resultados foram menor do que as referências. Todos os espectros dos três casos indicaram boa concordância com a literatura.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

MONTE CARLO SIMULATION OF MAMMOGRAPHS TO DETERMINE THE
AVERAGE GLANDULAR DOSE FOR DIFFERENTS X-RAY TUBES

Leandro Barbosa da Silveira Gatto

September/2021

Advisors: Ademir Xavier da Silva

Luis Alexandre Gonçalves Magalhães

Department: Nuclear Engineering

Mammography plays a crucial role in detecting breast cancer. In several places, Computed Radiography (CR) and Direct Radiography (DR) are still used. However, the latest technology is the digital breast tomosynthesis (DBT) system, which employs a sequence of acquired projections onto the breast. In quality control for X-ray mammography, there are no standard protocols for 3D breast imaging dosimetry, along with considerable output in X-ray spectrometry. Furthermore, it is necessary to evaluate the Mean Glandular Dose (DGM) using polymethylmethacrylate (PMMA), which simulates a medium breast. Additionally, simulations with these experiments are increasingly essential. Therefore, the objective of this work was to evaluate the mean glandular dose (DGM), kerma and spectra in PMMA plates, using the following equipment: a mammograph; a solid state detector; a spectrometer (for spectra only); a clinical COMET X-ray tube; and the MCNPX Code. The references recommend, in the DR, the following X-ray tube voltages: 25 kVp; 26 kVp; 28 kVp; 31 kVp and 33 kVp. For the CR system: 26 kVp; 28 kVp; 30 kVp and 32 kVp. Finally, for DBT: 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp and 33 kVp. The results involving the DGM in metrological, clinical and simulated cases were in accordance with the references from 30 mm of PMMA, in the DR system; in the CR system, from 28 kVp (Mo/Mo), 30 kVp (Mo/Rh), and 32 kVp (Rh/Rh); in DBT, the results were lower than the references. All spectra of the three cases indicated good agreement with the literature.

Sumário

Capítulo 1. Introdução.....	1
1.1 Objetivos.....	4
1.2 Motivação.....	5
 Capítulo 2. Revisão da literatura.....	6
2.1 Estrutura da Mama.....	6
2.2 Produção de Raios-X.....	8
2.3 Interação da radiação com a matéria.....	9
2.3.1 Efeito Fotoelétrico.....	10
2.3.2 Espalhamento Rayleigh.....	10
2.3.3 Espalhamento Compton.....	10
2.3.4 Produção de pares.....	11
2.4 Atenuação dos Raios-X.....	11
2.5 Mamografia.....	13
2.5.1 Características Gerais do Equipamento de Mamografia.....	14
2.6 Tomossíntese Mamária Digital.....	17
2.6.1 Aquisição de Imagens em Tomossíntese.....	17
2.6.1.1 Geometrias de aquisição de imagens em Tomossíntese.....	18
2.6.1.1.1 Primeiro caso.....	18
2.6.1.1.2 Segundo caso.....	19
2.6.2 Reconstrução de imagens em tomossíntese.....	20
2.7 Qualidade de Imagem.....	22
2.7.1 Contraste.....	22
2.7.2 Ruído.....	22
2.8 Grandezas Dosimétricas.....	23
2.8.1 Exposição (X).....	23
2.8.2 Kerma.....	24
2.8.3 Dose absorvida (D).....	24
2.8.4 Dose glandular média (DGM).....	24
2.8.5 Dose Glandular Média em Tomossíntese.....	29
2.8.6 Fração de energia depositada ($f(E)$).....	32

2.9 O Método de Monte Carlo.....	32
2.9.1 Simulações com o MCNPX.....	33
2.9.2 Transporte dos fótons.....	35
2.9.3 Transporte dos elétrons.....	36
2.9.4 Simulação de imagens radiográficas com o MCNPX.....	37
2.10 Visual Editor - Vised.....	39
2.11 Inferência estatística – teste de hipóteses.....	41
2.11.1 Hipótese Nula e Hipótese Alternativa.....	41
2.11.2 Nível de significância e p-valor.....	41
2.11.3 Testes paramétricos.....	41
2.12 Fantomas que simulam mamas comprimidas.....	43
2.13 Espaçadores.....	45
2.14 Configuração do conjunto que envolve fantoma e espaçadores.....	45
2.15 Espectrômetro de Raios-X.....	48
2.16 Tubo de Raios-X clínico.....	48
 Capítulo 3 Materiais e métodos.....	 50
3.1 Fabricação dos materiais a serem utilizados nos experimentos com mamógrafos.....	50
3.1.1 Fantomas de PMMA.....	50
3.1.1.1 Análise do coeficiente de atenuação linear nos fantomas.....	52
3.1.2 Espaçadores de PMMA.....	53
3.2 Medições com o conjunto fantoma + espaçadores nos mamógrafos reais.....	56
3.2.1 O multímetro NOMEX 3.0.0.....	56
3.2.2 Obtenção dos espectros de Raios-X.....	57
3.3 Medições com o conjunto fantoma + espaçadores nos mamógrafos reais.....	60
3.3.1 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X Mo/Mo.....	61
3.3.2 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X Mo/Rh.....	62
3.3.3 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X Rh/Rh.....	62
3.3.4 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X W/Rh.....	62
3.3.5 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X	

W/Ag.....	64
3.3.6 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X W/Al.....	64
3.4 Modelagem dos fantasmas, espaçadores e de alguns equipamentos do mamógrafo no Monte Carlo (MCNPX).....	64
3.4.1 Modelagem dos tubos de Raios-X no Vised.....	65
3.4.1.1 Modelagem do tubo de Raios-X T1.....	65
3.4.1.2 Modelagem do tubo de Raios-X T2, para a tomossíntese.....	67
3.4.2 Modelagem da janela de berílio.....	68
3.4.3 Modelagem dos filtros.....	69
3.4.4 Modelagem dos fantasmas e da placa de suporte.....	70
3.4.5 Modelagem dos espaçadores.....	70
3.5 Medições obtidas na simulação de Monte Carlo (MCNPX).....	70
3.5.1 Obtenções do espectro, do kerma, da dose glandular média e da camada semirredutora na simulação de Monte Carlo (MCNPX).....	70
3.5.2 Obtenções dos espectros na simulação de Monte Carlo (MCNPX).....	74
3.5.3 das camadas semirredutoras na simulação de Monte Carlo (MCNPX).....	75
3.6 Medições com o tubo T1 no MCNPX.....	76
3.6.1 Simulação com a combinação Mo/Mo.....	76
3.6.2 Simulação com a combinação Mo/Rh.....	76
3.6.3 Simulação com a combinação Rh/Rh.....	77
3.6.4 Simulação com a combinação W/Rh.....	77
3.6.5 Simulação com a combinação W/Ag.....	77
3.7 Medições com o tubo T2 no MCNPX.....	77
3.7.1 Simulação com a combinação W/Al.....	78
3.8 Medições obtidas no espectrômetro de Raios-X.....	78
3.9 Medições obtidas com o tubo de Raios-X clínico COMET e o PTW-NOMEX.....	79
Capítulo 4. Resultados e discussões.....	81
4.1 Resultados dos experimentos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX	81
4.1.1 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Mo.....	81
4.1.1.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Mo.....	81
4.1.1.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para	

a combinação anodo/filtro Mo/Mo.....	83
4.1.2 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Rh.....	84
4.1.2.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW- NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Rh.....	84
4.1.2.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Rh.....	85
4.1.3 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Rh/Rh.....	87
4.1.3.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW- NOMEX, para a combinação anodo/filtro Rh/Rh.....	87
4.1.3.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Rh/Rh.....	88
4.1.4 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Rh.....	89
4.1.4.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW- NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Rh.....	89
4.1.4.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Rh.....	91
4.1.5 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Ag.....	92
4.1.5.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW- NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Ag.....	92
4.1.5.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Ag.....	93
4.1.6 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Al.....	94
4.1.6.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW- NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Al.....	94
4.1.6.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Al.....	96
4.2 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo.....	97
4.2.1 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro Mo/Mo.....	98
4.2.1.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro Mo/Mo, no MCNPX...	98
4.2.1.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro Mo/Mo no MCNPX.....	100
4.2.2 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro Mo/Rh, no MCNPX.....	101
4.2.2.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro Mo/Rh, no MCNPX..	101
4.2.2.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro Mo/Rh no MCNPX.....	102

4.2.3 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro Rh/Rh.....	103
4.2.3.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro Rh/Rh, no MCNPX...	104
4.2.3.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro Rh/Rh no MCNPX.....	105
4.2.4 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro W/Rh.....	106
4.2.4.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro W/Rh, no MCNPX....	106
4.2.4.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Rh no MCNPX.....	107
4.2.5 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro W/Ag.....	108
4.2.5.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro W/Ag, no MCNPX...	109
4.2.5.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Ag no MCNPX.....	110
4.2.6 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro W/Al.....	111
4.2.6.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro W/Al.....	111
4.2.6.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Al no MCNPX.....	113
4.3 Resultados obtidos no espectrômetro de Raios-X.....	114
4.3.1 Análise dos espectros obtidos com anodo/filtro W/Rh no espectrômetro.....	114
4.3.2 Análise dos espectros obtidos com anodo/filtro W/Ag no espectrômetro.....	115
4.3.3 Análise dos espectros obtidos com anodo/filtro W/Al no espectrômetro.....	116
4.4 Resultados obtidos no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX.....	117
4.4.1 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Rh no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX.....	118
4.4.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Ag no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX.....	119
4.4.3 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Al no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX.....	119
Capítulo 5 Conclusão.....	121
5.1 Sugestões para trabalhos futuros.....	123
Referências bibliográficas.....	125
Anexo	136
1.Inputs do tubo T1, para a obtenção dos espectros.....	136
1.1 Input da combinação Mo/Mo (26 kV).....	136
1.2 Input da combinação Mo/Rh (26 kV).....	141
1.3 Input da combinação Rh/Rh (26 kV).....	147

1.4 Input da combinação W/Rh (25 kV).....	152
1.5 Input da combinação W/Ag (31 kV).....	159
2. Input do tubo T1, para a obtenção da energia depositada na célula.....	165
2.1 Input da combinação Mo/Mo (26 kVp).....	165
2.2 Input da combinação Mo/Rh (26 kVp).....	169
2.3 Input da combinação Rh/Rh (26 kVp).....	172
2.4 Input da combinação W/Rh (25 kVp).....	176
2.5 Input da combinação W/Ag (31 kVp).....	179
3. Inputs do tubo T2, para a obtenção dos espectros.....	224
3.1 Input da combinação W/Ag (26 kVp).....	225
3.2 Input do tubo T2, para a obtenção da energia depositada na célula.....	238

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 – Anatomia da mama [Fonte: (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013)].....	7
Figura 2.2 – Densidade mamária pela classificação de BIRADS: (a) BIRADS I; (b) BIRADS II; (c) BIRADS III; (d) BIRADS IV [Fonte: OLIVER <i>et al</i> , 2008].....	8
Figura 2.3 – Forma geral do espectro de Raios-X [Fonte: TAUHATA, 2014].....	9
Figura 2.4 – Aparelho mamográfico de Raios-X (SIEMENS, 2021).....	13
Figura 2.5 – Efeito anódico: catodo posicionado no lado da parede torácica. [Fonte: BUSHONG, 2010].....	14
Figura 2.6 – Mamógrafo com os principais componentes, a Distância do Foco de Raios-X ao Objeto (DFO) e a Distância do Foco ao Detector (DFD).....	15
Figura 2.7 – Esquema de tomossíntese de mama digital. O eixo do tubo de Raios-X gira em um arco acima da mama fornecendo dados de projeção [Fonte: RODRIGUES, 2011].....	16
Figura 2.8 – Geometria de aquisição da tomossíntese, na qual o tubo de Raios-X e o receptor de imagem giram sincronizados em torno de um ponto central fixo [Fonte: DOBBINS III <i>et al</i> , 2003].....	17
Figura 2.6 – Geometria de tomossíntese, na qual o isocentro é movimentado, e o receptor de imagem é estacionário. [Fonte: (DOBBINS III <i>et al</i> , 2003)].....	18
Figura 2.10 – Imagens de projeções adquiridas através da mama em diferentes ângulos são reconstruídas em fatias [Fonte: RODRIGUES <i>et al.</i> , 2016)].....	20
Figura 2.11 – Esquema de simulação radiográfica no MCNPX com o comando TIR [Fonte: SHORES, <i>et al.</i> , 2011].....	34

Figura 2.12 – <i>Visual Editor (Vised)</i>	37
Figura 2.13 – Configuração do conjunto que envolve fantoma e espaçadores no mamógrafo.....	42
Figura 2.14 – Espectrômetro de Raios-X (Fonte: Manual da Amptek Inc., Bethesda, 2011)..	43
Figura 2.15 – Mini-tubo de Raios-X (Fonte: Manual da Amptek Inc., Bethesda, 2011.).....	44
Figura 3.1 – Fantoma de dimensões 18 cm x 24 cm x 0,5 cm, nas visões (a) frontal e (b) lateral.....	46
Figura 3.2 – Fantoma de dimensões 18 cm x 24 cm x 1,0 cm, nas visões (a) frontal e (b) lateral.....	46
Figura 3.3 – Fantoma de dimensões 18 cm x 24 cm x 2,0 cm, nas visões (a) frontal e (b) lateral.....	46
Figura 3.4 – Disposição dos pontos no fantoma de PMMA, para a análise do coeficiente de atenuação linear.....	47
Figura 3.5 – Curva da carga em função da espessura do fantoma de PMMA.....	47
Figura 3.6 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 1 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.....	48
Figura 3.7 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 2 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.....	48
Figura 3.8 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 5 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.....	49
Figura 3.9 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 10 mm de espessura, nas visões (a) frontal e	

(b) lateral.....	49
Figura 3.10 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 15 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.....	49
Figura 3.11 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 20 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.....	47
Figura 3.12 – Multímetro NOMEX 3.0.0.....	51
Figura 3.13 – O <i>Software</i> NOMEX 3.0.0.....	51
Figura 3.14 (a) – Tela inicial do Simulador <i>Siemens X-ray toolbox</i> [Fonte: SIEMENS, 2014], para a mamografia.....	53
Figura 3.14 (b) – Tela do Simulador <i>Siemens X-ray toolbox</i> [Fonte: SIEMENS, 2014] para a mamografia, apresentando o espectro, dados relacionados ao kerma, HVL, entre outros.....	53
Figura 3.15 – Mamógrafo <i>GE Essential 3000</i> , fabricado pela <i>General Electric</i>	55
Figura 3.16 – Mamógrafo com o anodo/filtro Mo/Mo, e os seguintes componentes: três fantomas, que juntos somam 4,5 cm de espessura; acima da bandeja da compressão, está o multímetro NOMEX.....	55
Figura 3.17 – Mamógrafo <i>Selenia Dimensions</i> , fabricado pela Hologic (OLIVEIRA <i>et al</i> , 2012).....	56
Figura 3.18 – Visão frontal da disposição dos equipamentos no mamógrafo <i>Selenia Dimensions</i> . De cima para baixo, são mostrados: o multímetro NOMEX; a bandeja de compressão; os espaçadores; e os fantomas.....	57
Figura 3.19 – Tubo de Raios-X T1, modelado no Vised.....	59

Figura 3.20 – Visão em 3D do tubo de Raios-X T1, modelado no Vised.....	60
Figura 3.21 – Tubo de Raios-X T2 para a combinação tungstênio/alumínio, modelado no <i>Vised</i>	61
Figura 3.22 – Visão em 3D do tubo T2 para a combinação tungstênio/alumínio, modelado no <i>Vised</i>	61
Figura 3.23 – Janela de berílio (Be) modelada no <i>Vised</i>	62
Figura 3.24 – Filtro modelado no <i>Vised</i>	62
Figura 3.25 – Fantoma modelado no Vised (em laranja) e a placa de suporte (imediatamente abaixo do fantoma).....	63
Figura 3.26 – Espaçadores modelados no <i>Vised</i> (quatro unidades no total).....	63
Figura 3.27 – Todos os equipamentos de mamografia modelados no Vised, para a obtenção da DGM, na tomossíntese.....	67
Figura 3.28 – Todos os equipamentos de mamografia modelados no <i>Vised</i> , para a obtenção do espectro.....	68
Figura 3.29 – Disposição dos acessórios usados para as medições com o espectrômetro.....	71
Figura 3.30 – Disposição dos acessórios usados para as medições com o espectrômetro, o tubo de Raios-X COMET e o detector PTW-NOMEX.....	72
Figura 4.1 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, para a combinação Mo/Mo, obtida no mamógrafo.....	74
Figura 4.2 – Comparação dos espectros de Mo/Mo obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.....	75

Figura 4.3 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, para a combinação Mo/Rh, obtida no mamógrafo.....	77
Figura 4.4 – Comparação dos espectros de Mo/Rh obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.....	78
Figura 4.5 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, para a combinação Rh/Rh, obtida no mamógrafo.....	79
Figura 4.6 – Comparação dos espectros de Rh/Rh obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.....	80
Figura 4.7 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, para a combinação Rh/Rh, obtida no mamógrafo.....	82
Figura 4.8 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 25 kVp, (b) 26 kVp, (c) 28 kVp e (d) 31 kVp.....	82
Figura 4.9 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, para a combinação W/Rh, obtida no mamógrafo.....	84
Figura 4.10 – Comparação dos espectros de W/Ag obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 31 kVp e (b) 33.....	85
Figura 4.11 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, para a combinação W/Al, obtida no mamógrafo.....	87
Figura 4.12 – Gráfico da dose glandular média em relação ao ângulo, para a combinação de W/Al, para diferentes espessuras de fantomas de PMMA.....	88
Figura 4.13 – Comparação dos espectros de W/Al obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.....	89

Figura 4.16 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, obtidas no MCNPX para a combinação Mo/Mo.....	91
Figura 4.17 – Comparação dos espectros de Mo/Mo obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.....	92
Figura 4.18 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, obtidas no MCNPX para a combinação Mo/Rh.....	94
Figura 4.19 – Comparação dos espectros de Mo/Rh obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.....	97
Figura 4.20 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, obtidas no MCNPX para a combinação Rh/Rh.....	95
Figura 4.21 – Comparação dos espectros de Rh/Rh obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.....	97
Figura 4.22 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, obtidas no MCNPX para a combinação W/Rh.....	99
Figura 4.23 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 25 kVp, (b) 26 kVp, (c) 28 kVp e (d) 31kVp.....	100
Figura 4.24 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, obtidas no MCNPX para a combinação W/Ag.....	101
Figura 4.25 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 31 kVp e (b) 33 kVp.....	102
Figura 4.26 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, para a combinação W/Al, obtidas no MCNPX, para (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.....	104

Figura 4.27 – Comparação dos espectros de W/Al obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.....	105
Figura 4.28 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos no espectrômetro, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 25 kVp, (b) 26 kVp, (c) 28 kVp e (d) 31 kVp.....	106
Figura 4.29 – Comparação dos espectros de W/Ag obtidos no espectrômetro, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 31 kVp e (b) 33 kVp.....	107
Figura 4.30 – Comparação dos espectros de W/Al obtidos no espectrômetro de Raios-X, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.....	108
Figura 4.31 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos com o conjunto tubo COMET e o detector NOMEX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 25 kVp, (b) 26 kVp, (c) 28 kVp e (d) 31 kVp.....	109
Figura 4.32 – Comparação dos espectros de W/Ag obtidos no conjunto tubo COMET e NOMEX , produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 31 kVp e (b) 33 kVp.....	110
Figura 4.33 – Comparação dos espectros de W/Al obtidos no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.....	111

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Valores de HVL, em milímetros de Al, para cada combinação anodo/filtro e voltagem em kVp.....	24
Tabela 2.2 – Valores do fator g, separados por espessura de PMMA, espessura de mama equivalente (para espaçadores), glandularidade e valores de HVL, para qualquer combinação anodo/filtro.....	24
Tabela 2.3 – Espessuras de mama e glandularidades adicionais utilizadas no modelo de mama cilíndrica.....	25
Tabela 2.4 – Valores do fator s, separados pelos materiais do alvo e do filtro e pela espessura do material do filtro.....	25
Tabela 2.5 – Valores do fator s, separados por espessura de PMMA e espessura de mama equivalente (para espaçadores), para o filtro de Al de 0,5 mm.....	25
Tabela 2.6 – Valores do fator s, separados por espessura de PMMA e espessura de mama equivalente (para espaçadores), para o filtro de Al de 0,7 mm.....	26
Tabela 2.7 – Valores máximos de DGM para diferentes espessuras de mama equivalentes (IAEA, 2011).....	26
Tabela 2.8 – Valores do fator t, separados por espessura de PMMA, espessura de mama equivalente (para espaçadores), glandularidade e ângulos em graus, variando entre 5° e 10°, para a tomossíntese.....	28
Tabela 2.9 – Valores do fator T, separados por espessura de PMMA, espessura de mama equivalente (para espaçadores), glandularidade e ângulos em graus, variando entre 5° e 10°, para a tomossíntese.....	28
Tabela 2.10 – Recomendações para interpretação do erro relativo R (PELLOWITZ, ^{XX}).....	

2011).....	31
Tabela 2.11 – Espessuras de mama e glandularidades adicionais utilizadas no modelo de mama cilíndrica (IAEA, 2011).....	34
Tabela 2.12 – Limites aceitáveis e adequados para a Dose Glandular Média (IAEA, 2011).....	43
Tabela 3.1 – Materiais que podem ser usados no tubo de Raios-X para o anodo e o filtro, conforme a patente 5375158 (1994).....	59
Tabela 3.2 – materiais que podem ser usados no tubo de Raios-X T2 para o anodo e o filtro, conforme a patente 3610984 (1971).....	60
Tabela 4.1 – Resultados obtidos para o kerma, a DGM, e outros dados. Estes se referem à combinação Mo/Mo, no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.....	68
Tabela 4.2 – Resultados obtidos para o kerma, a HVL, e outros dados. Estes se referem à combinação Mo/Rh no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.....	76
Tabela 4.3 – Resultados obtidos para o kerma, a HVL, e outros dados. Estes se referem à combinação Rh/Rh, no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.....	79
Tabela 4.4 – Resultados obtidos para o kerma, a HVL, e outros dados. Estes se referem à combinação W/Rh, no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.....	81
Tabela 4.5 – Resultados obtidos para o kerma, a DGM, e outros dados. Estes se referem à combinação W/Ag.....	84
Tabela 4.6 – Resultados obtidos para o kerma, a DGM, e outros dados. Estes se referem à combinação W/Al, no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.....	86
Tabela 4.7 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados,	

simulado no MCNPX para a combinação Mo/Mo.....91

Tabela 4.8 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação Mo/Rh.....93

Tabela 4.9 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação Rh/Rh.....96

Tabela 4.10 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação W/Rh.....99

Tabela 4.11 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação W/Ag.....101

Tabela 4.12 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação W/Al.....103

LISTA DE SIGLAS

- ACR** – *American College of Radiology* (Colégio Americano de Radiologia)
- BIRADS** – *Breast Imaging Reporting and Data System* (Relatório e sistema de dados da imagem da mama)
- CC** – Crânio-Caudal
- CM** – Câncer de mama
- CT** – *Computer Tomography* (Tomografia Computadorizada)
- DBT** – *Digital breast tomosynthesis* (Tomossíntese mamária digital)
- D_gN** – Dose Glandular média Normalizada.
- FFDM** – *Full-field digital mammography* (Mamografia digital de campo total)
- HVL** – *Half Value Layer* (Camada semirredutora)
- kVp** – Pico de quilovoltagem
- MC** – Monte Carlo
- DGM** – Dose Glandular Média
- MLO** – Médio Lateral Oblíqua
- Mo/Mo** – Molibdênio/Molibdênio
- Mo/Rh** – Molibdênio/Ródio
- Rh/Rh** – Ródio/Ródio
- W/Rh** – Tungstênio/Ródio
- W/Ag** – Tungstênio/Prata
- W/Al** – Tungstênio/Alumínio
- OMS** – Organização Mundial da Saúde
- PE** – Polietileno
- PMMA** – Polimetilmetacrilato
- RGD** – *Relative Glandular Dose* (Coeficiente relativo de dose glandular)
- ROI** – Region Of Interest (região de interesse dentro de uma imagem)
- SC** – *Subject Contrast* (Contraste objeto)
- SDNR** – *Signal Difference to Noise Ratio* (Razão diferencial sinal-ruído)
- SFM** – *Screen film mammography* (mamografia tela-filme)
- SPR** – *Scatter-to-Primary Ratio* (Razão entre a radiação primária e a espalhada)

Capítulo 1

Introdução

O câncer de mama (CM) é o tipo de câncer que mais acomete as pessoas no mundo, depois do de pulmão, respondendo por aproximadamente 1,7 milhões de casos (FERLAY et al., 2013), especialmente nas mulheres. As estimativas do INCA para o biênio 2018-2019 apontam a ocorrência de aproximadamente de 59.700 novos casos de câncer de mama no Brasil, ou seja, um risco estimado de 56,33 casos a cada 100 mil mulheres (MINISTÉRIO DA SAÚDE – INCA, 2018). No Brasil, as taxas de mortalidade por CM continuam elevadas, devido ao diagnóstico da doença em estágios avançados. Alguns dos fatores de risco para os casos de CM são o envelhecimento e o histórico familiar (MINISTÉRIO DA SAÚDE – INCA, 2018).

No intuito de modificar esse cenário, o controle do câncer de mama tem sido uma das prioridades na agenda da Política Nacional de Saúde do Brasil. Assim, o Ministério da Saúde, por meio da publicação “Diretrizes para a Detecção precoce de Câncer de Mama no Brasil”, recomenda a identificação da doença em estágios iniciais por intermédio das estratégias de detecção precoce, pautadas nas ações de rastreamento e diagnóstico. Assim, a mamografia tem sido o procedimento adotado para a detecção precoce do CM por ser um meio de diagnóstico de custo moderado e porque tem demonstrado ser uma técnica eficaz (MINISTÉRIO DA SAÚDE – INCA, 2012).

Uma das primeiras técnicas da mamografia foi a radiografia computadorizada (CR), a qual empregam-se placas de imagem reutilizáveis, juntamente com uma associação de *hardware* e *software* para adquirir e exibir radiografias de projeção digital. Atualmente, utiliza-se uma aquisição digital de imagens por meio da radiografia digital (DR). No entanto, esta técnica adquire apenas uma projeção 2D de um objeto tridimensional, mantendo a sobreposição de tecidos. Potencialmente, a contribuição mais importante da mamografia digital é a sua flexibilidade, a qual permite o desenvolvimento de métodos de imagem que podem resolver algumas das limitações envolvidas, entre elas o borramento da imagem (geralmente, causada pelo movimento do paciente durante o disparo). Por conta da perda de informação em 3D, dois novos métodos de imagem foram desenvolvidos na tomografia computadorizada: o dedicado à mama (CT de mama) e a tomossíntese mamária digital (DBT).

Na CT dedicada à mama, a paciente é deitada com o abdômen voltado para uma mesa

posicionada na horizontal, e a mama posicionada em uma abertura. Desta forma, não há a necessidade de comprimi-las. Abaixo da mesa, existe uma fonte de Raios-X e um detector de tela plana, que rodam em torno da mama. O feixe de raios X é colimado para obter-se um formato correspondente à metade de um cone (RODRIGUES, 2016).

A tomossíntese de mama é uma técnica que apresenta imagens pseudo tomográficas, através da aquisição de um número limitado de projeções, a partir de um intervalo angular, gerando imagens 3D. Na DBT, a aquisição geométrica é semelhante à usada em mamografia, com a diferença que o tubo de Raios-X é rotacionado em um plano ao redor da mama comprimida (pode permanecer estático, isto é, posicionado a 0° , ou ser ajustado para diferentes ângulos). Assim, uma série de imagens é adquirida, sendo uma em cada posição do tubo de Raios-X. Processa-se uma série de projeções adquiridas por um algoritmo de reconstrução. Este recurso utiliza as diferentes localizações das projeções no mesmo tecido, para o cálculo da sua posição vertical, e posterior estimação da distribuição 3D dos tecidos. CHAWLA e colaboradores (CHAWLA et al., 2009) afirma que para a otimização da tomossíntese, é importante delinear o papel de cada um dos componentes que influenciam a qualidade da imagem, investigando o efeito da interdependência daqueles sobre o desempenho geral do sistema.

No controle de qualidade para mamografia de Raios-X, não há protocolos padrão para a dosimetria de imagens mamárias em 3D, juntamente com uma considerável saída na espectrometria de Raios-X (RODRIGUES, 2016). Sendo assim, o conhecimento do espectro de Raios-X é essencial para a avaliação da qualidade de imagem e dose glandular. A medição dos espectros a partir dos tubos de Raios-X na mamografia é uma tarefa difícil, por causa da baixa energia e do alto fluxo de fótons produzidos. Além disso, mensurar diretamente o espectro não é um processo prático em uma clínica de radiodiagnóstico, porque alguns equipamentos não permitem o aumento da distância ponto focal-detector e as baixas correntes no anodo, para a diminuição das altas intensidades da radiação emitida (ZHANG, et al., 2009).

Além disso, é necessário avaliar a Dose Glandular Média (DGM) usando-se polimetilmetacrilato (PMMA), que simula uma mama média. DUARTE (2012) utilizou um fantoma de PMMA de 4,5 cm para simular uma mama e verificar, por meio das diferentes combinações de kVp, mAs e anodo/filtro, quais delas se adequam aos critérios mínimos de visualização estabelecidos, utilizando-se uma menor dose, por meio de algumas combinações anodo/filtro, como Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. O fantoma de mama permite avaliar a qualidade da imagem em termos de contraste, além de verificar a adequação dos níveis de exposição.

OLIVEIRA et al. (2014) realizou um teste de qualidade da imagem através de dois diferentes objetos simuladores: o Phantom Mama, indicado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, e o CDMAM, específico para equipamentos digitais. Todas as imagens obtidas foram avaliadas e os resultados foram comparados com os valores de referência estabelecidos. Adicionalmente, foram obtidos a DGM e a camada semirredutora (HVL) do feixe de Raios-X, utilizando-se um detector de estado sólido no sistema DR do mamógrafo *Hologic Selenia Dimensions*. Para o alcance dos objetivos, utilizaram-se o Controle Automático de Exposição (CAE) do equipamento e placas de PMMA com espessuras variando de 20 a 70 mm, posicionadas sobre o suporte da mama. Para representar mamas de diferentes atenuações, também foram utilizados espaçadores de PMMA de 1, 2, 5, 10 e 20 mm sobre as placas. Todos os valores de tensão (kVp), carga (mAs) e composição anodo/filtro utilizados foram registrados para cada espessura.

A Modelagem por Monte Carlo (MC) destina-se ao estudo das diferentes aplicações das radiações ionizantes, conhecidos como códigos de propósitos gerais, e suas aplicações estendem-se para as áreas médica e industrial. Entre os códigos que utilizam a técnica de MC, destacam-se: EGS4, PENELOPE, GEANT, e MCNP. As simulações na ferramenta desempenham um papel fundamental na avaliação da dose e otimização de configurações de exposição, tanto na mamografia quanto na tomossíntese mamária (BAPTISTA et al., 2015). Além disso, as simulações na ferramenta possuem as seguintes vantagens (SALVAGININI et al., 2012): fornecimento de informações sobre a distribuição espacial; a energia dos fótons espalhados no processo de formação da imagem. As desvantagens do código são: as dificuldades de especificar alguns componentes de um sistema e sua geometria; a definição dos meios espalhadores (composição física exata); e os extensos requisitos de validação.

GHOLAMKAR et al. (2016) utilizou o código MCNP para modelar o mamógrafo digital *Planmed Nuance*, que é equipado com um detector de selênio amorfo. Para isso, foram utilizados diferentes materiais de anodo/filtro, como molibdênio-ródio (Mo/Rh), molibdênio-molibdênio (Mo/Mo), tungstênio-estanho (W/Sn), tungstênio-prata (W/Ag), tungstênio-paládio (W/Pd), tungstênio-alumínio (W/Al), tungstênio-molibdênio (W/Mo), molibdênio-alumínio (Mo/Al), tungstênio-ródio (W/Rh), ródio-alumínio (Rh/Al) e ródio-ródio (Rh/Rh). O objetivo foi a simulação dos espectros relacionando o fluxo de fótons e a energia. A faixa de voltagem do tubo de Raios-X variou entre 24 e 34 kVp, com intervalos de 2 kVp. Os espectros tiveram uma boas conformidades em uma faixa de feixe de Raios-X de baixa energia (10-35 keV), isto é, não houve significativas diferenças percentuais entre os gráficos do autor e as referências.

RODRIGUES (2016) fez simulações no código de Monte Carlo por meio do código MCNPX, usando características reais de um sistema de tomossíntese mamária, com os seguintes objetivos: avaliar o efeito produzido por diferentes espectros de Raios-X incidentes no tecido mamário e no tecido maligno; formar as imagens das mamas; finalmente, analisar a dose depositada. Esse autor recomendou a substituição da combinação anodo/filtro de Mo/Mo desenvolvida no tubo de Raios-X simulado por outras combinações utilizadas nas novas tecnologias, tais como W/Al e W/Ag.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é a obtenção da DGM, do kerma e dos espectros para as combinações anodo/filtro mais usuais na mamografia, a saber: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag e W/Al. Assim, foram necessários três ambientes para os experimentos serem verificados, a saber: clínico, metrológico e simulado.

No ambiente clínico, foram feitas medições nos mamógrafos das clínicas especializadas em mamografia utilizando-se algumas ferramentas, tais como: um detector de estado sólido; fantomas e espaçadores de PMMA. O detector fez-se necessário para a medição do kerma, em mGy, para posterior obtenção da DGM, das grandezas associadas, e dos espectros para as combinações anodo/filtro. Adicionalmente, obteve-se a HVL, que é um dado adicional fornecido pelo detector de estado sólido. Já os espectros foram obtidos por meio do espectrômetro da SIEMENS, que será explicado com mais detalhes no subitem 3.2.2.

No ambiente metrológico, foram feitas medições das grandezas mencionadas anteriormente, utilizando-se um tubo de Raios-X clínico, um detector de estado sólido, fantomas e espaçadores de PMMA. O detector realizou as mesmas funções do ambiente clínico, e a posterior visualização dos espectros ocorreu através do espectrômetro da SIEMENS.

Finalmente, para o ambiente simulado, utilizou-se o Método de Monte Carlo para a modelagem de um tubo de Raios-X (que representou um mamógrafo) baseando-se nos desenhos de algumas patentes, bem como da janela de berílio e dos filtros atenuadores de radiação. Além disso, modelaram-se os fantomas e espaçadores de PMMA, o suporte do mamógrafo e os detectores de radiação para obterem-se a DGM, as grandezas associadas, a Dose Glandular Normalizada (conforme recomendações de WU et al. (1991)), e os espectros para as combinações anodo/filtro.

Após o estudo, os resultados foram comparados com a literatura, para efeito de

validação.

1.2 MOTIVAÇÃO

Devido ao aumento do número de casos de câncer de mama no Brasil, é indispensável desenvolverem-se novas técnicas de detecção, através da mamografia. Para isso, o conhecimento do espectro de Raios-X é essencial para a avaliação da dose glandular (ZHANG et al., 2009). A medição dos espectros a partir dos tubos de Raios-X continua a ser uma tarefa difícil devido à baixa energia dos Raios-X medidos e ao alto fluxo de fótons produzidos. Muitos autores utilizam espectros de Raios-X simulados a partir de modelos empíricos ou semiempíricos, a partir de interpolações e equações matemáticas. Esses estudos são bastante limitados para aprovação, pois não apresentam a mesma distribuição de Raios-X de *Bremsstrahlung* e intensidade dos Raios-X Característicos, para a mesma tensão no tubo (AY et al., 2004). Consequentemente, os coeficientes de dose glandular normalizada podem superestimar ou subestimar a dose de radiação na mama. Por isso, são necessários fantasmas e espaçadores de PMMA para a obtenção da DGM e das grandezas associadas, de modo que apresentem previamente a dose de radiação que a paciente provavelmente irá receber durante o exame, num ambiente clínico. Da mesma forma, o ambiente metrológico possui características que podem substituir um mamógrafo para vários materiais atenuadores de radiação, gerando assim resultados semelhantes com respeito à DGM, ao kerma e aos espectros. Além disso, as simulações que utilizam o Método de Monte Carlo podem ser bastante eficientes para o alcance dos objetivos num ambiente simulado. A razão é que, devido à sua praticidade e oportunidade, pode-se poupar os trabalhadores e pesquisadores que estariam sujeitos às exposições durante os ensaios na sala de mamografia, a fim de gerar-se resultados satisfatórios.

Capítulo 2

Revisão da Literatura

No presente capítulo serão abordados os conceitos necessários para a compreensão dos procedimentos adotados neste trabalho, os quais são relacionados à radiação no tecido mamário.

2.1 Estrutura da Mama

As mamas são órgãos pares situados na parede anterior do tórax sobre os músculos da Grande Peitoral. Recobertas por pele, estendem-se até a região da axila, prolongando-se. Na parte externa, cada mama apresenta em sua região central uma aréola e uma papila. Na papila mamária ou mamilo, exteriorizam-se 15 a 20 orifícios ductais, que correspondem às vias de drenagem das unidades funcionais, que são os lobos mamários (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002 b).

A mama é formada por tecido glandular, tecido fibroso e tecido adiposo ou gorduroso (Figura 2.1). O tecido glandular consiste nos conjuntos de dutos e lóbulos. O tecido fibroso é a parte que une os lóbulos ao tecido adiposo e serve para dar sustentação ao tecido glandular. O tecido adiposo preenche o intervalo entre os lobos e sua quantidade varia com as características físicas, estado nutricional e idade da mulher.

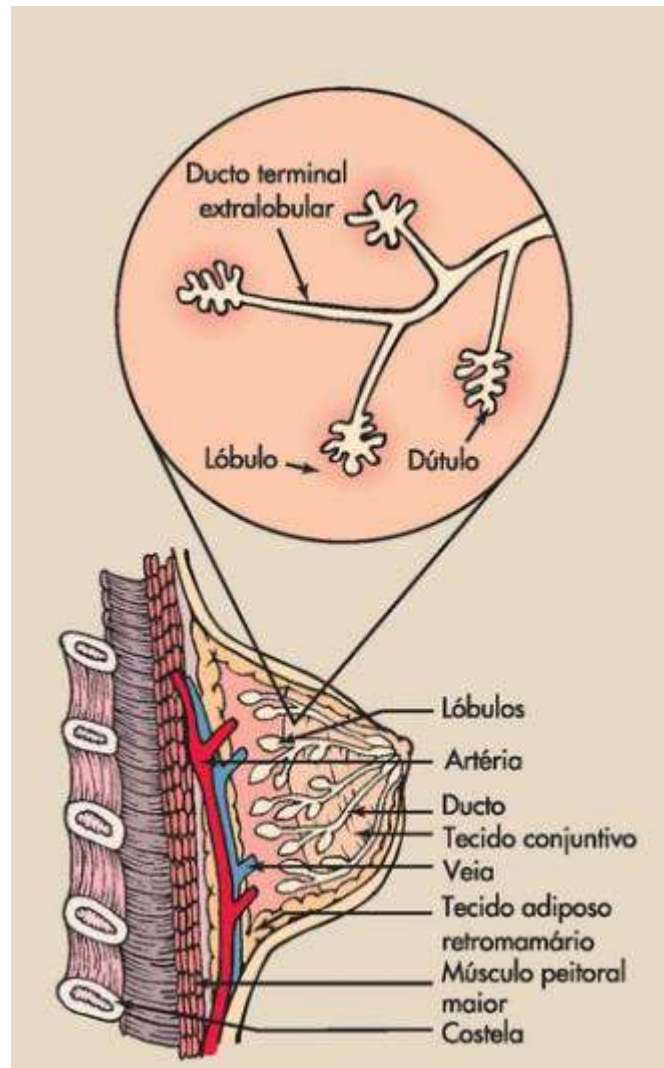


Figura 2.1 – Anatomia da mama [fonte: (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013)].

As mulheres mais jovens apresentam mamas com maior quantidade de tecido glandular, tornando esses órgãos mais densos e firmes. Próximo à fase de menopausa, o tecido mamário é progressivamente substituído por um gorduroso. No período de pós-menopausa, o tecido é preenchido com gordura e resquícios daquele setor glandular (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002 b).

A densidade mamária é avaliada através da mamografia. É expressa como a porcentagem da mama que é ocupada por tecido radiologicamente denso. A aparência radiográfica da mama em uma mamografia varia entre as mulheres, refletindo as variações de composição e características de atenuação de Raios-X no tecido mamário. A gordura é radiologicamente translúcida, aparecendo escura em uma mamografia. Os tecidos conjuntivos e epiteliais são radiologicamente densos, e aparecem iluminados (BOYD et al., 2010).

O Colégio Americano de Radiologia (*American College of Radiology – ACR*), por

meio do sistema BIRADS (*Breast Imaging Reporting and Data System*), descreve quatro categorias de densidade de mama, conforme os aumentos relativos no valor dos níveis de tecido fibroglandular (OLIVER et al., 2008). Estes são:

- a) BIRADS I: a mama é quase inteiramente adiposa. O tecido glandular é menor do que 25%;
- b) BIRADS II: existe tecido fibroglandular disperso, variando de 25% a 50% do tecido mamário;
- c) BIRADS III: a mama é heterogeneamente densa. O tecido fibroglandular varia de 51% a 75% do tecido mamário;
- d) BIRADS IV: a mama é extremamente densa. A mama contém mais de 75% de tecido glandular e fibroso.

As figuras 2.2 (a), (b), (c) e (d) ilustram a classificação da densidade mamária.

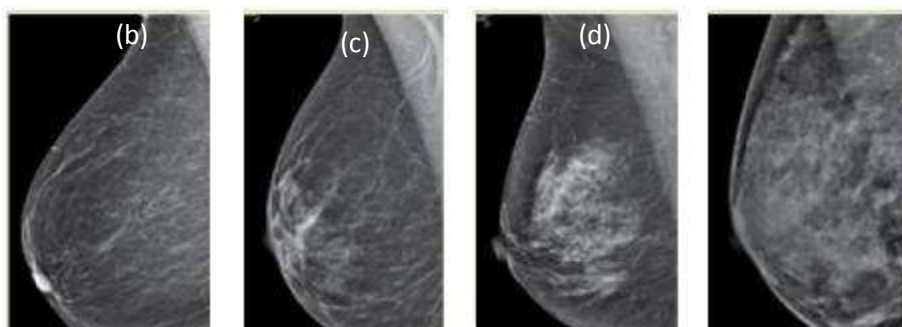


Figura 2.2 – Densidade mamária pela classificação de BIRADS: (a) BIRADS I; (b) BIRADS II; (c) BIRADS III; (d) BIRADS IV [Fonte: OLIVER et al., 2008].

2.2 Produção de Raios-X

Os Raios-X podem ser produzidos por inúmeros métodos diferentes, tais como sincrotron e canalização de fontes. No entanto, a tecnologia de produção de Raios-X comumente utilizada na grande maioria dos departamentos de radiologia em todo o mundo é o tubo de Raios-X padrão, que emite radiações de *Bremsstrahlung* e Raios-X Característicos (BOONE, 2009).

Em um tubo de Raios-X, uma pequena parte dos elétrons incidentes sobre o alvo (anodo) aproxima-se dos núcleos atômicos, podendo perder de uma única vez uma fração considerável de sua energia cinética. Assim, é emitido um fóton de Raios-X, ou seja, um fóton é produzido quando um elétron sofre uma desaceleração brusca. A radiação gerada dessa

maneira é conhecida como radiação de freamento ou *Bremsstrahlung*. Os fótons de Raios-X podem ter qualquer energia, desde valores próximos de zero até um valor máximo, determinado pela energia do elétron incidente. Portanto, há produção de um espectro contínuo de Raios-X (OKUNO et al., 1986).

Os Raios-X Característicos resultam da interação de elétrons incidentes com elétrons orbitais dos átomos do alvo. Caso ocorra, durante uma interação, a remoção do elétron das camadas mais internas do átomo, a vacância será preenchida por um elétron da camada mais externa. Durante a transição do elétron da camada externa para a interna, haverá a produção de um fóton de Raios-X. A energia deste representa exatamente a diferença entre níveis de energia externa e interna dos elétrons orbitais (OKUNO et al., 1986).

A Figura 2.3 ilustra a forma geral de um espectro de emissão de Raios-X.

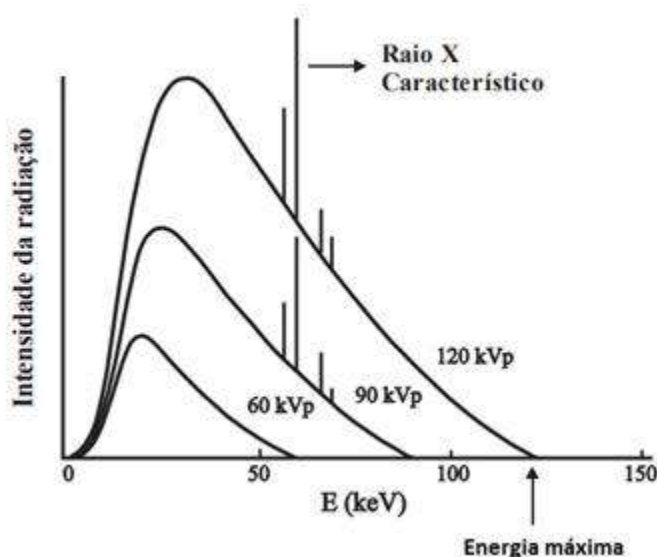


Figura 2.3 – Forma geral do espectro de Raios-X [Fonte: (TAUHATA, 2014)].

2.3 Interação da radiação com a matéria

Os Raios-X interagem com a matéria de diversas maneiras. Interações em geral podem resultar na deposição local de energia. Em alguns casos os Raios-X espalhados, característicos, ou uma aniquilação de fótons, podem surgir depois de uma interação inicial. Os principais processos de interação da radiação eletromagnética com a matéria, isto é, dos fótons de Raios-X e gama com a matéria, são: o efeito fotoelétrico; o espalhamento Rayleigh; o espalhamento Compton; e a produção de pares.

2.3.1 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, o fóton é absorvido por um átomo, e um de seus elétrons orbitais é ejetado. Deste modo, a energia inteira do fóton é primeiramente absorvida pelo átomo e então toda sua energia é transferida para o elétron atômico. Se o elétron é ligado ao átomo com energia de ligação E_{BE} , em eV, e a energia do Raio X incidente é dada por E_0 (também medida em eV), a energia cinética T do fotoelétron emitido ou rejeitado é, em joules (BOONE, 2009):

$$T = E_0 - E_{BE} \quad (2.1)$$

Se a energia do Raio X incidente é menor do que a energia de ligação do elétron ($E_0 < E_{BE}$), a interação fotoelétrica com esse elétron é energeticamente inviável e não ocorrerá. Quando $E_0 = E_{BE}$, a interação fotoelétrica é mais provável, e a probabilidade de interação diminui com o aumento de E_0 . O Efeito Fotoelétrico ioniza o átomo e portanto, e o fotoelétron ejetado pode prosseguir para ionizar os átomos adicionais no meio (BOONE, 2009).

Após o elétron ser removido de uma camada do átomo, a vacância resultante é preenchida por meio de um rearranjo eletrônico. O excesso de energia, devido a esse processo, é liberado na forma de Raios-X Característicos ou de elétrons Auger. A probabilidade de ocorrência do Efeito Fotoelétrico é maior para fótons incidentes de baixa energia e para materiais de alto número atômico Z (ATTIX, 1986).

2.3.2 Espalhamento Rayleigh

O Espalhamento Rayleigh envolve o espalhamento elástico (coerente) dos Raios-X por elétrons atômicos. Desta forma, não ocorre a ionização e a energia dos Raios-X espalhados são idêntica à dos incidentes. Não há troca de energia dos Raios-X para o meio. O fóton é geralmente redirecionado por meio de um pequeno ângulo (ATTIX, 1986). O espalhamento coerente envolve principalmente Raios-X de baixa energia, que contribuem pouco para as imagens radiográficas (BUSHONG, 2010).

2.3.3 Espalhamento Compton

O Espalhamento Compton envolve o espalhamento incoerente de um fóton por um

elétron atômico. Esse processo ocorre onde a energia do fóton de Raios-X é muito maior do que a energia de ligação do elétron atômico. No espalhamento Compton, um fóton de Raios-X incidente de energia E_0 é espalhado por um meio, e os produtos da interação incluem um fóton de Raios-X espalhado de energia E_1 , medida em eV, um elétron de energia T , medida em joules, e um átomo ionizado. A relação entre a fração de energia perdida e o ângulo de espalhamento θ é definida na equação 2.2:

$$\frac{E_1}{E_0} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (2.2)$$

onde $\alpha = \frac{E_0}{m_0c^2} = \frac{E_0}{511 \text{ keV}}$ e m_0c^2 é a massa de repouso do elétron, que vale 511 keV.

Os Raios-X espalhados podem ser defletidos em qualquer direção, incluindo 180 graus com a direção da radiação X incidente. Os Raios-X que são espalhados no sentido contrário ao do feixe incidente são chamados de radiação retroespalhada, portanto estes não fornecem informações úteis na radiografia. Isto é, eles produzem uma densidade óptica uniforme no filme radiográfico e uma intensidade uniforme sobre a radiografia digital, resultando em um contraste da imagem reduzido (BUSHONG, 2010).

2.3.4 Produção de pares

Se os Raios-X incidentes tem energia suficiente, podem escapar da interação com elétrons e chegar próximos do núcleo do átomo, de forma a serem influenciados pela força do campo nuclear. A interação entre os Raios-X e o campo nuclear faz com que o fóton desapareça, dando lugar a dois elétrons, um positivamente carregado (pósitron) e outro negativamente carregado. Cada um desses elétrons possui energia maior que 1,02 MeV. Esse processo chama-se de produção de pares (BUSHONG, 2010).

2.4 Atenuação dos Raios-X

Quando um feixe de Raios-X passa através da matéria, existe a probabilidade de um fóton individual ser transmitido, absorvido ou espalhado.

O fóton transmitido passa através da matéria inalterado, como radiação primária. O fóton absorvido transfere para a matéria toda sua energia. Já fóton espalhado é desviado em

uma nova direção sem perda de energia transferida para a matéria, podendo deixar o material como radiação secundária (ALLISY ROBERTS et al., 2007).

A imagem dos Raios-X é formada por fótons espalhados e transmitidos. Aqueles que são absorvidos ou espalhados representam a atenuação pela matéria. Portanto, a atenuação é a remoção dos fótons de um feixe de Raios-X que passa através da matéria. Se o feixe é estreito, isto é, monoenergético (com a mesma energia), e se durante a transmissão não existem fótons espalhados, o número N de fótons que são transmitidos através de uma lâmina fina de material de espessura x é:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.3),$$

onde μ é o coeficiente de atenuação no meio para fótons (coeficiente de atenuação linear, neste caso), em cm^{-1} , e N_0 representa o número de fótons incidentes no material.

A probabilidade de um fóton atravessar uma lâmina de espessura x sem interagir é dada por $e^{-\mu x}$. Esta probabilidade é o produto das probabilidades para que o fóton não interaja por qualquer um dos processos de interação. Na radiografia diagnóstica, μ é escrito como:

$$\mu = \sigma_p + \sigma_c \quad (2.4),$$

onde σ_p e σ_c representam a atenuação por absorção fotoelétrica e o espalhamento Compton, respectivamente, e ambos são medidos em $\text{cm}^2/\text{átomo}$.

Os coeficientes de atenuação variam com a energia dos Raios-X e com o número atômico do absorvedor. Os coeficientes de atenuação linear também dependem da densidade do absorvedor. Os coeficientes de atenuação em massa não variam com a densidade do meio, e são obtidos pela razão entre os coeficientes de atenuação linear e a densidade ρ do meio atenuante (BAPTISTA et al., 2015).

A espessura de uma lâmina do material necessária para reduzir a intensidade de um feixe de Raios-X para metade de seu valor inicial define a *Half Value Layer* – HVL (ou camada semirredutora). O HVL de um feixe de Raios-X monoenergético em qualquer meio é:

$$\text{HVL} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (2.5)$$

onde $\ln 2 = 0,693$ e μ é o coeficiente de atenuação linear total do meio para fótons em um

feixe, em cm^{-1} (HENDEE et al., 2002).

Os feixes de Raios-X em radiologia são tipicamente polienergéticos. A HVL, usualmente medido em milímetros de alumínio (mm Al) em radiodiagnóstico, pode ser convertida para uma quantidade conhecida como energia efetiva. Em um feixe de Raios-X polienergético, a energia efetiva é uma estimativa do poder de penetração do feixe, como se este fosse um feixe monoenergético (BUSHBERG et al., 2002).

2.5 Mamografia

Mamografia é um exame radiográfico que é especialmente designado para detecção do câncer de mama. No aparelho de Raios-X mamográfico, a mulher é orientada a colocar uma de suas mamas sobre uma placa de suporte. Para garantir que a mama não se mova, uma placa de compressão situada entre o tubo de Raios-X e o suporte é usada. Além disso, a placa de compressão garante:

- A uniformidade da mama;
- A redução do borramento geométrico (distorção da imagem, causada por um eventual movimento da paciente, por conta do desconforto);
- Aumentar o contraste da imagem;
- Reduzir a dose de radiação e da radiação espalhada.

A figura 2.4 ilustra um aparelho mamográfico.



Figura 2.4 - Aparelho mamográfico de Raios-X (SIEMENS, 2021).

Recentemente, a mamografia tela-filme (ou *Screen Film Mammography* – SFM) foi

uma ferramenta padrão para imagem da mama na mamografia convencional. Novos desenvolvimentos na tecnologia de detectores e computadores estão alterando o panorama da imagem mamográfica. A mamografia digital, também conhecida como mamografia digital de campo total (ou *Full-Field Digital Mammography* – FFDM), sugere um desempenho superior de dose e contraste. Além disso, aplicações avançadas tais como mamografia digital com detecção assistida por computador (*Computer-Aided Detection* – CAD), mamografia digital com reforço de contraste por dupla energia (*dual energy contrast enhanced digital mammography*) e tomossíntese mamária digital (*Digital Breast Tomosynthesis* – DBT), prometem avanços na especificidade e sensibilidade diagnóstica (MARKEY, 2012).

2.5.1 Características Gerais do Equipamento de Mamografia

O tecido normal e o tecido canceroso na mama apresentam pequenas diferenças de atenuação, exigindo o uso de um equipamento de Raios-X especialmente designado para aperfeiçoar a detecção de câncer.

Os sistemas de mamografia devem possuir um gerador de alta frequência para controlar a tensão no tubo (unidade kVp), o tempo de exposição (t, medida em segundos) e a corrente (expressa em miliampères, ou mA), com o propósito de garantir a reprodutibilidade e a ótima qualidade da imagem (COUTINHO, 2009).

O tubo de Raios-X mamográfico geralmente é configurado com pontos focais nominais de 0,3 mm e 0,1 mm, com dois objetivos: minimização do borramento geométrico e a manutenção da resolução espacial necessária, para a detecção de microcalcificações (BUSHONG, 2010).

A configuração do anodo produz um efeito anódico, apresentado na figura 2.5. Nele, o feixe de Raios-X é produzido em maior quantidade em direção ao catodo, uma vez que os Raios-X produzidos em profundidades no material do anodo podem ser atenuados. O lado do catodo do feixe de Raios-X tem uma intensidade significativamente maior, comparada ao lado do anodo. Uma imagem mais uniforme da mama pode ser produzida devido aos Raios-X mais intensos estarem do lado da parede torácica da imagem. Nela, a espessura de tecido é maior (BUSHBERG et al., 2002).

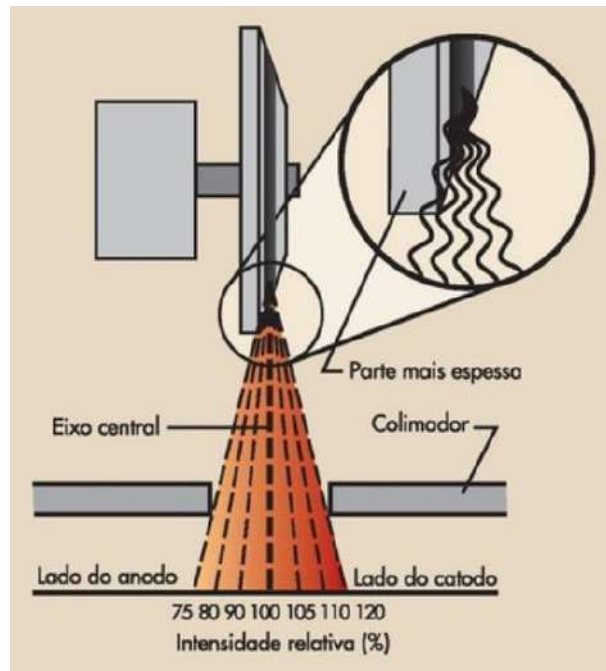


Figura 2.5 – Efeito anódico: catodo posicionado no lado da parede torácica. [Fonte: BUSHONG, 2010].

Os materiais alvos no tubo geram Raios-X Característicos de energia em mamografia (17 a 23 keV, por exemplo). Os filtros de atenuação removem Raios-X de altas e baixas energias no espectro de *Bremsstrahlung*, contribuindo para o ajuste do espectro, isto é, para o alcance da faixa de energia mais eficaz para exames de mama. Tungstênio (W), molibdênio (Mo) e ródio (Rh) são utilizados como materiais alvo no tubo de Raios-X mamográfico (BUSHBERG et al., 2002).

A janela do tubo e os filtros adicionais são partes importantes no formato do espectro mamográfico, não devendo atenuar significativamente o feixe de Raios-X. Abaixo do tubo existe uma janela de berílio (Be), para uma baixa atenuação. Os filtros adicionais do mesmo elemento do material alvo são utilizados para reduzir Raios-X de baixas e altas energias no espectro. Além disso, eles permitem a transmissão da radiação característica. Com alvos de tungstênio, recomendam-se uma janela de berílio e uma mínima filtração de alumínio. Em comparação com um alvo de molibdênio, mesmo em configurações de baixo kVp, os alvos de tungstênio produzem mais fótons de alta energia, gerando um menor contraste do objeto (DE PAREDES, 2007).

O HVL do feixe de Raios-X em mamografia é da ordem de 0,3 a 0,45 milímetros de Al para o intervalo de voltagem no tubo e combinações anodo/filtro. Geralmente, a espessura da bandeja de compressão depende das seguintes grandezas (BUSHBERG, et al., 2002):

- a) HVL;
- b) kVp;
- c) Número atômico dos alvos e filtros.

Os dispositivos de Controle Automático de Exposição (CAE) situam-se no painel de controle do mamógrafo. Eles são desenvolvidos para medir a intensidade de Raios-X no receptor de imagem e a qualidade dos Raios-X. Esses dispositivos são posicionados abaixo do receptor de imagem para:

- Minimizar a distância entre o objeto e o receptor de imagem (dispositivo que registra as imagens da mama);
- Melhorar a resolução espacial (BUSHONG, 2010).

A bandeja de compressão é utilizada para os seguintes fins: dar uniformidade à mama e assim, aumentar o contraste da imagem; reduzir o borramento geométrico; reduzir a dose de radiação e a radiação espalhada. A bandeja de compressão deve condizer com o tamanho do receptor de imagem; a borda do lado da parede torácica na compressão deve alinhar-se com o lado da parede torácica do receptor de imagem (BASSETT et al., 2004).

A geometria de irradiação da mama compreende basicamente: a Distância do Foco de Raios-X ao Objeto (DFO); a Distância do Foco ao Detector (DFD); e o tamanho do campo de irradiação. A distância do ponto focal ao receptor de imagem deve ser superior a 50 cm. O receptor de imagem depende da tecnologia utilizada, sendo específico para sistemas digitais, computadorizados ou convencionais (COUTINHO, 2009). A figura 2.6 mostra o mamógrafo com os principais componentes, e as distâncias mencionadas acima.

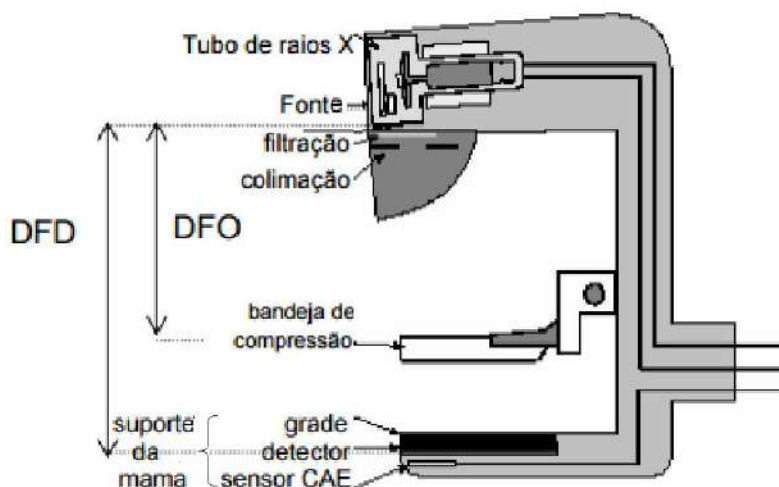


Figura 2.6 - Mamógrafo com os principais componentes, a Distância do Foco de Raios-X ao Objeto (DFO) e a Distância do Foco ao Detector (DFD).

2.6 Tomossíntese Mamária Digital

O conceito teórico de tomossíntese é conhecido há muitos anos, porém a modalidade de imagem é uma técnica relativamente nova. A aplicação prática tornou-se possível com o avanço na tecnologia dos detectores digitais (DOBBINS, 2009).

A mamografia digital de campo total ampliou a capacidade de detecção de câncer em relação à mamografia convencional. No entanto, a precisão da mamografia digital permanece baixa, especialmente para mamas densas. As taxas de *recalls* (retornos das pacientes para um próximo exame) continuam acima do intervalo desejado, de 5 a 10% (BASSETT et al., 2004).

O principal fator de limitação do desempenho da mamografia digital é a sobreposição de tecidos fibroglandulares. Estes podem causar recalls tanto por diagnósticos falsos negativos quanto por falso positivos (WEI et al., 2014). A complementação diagnóstica e biópsia de falsos positivos aumentam os custos dos cuidados de saúde. Além destes fatores, podem ocasionar a ansiedade do paciente (ELMORE et al., 2009).

A tomossíntese mamária digital (DBT) supera o problema da sobreposição de tecidos, especialmente nas mamas densas. Esta técnica faz a aquisição de múltiplas imagens da mama, movimentando-se o tubo de Raios-X em forma de arco, e obtendo-se várias projeções com baixas doses. Usam-se algoritmos de reconstrução similares aos usados em tomografia computadorizada para manipular as imagens de projeção de baixa dose. Com isso, produzem-se imagens transversais de fatias da mama. Cada uma das secções transversais criadas na tomossíntese é paralela, com diferentes alturas acima do detector, como na tomografia convencional (BAKER et al., 2011). Um esquema da tomossíntese mamária digital é apresentado na Figura 2.7.

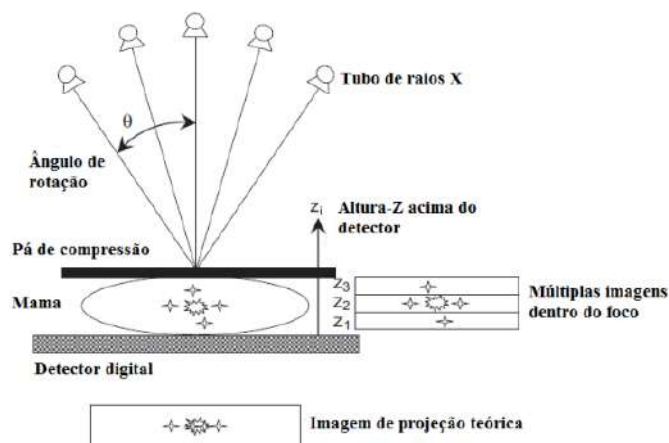


Figura 2.7 – Esquema de tomossíntese de mama digital. O eixo do tubo de Raios-X gira em um arco acima da mama fornecendo dados de projeção [Fonte: RODRIGUES, 2011].

Atualmente, a maioria dos sistemas de tomossíntese é composta pelos mesmos componentes básicos presentes no sistema de mamografia digital: um tubo de Raios-X montado em um arco (para girar em torno de um ponto próximo ou sobre o detector), um detector digital de campo total (que utiliza leitura rápida), um suporte de mama e uma bandeja de compressão.

2.6.1 Aquisição das Imagens em Tomossíntese

Na maioria dos sistemas de tomossíntese, a geometria de movimento envolve a movimentação do tubo de Raios-X paralelamente ao plano receptor de imagem. Esta geometria assegura que a ampliação permanece constante para todas as imagens de projeção. Contudo, existem certas geometrias que envolvem o movimento do tubo e do receptor num arco em torno do isocentro (DOBBINS III *et al*, 2003).

2.6.1.1 Geometrias de aquisição de imagens em Tomossíntese

2.6.1.1.1 Primeiro caso

Ocorre quando o tubo de Raios-X e o receptor de imagem são rotacionados juntos, girando em torno de um ponto central fixo (figura 2.8).

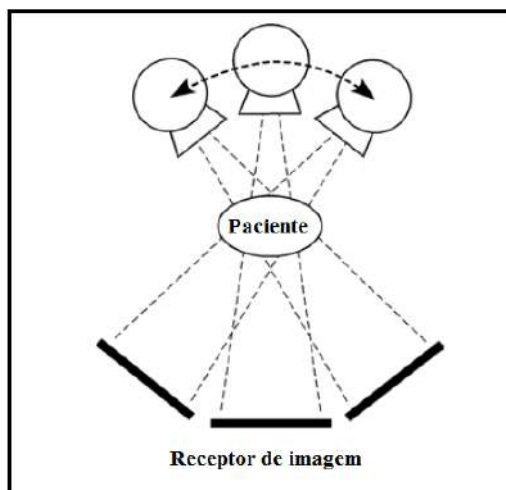


Figura 2.8 – Geometria de aquisição na tomossíntese, na qual o tubo de Raios-X e o receptor de imagem giram sincronizados em torno de um ponto central fixo [Fonte: (DOBBINS III *et al*, 2003)].

Este movimento é consistente com a rotação de um dispositivo de braço C sobre o corpo do paciente, no qual o tubo e o receptor se deslocam em lados opostos em um círculo. Neste caso, o receptor não percorre um caminho paralelo para qualquer plano do paciente. Alguma transformação deve ser feita para relacionar os dados de imagem para o plano paralelo, até uma dada projeção de interesse no paciente. A distância entre o ponto focal do tubo a partir do plano de interesse varia com o ângulo de rotação, levando a uma magnificação variável. Esta é uma técnica na qual as estruturas da mama são projetadas no receptor de imagem em forma de cone, com uma frequência espacial reduzida, em diferentes ângulos de rotação (DOBBINS III et al., 2003).

2.6.1.1.2 Segundo caso

O detector se movimenta em um plano (ou é estacionário), mas o tubo de Raios-X move-se em um arco sobre algum centro de rotação. Na figura 2.9, é exemplificado um sistema com essa geometria.

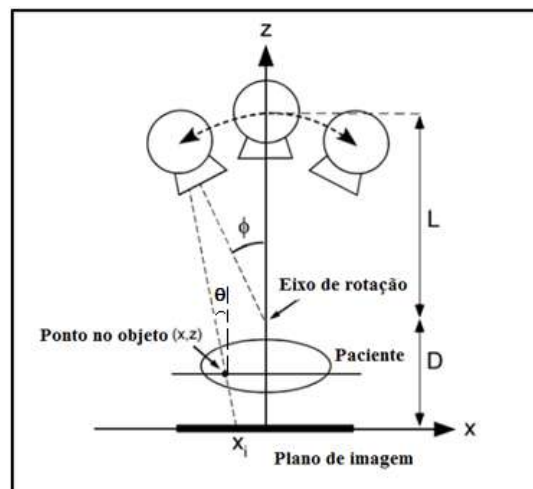


Figura 2.7 – Geometria de tomossíntese, na qual o isocentro é movimentado, e o receptor de imagem é estacionário. [Fonte: (DOBBINS III et al., 2003)].

O ângulo tomográfico ϕ é dado pelo ângulo dos Raios-X, interceptando a perpendicular para o plano de imagem no eixo de rotação do tubo de Raios-X. Para qualquer ponto do objeto (x, z) , um ângulo θ pode ser definido como o ângulo dos Raios-X que intercepta este ponto relativo na perpendicular para o plano de imagem. O ângulo θ é uma função de ϕ , x , e z , e é dado por:

$$\theta(\phi, x, z) = \tan^{-1} \left(\frac{L \sin \phi + x}{L \cos \phi + D - z} \right) \quad (2.6),$$

onde L é a distância entre o eixo de rotação e a posição do tubo de Raios-X e D é a distância entre o eixo de rotação e o plano de imagem. Ambos são medidos em centímetros.

A partir desse ângulo, a projeção do ponto do objeto (x, z) dentro do plano de imagem pode ser derivada:

$$x_i(\phi, x, z) = \frac{z(L \sin \phi + x)}{(L \cos \phi + D - z)} \quad (2.7),$$

onde $x_i(\phi, x, z)$ é o ponto da imagem formada pelos Raios-X emitidos a partir do tubo que gira ao redor do eixo.

Se o tubo de Raios-X for girado por um ângulo tomográfico ϕ , mas permanecer em um plano horizontal a uma distância L+D a partir da imagem, o ponto x_i' na imagem (que é a projeção do ponto do objeto (x, z) dentro de um novo plano de imagem) será dado por (NIKLASON, L T, et al., 1997):

$$x_i'(\phi, x, z) = x + \frac{z(L \tan \phi + x)}{L + D - z} \quad (2.8)$$

Um conjunto de novas imagens produzidas pode ser usado para reconstruir um plano tomográfico em z. Os algoritmos de reconstrução possuem adaptações desenvolvidas para remover artefatos (estruturas visíveis na imagem que não fazem parte do objeto em análise) e aumentar a qualidade da imagem (MALES et al., 2011).

2.6.2 Reconstrução de imagens em tomossíntese

A etapa final do processo de tomossíntese é a reconstrução dos dados para gerar imagens em uma dada profundidade. Isto ocorre por meio do deslocamento adequado das projeções, umas em relação às outras. As imagens individuais são projeções através da mama em diferentes ângulos, e estas são reconstruídas em fatias (SMITH, 2012), como mostra a Figura 2.10.

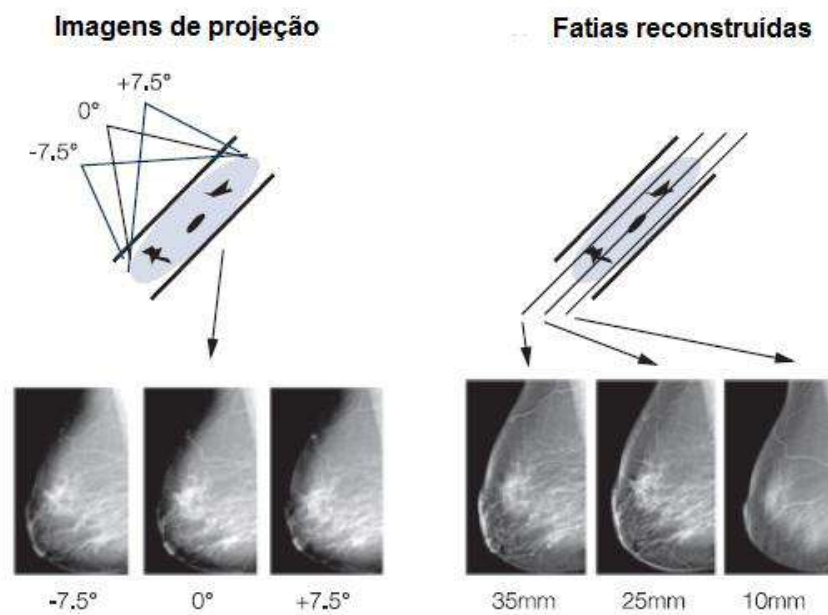


Figura 2.8 – Imagens de projeções adquiridas através da mama em diferentes ângulos são reconstruídas em fatias (RODRIGUES et al., 2016).

Geralmente, as imagens são reconstruídas com um espaçamento de 1 mm. A qualidade da imagem de um corte reconstruído depende dos parâmetros de aquisição geométricos e dos algoritmos de reconstrução.

Por conta da angulação limitada, os algoritmos de reconstrução para tomossíntese de mama são diferentes daqueles usados na tomografia convencional. Os detalhes específicos dos algoritmos não são disponibilizados pelos fabricantes para o domínio público. Sendo assim, os algoritmos em estudo na tomossíntese são (MALES, et al., 2011):

- a) *Shift-and-Add* (SAA);
- b) *Back Projection* (BP);
- c) *Filtered Back Projection* (FBP);
- d) *Tuned Aperture Computed Tomography* (TACT);
- e) *Iterative Matrix Inversion Tomossinthesys* (MITS);
- f) *Maximum-Likelihood Algorithm* (ML);
- g) *Algebraic Reconstruction Technique* (ART);
- h) *Gaussian Frequency Blending* (GFB).

2.7 Qualidade de Imagem

As medições da qualidade de imagem são muito importantes em situações como: *design* do equipamento; especificações de desempenho; testes de aceitação e de constância; e a otimização da técnica de imagem. Existem várias grandezas físicas que podem ser usados para descrever a qualidade de imagem, entre elas o contraste, a resolução espacial e o ruído (SIEGEL et al., 2006).

2.7.1 Contraste

Contraste é a diferença relativa da intensidade do sinal entre um objeto de interesse e o *background* (região próxima adjacente). Usam-se diferentes definições, conforme as etapas de aquisição da imagem, processamento e visualização (WU, et al., 2009).

O contraste objeto relaciona-se com o coeficiente de atenuação linear, entre o objeto e a região vizinha circundante, e depende do espectro de Raios-X emitido pela fonte. A fórmula referente ao contraste (que é adimensional) é:

$$C = \frac{\Phi_2 - \Phi_1}{\Phi_1} \quad (2.9),$$

onde Φ_1 é a fluência de fótons medida em uma área posterior ao objeto contrastante, e Φ_2 é a fluência de fótons medida em uma área adjacente (WU, 2014). Ambos são medidos em fótons por milímetro quadrado.

O contraste do receptor de imagem é a conversão das diferenças na fluência de fótons através do feixe de Raios-X na (BRUCE, 1987):

- a) Densidade óptica (filme);
- b) Brilho na imagem (intensificador de imagem);
- c) Amplitude do sinal (detectores eletrônicos);
- d) Algum outro sinal físico, óptico ou eletrônico usado no sistema de imagem.

2.7.2 Ruído

O ruído caracteriza-se pela flutuação aleatória e indesejável presente nos valores de

pixel da imagem, não vinda dos artefatos. O ruído degrada a visualização de objetos de baixo contraste, como microcalcificações. O ruído total compõe-se de três fatores: ruído quântico, ruído eletrônico e ruído de estruturas.

A principal fonte de ruído deve-se ao quântico. Para um padrão uniforme de exposição de Raios-X, existem elementos detectores adjacentes. Estes registram números de quanta que diferem aleatoriamente, a partir do valor médio N . A distribuição do número de fótons em cada elemento detector é descrita por uma estatística de Poisson, sendo o desvio padrão dado por $\sigma = \sqrt{N}$. A figura de mérito razão diferencial sinal-ruído (SDNR) é utilizada para descrever a intensidade relativa de uma informação útil. Um exemplo desta é a diferença de sinal entre uma lesão e um tecido de *background* circundante, e o ruído que prejudica a detecção daquela. A SDNR é definida como:

$$SDNR = \frac{|S_{obj} - S_{BG}|}{\sigma_{BG}} \quad (2.10)$$

onde S_{obj} é a intensidade média do sinal do objeto, S_{BG} é a intensidade média da região adjacente e σ_{BG} é o ruído do background (WU, 2014).

2.8 Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas relevantes em mamografia são: exposição, kerma no ar, dose absorvida e dose glandular média.

2.8.1 Exposição (X)

A grandeza exposição (X) corresponde ao quociente entre dQ e dm . dQ equivale ao valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados por fótons, em uma massa dm , são completamente freados. Sua unidade de medida é o Coulomb/quilograma ($C.kg^{-1}$) (ATTIX, 1986).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.11)$$

2.8.2 Kerma

A grandeza kerma (K) é definida como o quociente entre dE_{tr} e dm . dE_{tr} é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por outras não carregadas em um material de massa dm . A unidade de medida dessa grandeza é o joule/quilograma ($J.kg^{-1}$), ou Gray (Gy).

Para um feixe de fótons polienergético incidente em um ponto P, o kerma pode ser determinado por (ATTIX, 1986):

$$K = \int_{E=0}^{E_{max}} E \times \phi_E(E) \times \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}(E) \right) dE \quad (2.12),$$

onde μ_{tr}/ρ é o coeficiente de transferência de energia, e $\phi_E(E)$ é a fluência incidente entre E e $E+dE$.

2.8.3 Dose absorvida (D)

A dose absorvida (D) é dada pelo quociente de $d\varepsilon$ por dm , onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , em um ponto de interesse. Sua unidade é o $J.kg^{-1}$.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.13)$$

2.8.4 Dose glandular média (DGM)

A dose glandular média (DGM) é a grandeza dosimétrica que melhor caracteriza o risco de carcinogênese na mamografia. A DGM não pode ser medida diretamente. Historicamente, vários estudos foram realizados para relacionar a DGM com a exposição incidente, ou ao kerma no ar incidente, por meio de fatores de conversão. Os fatores de conversão são obtidos por simulações de Monte Carlo considerando-se modelos de mama com diferentes quantidades de tecido fibroglandular e espessuras de mama comprimida (DANCE, 1990).

Uma metodologia proposta por STANTON *et al.* (STANTON L. et al., 1984), WU X.

et al., 1991 e WU X et al., 1991, relaciona a DGM com a medida da exposição na entrada da mama por meio de um fator conhecido como dose glandular normalizada (D_gN) (equação 2.14). Esse método é recomendado no Protocolo Americano de Dosimetria (ACR - *American College of Radiology*, 1999). A D_gN representa a dose média absorvida no tecido glandular por unidade de kerma no ar (ou exposição) na entrada na mama, sem retroespalhamento, sendo portanto adimensional. O fator D_gN depende da espessura, glandularidade da mama (o montante de tecido fibro-glandular presente na mama, que pode ser expressa em função do volume percentual ou da glandularidade da massa percentual, isto é, em %), e da radiação incidente (combinação anodo/filtro, kVp, e HVL). A fórmula da DGM, neste caso, medida em miligrays, é:

$$DGM = D_gN \cdot k_{ar} \quad (2.14)$$

No modelo proposto por DANCE (DANCE, 1990), (DANCE, D R et al., 2000), a D_gN é segmentada nos fatores g , c e s (todos são adimensionais). O fator g representa a glandularidade da mama, o fator c mede a composição da mama (porcentagem de tecido glandular e porcentagem de tecido adiposo), e o fator s mede o espectro (que é dependente dos materiais do alvo e do filtro do tubo de Raios-X).

A expressão que fornece a DGM para este modelo, em miligrays, é:

$$DGM = K_{ar} \cdot g \cdot c \cdot s \quad (2.15)$$

Esta metodologia é a recomendada pelo Protocolo Europeu de Dosimetria (VAN ENGEL, et al., 2006). O documento estabelece que os níveis de DGM em mamografia digital não podem ser maiores do que os estabelecidos para mamografia convencional. As tabelas 2.1 a 2.6 apresentam os valores a serem usados, conforme o caso, para os fatores g , c e s na equação 2.15.

Tabela 2.1 – Valores da HVL, em milímetros de Al, para cada combinação anodo/filtro e voltagem em kVp.

kV	HVL (mm Al) para a combinação anodo/filtro						
	Mo Mo	Mo Rh	Rh Rh	W Rh	W Ag	W Al (0.5mm)	W Al (0.7mm)
25	0.32 ± .02	0.38 ± .02	0.37 ± .02	0.50 ± .03	0.51 ± .03	0.34 ± .03	0.42 ± .03
28	0.35 ± .02	0.42 ± .02	0.42 ± .02	0.53 ± .03	0.58 ± .03	0.39 ± .03	0.49 ± .03
31	0.38 ± .02	0.45 ± .02	0.45 ± .02	0.56 ± .03	0.61 ± .03	0.44 ± .03	0.55 ± .03
34	0.40 ± .02	0.47 ± .02	0.47 ± .02	0.59 ± .03	0.64 ± .03	0.49 ± .03	0.61 ± .03
37				0.62 ± .03	0.67 ± .03	0.53 ± .03	0.66 ± .03

Tabela 2.2 – Valores do fator g, separados por espessura de PMMA, espessura de mama equivalente (para espaçadores), glandularidade e valores de HVL, para qualquer combinação anodo/filtro.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Glandularidade-mama equivalente (%)	fator g (mGy/mGy)											
			HVL (mm Al)											
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80	
20	21	97	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585	0.609	0.631	0.650	0.669	
30	32	67	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448	0.473	0.495	0.516	0.536	
40	45	41	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339	0.366	0.387	0.406	0.425	
45	53	29	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295	0.317	0.336	0.354	0.372	
50	60	20	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261	0.282	0.300	0.317	0.333	
60	75	9	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210	0.228	0.243	0.257	0.272	
70	90	4	0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172	0.188	0.202	0.214	0.227	
80	103	3	0.074	0.085	0.096	0.106	0.117	0.133	0.149	0.163	0.176	0.187	0.199	

Tabela 2.3 – Valores do fator c, separados por espessura de PMMA, espessura de mama equivalente (para espaçadores), glandularidade e valores da HVL, para qualquer combinação anodo/filtro.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Glandularidade-mama equivalente (%)	fator c											
			HVL (mm Al)											
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80	
20	21	97	0.889	0.895	0.903	0.908	0.912	0.917	0.921	0.924	0.928	0.933	0.937	
30	32	67	0.940	0.943	0.945	0.946	0.949	0.952	0.953	0.956	0.959	0.961	0.964	
40	45	41	1.043	1.041	1.040	1.039	1.037	1.035	1.034	1.032	1.030	1.028	1.026	
45	53	29	1.109	1.105	1.102	1.099	1.096	1.091	1.088	1.082	1.078	1.073	1.068	
50	60	20	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134	1.124	1.117	1.111	1.103	
60	75	9	1.254	1.245	1.235	1.231	1.225	1.217	1.207	1.196	1.186	1.175	1.164	
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249	1.236	1.225	1.213	1.200	
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.262	1.249	1.238	1.226	1.213	

Tabela 2.4 – Valores do fator s, separados pelos materiais do alvo e do filtro e pela espessura do material do filtro.

Material do alvo	Material do filtro	Espessura do material (μm)	fator s
Mo	Mo	30	1.000
Mo	Rh	25	1.017
Rh	Rh	25	1.061
W	Rh	50-60	1.042
W	Ag	50-75	1.042

Tabela 2.5 – Valores do fator s , separados por espessura de PMMA e espessura de mama equivalente (para espaçadores), para o filtro de Al de 0,5 mm.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	fator s
20	21	1.075
30	32	1.104
40	45	1.134
45	53	1.149
50	60	1.160
60	75	1.181
70	90	1.198
80	103	1.208

Tabela 2.6 – Valores do fator s , separados por espessura de PMMA e espessura de mama equivalente (para espaçadores), para o filtro de Al de 0,7 mm.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	fator s
20	21	1.052
30	32	1.064
40	45	1.082
45	53	1.094
50	60	1.105
60	75	1.123
70	90	1.136
80	103	1.142

Os valores aceitáveis e desejáveis de dose glandular média são apresentados na Tabela 2.7. Os dados são fornecidos em função de espessuras de *phantom* de PMMA e de mama equivalente (IAEA, 2011).

Tabela 2.7 – Valores máximos de DGM para diferentes espessuras de mama equivalentes (IAEA, 2011).

Espessura de PMMA (mm)	Espessura equivalente de mama (mm)	DGM máxima para mamas de espessura equivalente	
		Nível aceitável (mGy)	Nível desejável (mGy)
20	21	< 1,0	< 0,6
30	32	< 1,5	< 1,0
40	45	< 2,0	< 1,6
45	53	< 2,5	< 2,0
50	60	< 3,0	< 2,4
60	75	< 4,5	< 3,6
70	90	< 6,5	< 5,1

2.8.5 Dose Glandular Média em Tomossíntese

Em 2011, DANCE et al. (DANCE, et al., 2011) propuseram um formalismo para a estimativa da DGM na tomossíntese de mama, o qual é uma extensão do utilizado na mamografia digital. O conceito introduz o fator “tomo”, isto é, t-fatores para o cálculo da DGM em uma única projeção e T-fatores para um exame completo. Os t-fatores apresentaram uma baixa dependência em relação à glandularidade da mama, e portanto são fornecidos nas funções do ângulo de projeção e das espessura de mama. Considerando-se a geometria, a equação (2.16), que mostra o cálculo da $DGM(\theta)$ em função de $t(\theta)$, é apresentada:

$$DGM_T(\theta) = K_T \cdot g \cdot c \cdot s \cdot t(\theta) \quad (2.16)$$

O kerma medido no ar, em mGy, é feito sobre uma projeção no ângulo θ . Aquela grandeza é medida a 0° ou “diretamente”, para uma determinada carga no tubo, em mAs, a uma projeção do ângulo θ .

Os T-fatores dependem da escolha dos ângulos de projeção e dos pesos por projeção. Portanto, a estimativa da DGM, em mGy, para um exame completo de tomossíntese é dada

pela equação (2.17):

$$DGM_T(\theta) = K_T \cdot g \cdot c \cdot s \cdot T \quad (2.17)$$

Considerando que a carga no tubo de Raios-X em mAs seja constante, o T-fator da equação (2.17) vale:

$$T = \frac{1}{N} \sum_i t(\theta_i) \quad (2.18)$$

Na equação (2.18), θ é o ângulo de projeção e T é o fator “tomo” para um exame completo, em N projeções. O kerma no ar incidente (K) é medido na projeção do ângulo de 0° , tornando a DGM (0) igual à obtida em mamografia digital, e utilizando-se o mesmo espectro e a mesma mAs. Assim, $t(\theta)$ é igual a 1 na posição de 0° e pode ser calculado para os outros ângulos como:

$$t(\theta) = \frac{DGM(\theta)}{DGM(0^\circ)} \quad (2.19)$$

As tabelas 2.8 e 2.9 mostram os valores tabelados dos t-fatores e T-fatores, respectivamente.

Tabela 2.8 – Valores do fator t, separados por espessura de PMMA, espessura de mama equivalente (para espaçadores), glandularidade e ângulos em graus, variando entre 5° e 30° para a tomossíntese.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Fator de conversão t para a taxa angular de projeção (em graus)					
		5	10	15	20	25	30
20	21	0.997	0.988	0.975	0.956	0.928	0.893
30	32	0.996	0.985	0.968	0.942	0.911	0.868
40	45	0.996	0.984	0.963	0.934	0.900	0.857
45	53	0.995	0.982	0.961	0.930	0.896	0.854
50	60	0.994	0.980	0.960	0.926	0.894	0.851
60	75	0.993	0.980	0.955	0.925	0.893	0.851
70	90	0.991	0.977	0.951	0.924	0.892	0.854
80	103	0.993	0.974	0.948	0.923	0.891	0.842

Tabela 2.9 – Valores do fator T, separados por espessura de PMMA, espessura de mama equivalente (para espaçadores), glandularidade e ângulos em graus, variando entre 5° e 30°, para a tomossíntese.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Fator de conversão T para a taxa angular de projeção (em graus)				
		-10 to +10	-15 to +15	-20 to +20	-25 to +25	-30 to +30
20	21	0.993	0.988	0.981	0.971	0.959
30	32	0.992	0.985	0.976	0.964	0.949
40	45	0.992	0.983	0.972	0.959	0.943
45	53	0.991	0.982	0.970	0.956	0.940
50	60	0.989	0.981	0.969	0.955	0.939
60	75	0.989	0.980	0.968	0.954	0.938
70	90	0.987	0.977	0.965	0.952	0.937
80	103	0.987	0.976	0.964	0.951	0.934

SECHOPOULOS *et al.* (SECHOPOULOS *et al.*, 2007) propuseram o conceito de dose glandular relativa (RGD(α)), que é adimensional:

$$\text{RGD}(\alpha) = \frac{\text{DgN}(\alpha)}{\text{DgN}_0} \quad (2.20)$$

Na equação (2.20), DgN(α) e DgN₀ correspondem aos valores de dose glandular normalizada, em mGy, para os ângulos de projeção α e 0°, respectivamente.

A partir do conceito da RGD, a DGM total, em miligrays, para um exame de tomossíntese é dada por:

$$\text{DGM} = X_{\text{CR}} \cdot \text{DgN}_0 \cdot \sum_{\alpha=\alpha_{\min}}^{\alpha_{\max}} \text{RGD}(\alpha) \quad (2.21)$$

DGM é a dose glandular média total e X_{CR} é o kerma no ar, em mGy, incidente na interseção do raio central e da placa de suporte do detector, para a projeção de 0°. DgN₀ é a dose glandular normalizada para o ângulo de projeção de zero grau, e é uma grandeza adimensional.

Em 2014, a *American Association of Physicists in Medicine Task Group 223* publicou um relatório para descrever a metodologia e fornecer os dados necessários para estimar a dose glandular média, a partir de uma aquisição em tomossíntese. Neste relatório são fornecidos os

dados da RGD para diferentes sistemas de tomossíntese disponíveis atualmente e em sistemas protótipos (SECHOPOULOS et al., 2014).

2.8.6 Fração de energia depositada (f(E))

A $f(E)$ é a fração de energia depositada no tecido simulado, em relação à energia do feixe incidente. Esta grandeza deve-se à variação do percentual de tecido glandular (BOONE, 1999), conforme a equação (2.22):

$$f(E) = \frac{\text{energia depositada por fóton}}{\text{energia do fóton}} \quad (2.22)$$

2.9 O Método de Monte Carlo

O método de MC fornece soluções aproximadas para uma variedade de problemas físicos por meio de amostragens estatísticas de experimentos simulados em um computador. O código *Monte Carlo N-Particle* (MCNP) (desenvolvido no *Los Alamos National Laboratory* – LANL) pode ser utilizado para o transporte individual de nêutrons, fótons, elétrons, etc. Simulam-se fótons com energias entre 1 keV e 100 GeV. Os elétrons são simulados com energias entre 1 keV a 1 GeV. Os nêutrons são simulados com energias entre 10^{-11} a 10^2 MeV. O MCNPX é a versão mais recente do MCNP, com códigos mais precisos e sofisticados.

O MCNPX é uma combinação do código MCNP4C com o código LAHET (*Los Alamos High-Energy Transport*). Ele possui todas as características dos códigos anteriores, além dos seguintes aprimoramentos:

- a) Projeto de alvos de espalhamento de aceleradores, para a dispersão de nêutrons;
- b) Programas de produção de isótopos aceleradores, incluindo a transmutação de resíduos nucleares;
- c) Pesquisa em fontes impulsionadas pelos aceleradores;
- d) Tecnologia de imagem baseada em acelerador, como radiografias de nêutrons e prótons;
- e) Tecnologia de detecção que usa partículas carregadas;
- f) Projeto de blindagem em instalações com aceleradores;

- g) Ativação dos componentes do acelerador, das águas subterrâneas e do ar circundante;
- h) Dosimetria de alta energia e detecção de nêutrons;
- i) Aplicações na Física Médica, especialmente para a terapia de prótons e nêutrons;
- j) Radiação de raios cósmicos e blindagem, para aeronaves e espaçonaves de grande altitude;
- k) Evento em semicondutores de raios cósmicos em espaçonaves, ou no componente de nêutrons localizado na superfície terrestre;
- l) Análise de experimentos de cosmo-química, como a *Mars Odyssey*;
- m) Conceitos de propulsão de partículas carregadas para voos espaciais;
- n) Investigação de nêutrons totalmente acoplados, e transporte de partículas carregadas para aplicações de menor energia;
- o) Transmutação, ativação e queima no reator e outros sistemas;
- p) Salvaguardas nucleares;
- q) Segurança da criticidade nuclear;
- r) Detecção de material nuclear;
- s) Projeto de experimentos com neutrinos.

Os resultados de transporte de partículas fornecidos pelo MCNPX são determinados a partir de uma distribuição de probabilidades dos eventos físicos possíveis. Todas as partículas são seguidas, desde o momento em que são criadas até sua “extinção”. Se uma partícula interage, novas trajetórias são criadas, tanto para a partícula antiga, com uma nova energia e direção, quanto para as partículas secundárias (PELOWITZ, 2011).

2.9.1 Simulações com o MCNPX

O usuário precisa definir no MCNPX um arquivo de entrada (*input*). Este contém todas as informações sobre o problema a ser simulado. Ele deve seguir o padrão abaixo:

- Cartão de células (*Cell cards*)
- (linha em branco)
- Cartão de superfície (*Surface Cards*)
- (linha em branco)
- Cartão de dados (*Data cards*)

O arquivo de entrada no MCNPX divide-se em três blocos. Os dois primeiros blocos (cartão de células e de superfícies) são destinados à especificação da geometria do problema. No terceiro bloco (cartão de dados) são especificados: o tipo de partícula que se deseja transportar; as características das fontes de partículas (espectro energético, distribuição angular e espacial); composição elementar dos materiais envolvidos; os tipos de respostas ou saídas (*tallies*); técnicas de redução de variância usadas para aumentar a eficiência da simulação. O cartão *tally* no bloco de dados é utilizado para especificar que tipo de informação o usuário deseja obter. Por exemplo, a corrente que cruza uma superfície, o fluxo em um ponto ou a energia média depositada em uma célula. Aquele cartão é definido pelo parâmetro Fn, onde n é um valor único para sua especificação.

Cada radiação emitida pela fonte é simulada separadamente pelo código, que está associada a uma história, e que corresponde a todos os eventos ocorridos a partir de uma única emissão pela fonte. A história inicia-se no nascimento da radiação. Ela encerra-se em uma das três situações:

- a) Quando a radiação é totalmente absorvida;
- b) Quando deixa o volume de estudo definido pelo usuário;
- c) Quando é reduzida a um nível de energia de corte.

Quanto maior o número de histórias simuladas, menor será o erro estatístico na resposta. Independentemente do número de histórias, o código irá normalizar a resposta por partícula emitida pela fonte.

Os *tallies* no MCNPX são acompanhados por um segundo número R. Este é o erro relativo estimado definido pelo desvio padrão estimado da média, $S_{\bar{x}}$, dividido pela média estimada \bar{x} . As quantidades necessárias para a estimativa do erro são calculadas depois de cada história completa no Monte Carlo. Portanto, define-se R como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. As recomendações para interpretação do erro relativo podem ser observadas na Tabela 2.10.

Tabela 2.10 – Recomendações para interpretação do erro relativo R (PELLOWITZ, 2011).

Valores de R	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1,0	Não significativa.
0,2 a 0,5	Pouco significativa.
0,1 a 0,2	Questionável.
< 0,1	Geralmente confiável, exceto para detectores pontuais.
< 0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais.

As respostas fornecidas pelo MCNPX podem correlacionar-se com outras grandezas de interesse através da introdução de um multiplicador dependente da energia no cartão de dados. Este processo realiza-se pelo comando DE/DF. O termo DF corresponde a uma função resposta de um material específico para energias DE da radiação incidente, em MeV, onde cada resultado da simulação é multiplicado por um valor da função de conversão DF correspondente à energia DE da radiação incidente. No MCNPX, podem ser feitas interpolações log-log, linear-linear e linear-log entre os valores de DE e DF.

Outros cartões existentes no MCNPX são: o cartão de transformação de superfícies (*TR card*) e o cartão de transformação de células (*TRCL card*). Através destes componentes, é possível realizar a translação e/ou rotação de superfícies e células para um eixo de coordenadas auxiliar. Isto é conveniente para muitas geometrias, pois define as superfícies correspondentes a várias células com tamanhos e formas semelhantes, em lugares diferentes no ambiente simulado. Além disso, diferentes importâncias para o transporte de partículas podem ser atribuídas para as geometrias criadas com o cartão TRCL. É possível também aplicar o cartão de transformação à fonte de emissão de partículas (PELOWITZ, 2011).

2.9.2 Transporte dos fótons

O MCNPX apresenta dois modelos de interação de fótons: simples e detalhado.

No modelo simples, os espalhamentos coerentes (*Thomson*) e os fótons fluorescentes (devido à absorção fotoelétrica) são ignorados. É aplicado em problemas de fótons de altas energias ou aqueles nos quais os elétrons são livres.

O modelo detalhado inclui os processos ignorados, e é utilizado para todos os fótons com energia inferior ao parâmetro EMCPF do cartão PHYS:P. O EMCPF representa o limite máximo para o tratamento detalhado dos fótons, com um valor predefinido de 100 MeV. Este

tratamento é o mais adequado para a maior parte das aplicações. Alguns exemplos são: materiais de elevado número atômico; processos onde os fótons penetram os materiais em profundidade (CORREIA, 2011).

Em ambos os modelos, pode-se trabalhar com a geração de elétrons por fótons de três formas diferentes:

- a) *Mode P E*: o transporte de elétrons é ativado e todas as colisões dos fótons, exceto os espalhamentos coerentes. Podem-se gerar elétrons que são armazenados e transportados posteriormente.
- b) *Mode P*: neste modo, o transporte de elétrons não é ativado, sendo utilizado um modelo de *Bremmstrahlung* de alvo grosso (TTB). Os elétrons são gerados, porém assume-se que eles são freados no local.
- c) Parâmetro IDES do cartão PHYS:P igual a um: a produção de todos os elétrons é desligada. Elétrons induzidos pelos fótons não são criados, supondo-se que a deposição de energia dos elétrons seja local.

2.9.3 Transporte dos elétrons

No transporte de elétrons, predominam-se as forças coulombianas de longo alcance, causando assim um grande número de colisões. O grande número de interações no transporte de elétrons em simulações Monte Carlo implica em maiores complexidades, tanto computacional como do tempo de cálculo. O MCNPX utiliza algumas teorias para o transporte de partículas carregadas. As mais importantes são:

- a) A teoria de *Goudsmit-Saunderson* para deflexões angulares;
- b) A teoria de Landau para flutuações estatísticas nas perdas de energia;
- c) As ampliações realizadas por *Blunck-Leisegang* à teoria de Landau.

Estas teorias fazem várias aproximações que restringem sua aplicabilidade (PELOWITZ, 2005).

No transporte de elétrons, o caminho divide-se em muitos “passos”. O comprimento destes é escolhido de tal forma que sejam suficientemente longos para que aconteçam muitas colisões, sendo válidas as teorias de espalhamento múltiplo. Ao mesmo tempo, os passos são suficientemente curtos para que as perdas de energia sejam pequenas, mantendo-se a validade destas teorias (PELOWITZ, 2005).

2.9.4 Simulação de imagens radiográficas com o MCNPX

Um conjunto de detectores pontuais (*tally* F5) próximos um do outro são utilizados pelo MCNPX para gerar uma imagem baseada no fluxo pontual. Cada ponto detector representa um pixel da imagem. Existem três comandos para a simulação de imagens radiográficas com o MCNPX, que funcionam somente para nêutrons e fótons (SOUZA, 2008). Esses comandos são:

- a) TIR – projeção de uma imagem transmitida em uma superfície plana (detector plano);
- b) TIC – projeção de uma imagem transmitida em uma superfície cilíndrica (detector curvo);
- c) PI – projeção de uma imagem por um pinhole.

O MCNPX alia estes comandos com os de segmentação de superfícies FSn e Cn para gerar uma grade virtual de pixels, na qual cada um é representado por um detector pontual. A Figura 2.11 ilustra uma grade radiográfica plana TIR para uma partícula fonte passando através de um objeto e espalhando no mesmo. O comando FSn define os pixels ao longo do eixo S das figuras. O comando Cn define os pixels ao longo do eixo T. Desconsidera-se a contribuição do espalhamento entre pixels vizinhos para a simulação de imagens. Logo, a matriz de pixels deve estar fora de um material espalhador. A fluência em cada pixel mede-se em partículas/cm² ou MeV/cm² (SOUZA, 2008).

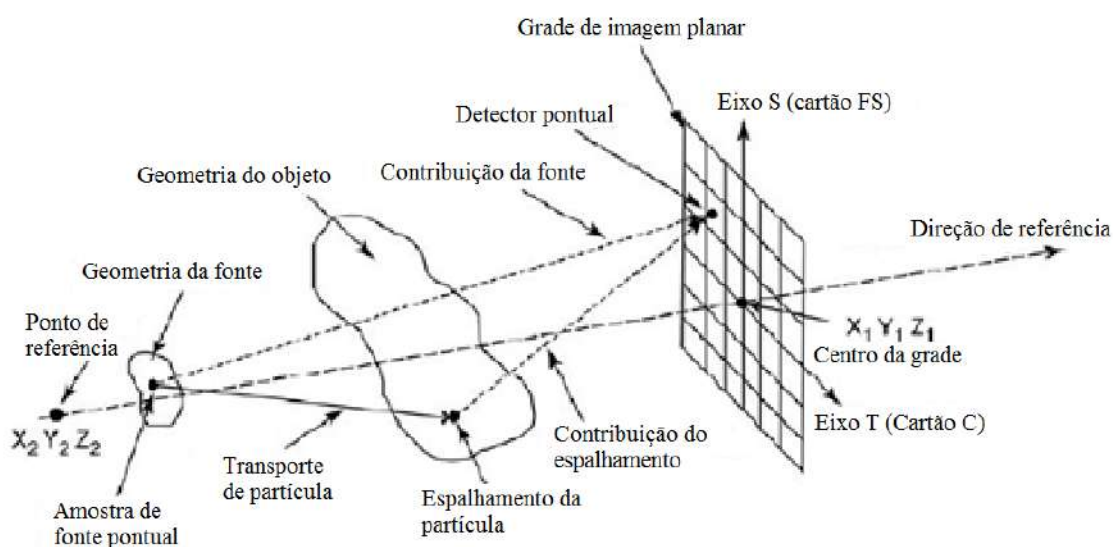


Figura 2.9 – Esquema de simulação radiográfica no MCNPX com o comando TIR (SHORES, et al., 2011).

A imagem virtual representará a distribuição dos fótons que não interagiram, e dos fótons espalhados que emergem do objeto de teste. Os dados de saída podem ser refeitos em programas de reconstrução de imagens. A resolução dependerá do tamanho de *pixel* e da dimensão da matriz. Além disso, o MCNPX permite gerar em separado a contribuição direta e espalhada da imagem. Contudo, na função radiográfica do MCNPX alguns aspectos importantes precisam ser considerados. Pode-se citar como exemplo o tempo computacional para a geração de imagens, objetivando uma redução do erro na magnitude dos dados. Isto se deve à radiação espalhada que emerge do objeto de teste. Para reduzir o erro associado à simulação de imagens, necessita-se de um grande número de histórias, implicando em um grande tempo computacional. Este cresce à medida que o número de *pixels* na imagem aumenta.

Outra questão importante na utilização do comando radiográfico é o grande número de informações de saída (*output*). As informações são proporcionais ao número de *pixels* do detector. Consequentemente, o arquivo de saída apresenta dimensões superiores à capacidade de visualização da maioria dos editores de texto disponíveis. Duas soluções são apresentadas: utilizar o comando TALNP para reduzir o número de informações no arquivo de saída; usar o comando PRDMP, o qual irá gerar um arquivo de saída adicional (MCTAL), que apresenta os resultados de forma mais simples. No entanto, o usuário necessita identificar as informações úteis no arquivo MCTAL para o pós-processamento dos dados (SOUZA, 2008). Abaixo, um exemplo de sintaxe para o *tally* radiográfico:

```
FIR5:p 10 0 70 0 10 0 10 0 0 0 $ tally radiográfico
FS5: -20 200i 20 $ resolução radiográfica vertical
C5: -20 200i 20 $ resolução radiográfica horizontal
```

O número 5 na linha de comando FIR5:p indica o número do *tally*. A letra p na linha de comando indica que o problema irá calcular o fluxo de fótons em unidades de partículas/cm². O termo (10,0,70) no cartão FIR indica as coordenadas (X₁,Y₁,Z₁) do centro da matriz do receptor de imagem. O próximo termo (0) é o valor de R₀, mas não é utilizado para essa especificação de *tally*. As três coordenadas seguintes (10,0,10) são usadas para estabelecer a direção do ponto de referência (X₂,Y₂,Z₂) para o centro da matriz do receptor.

As três coordenadas seguintes (0,0,0) representam os parâmetros (F₁,F₂,F₃). O parâmetro F₁ = 0 indica que as contribuições da radiação transmitida e espalhada serão

calculadas. Um valor < 1 para F_1 indica que somente a contribuição da radiação espalhada será calculada. O cartão NOTRN pode ser usado quando se deseja obter somente a contribuição da radiação transmitida na imagem. O parâmetro F_2 define qualquer restrição radial. O valor 0 indica que não há restrições. O parâmetro F_3 especifica o local onde fluxo de partículas será registrado dentro do pixel da matriz de detectores. O valor 0 indica que todas as contribuições serão direcionadas para o centro de cada pixel da matriz (RODRIGUES et al., 2016).

Os cartões FSn e Cn determinam a largura e o *binning* da matriz bidimensional. A primeira entrada desses cartões define o limite inferior da matriz. As entradas subsequentes definem o limite superior. A entrada #i é utilizada para que os *pixels* sejam igualmente espaçados entre os dois limites.

2.10 Visual Editor - Vised

O código de computador *Monte Carlo N-Partical eXtended* (MCNPX) é um código de transporte de partículas com poderosa geometria tridimensional e recursos de modelagem de fonte. Porém, criar um arquivo de entrada MCNP/MCNPX com um editor de linha é tedioso e propenso a erros, pois envolve descrições árduas de geometria, registros, fontes e parâmetros de otimização. Esses arquivos de entrada podem conter milhares de linhas e, depois que o arquivo de entrada é criado, muitas vezes é necessário um tempo adicional substancial para plotar, testar a geometria e corrigir quaisquer erros.

O *Visual Editor* (*Vised*) foi desenvolvido para auxiliar o usuário a exibir facilmente as geometrias e a criação dos arquivos de entrada no MCNP. A primeira versão daquela ferramenta foi lançada em 1997. O código do *Vised* tornou-se parte do pacote MCNP com o lançamento da versão 5 do MCNP. Em 2007, uma concessão permitiu que o *Visual Editor* fosse adaptado para trabalhar com o MCNPX.

O *Vised* permite que o usuário configure e modifique facilmente a visualização da geometria no MCNP/MCNPX. Ele determina as informações do modelo diretamente da janela de plotagem. Além disso, o programa permite que o usuário crie interativamente um arquivo de entrada com a ajuda de duas ou mais visualizações dinâmicas da seção transversal do modelo. O arquivo de entrada também pode ser criado em um editor externo (como o *WordPad* ou o *Microsoft Word*) ou editando o arquivo em uma janela específica (SCHWARZ et al., 2011).

Os demais recursos do *Vised* são:

- a) Dois gráficos 2-D lado-a-lado da geometria;
- b) Capacidade de plotar pontos de origem;
- c) Visualizações 3-D opcionais que usam traçados de raio ou telas de malha de linhas dinâmicas;
- d) Capacidade de construir dinamicamente uma geometria enquanto pode-se visualizar o resultado;
- e) Edição manual opcional do arquivo de entrada e reinicialização imediata com as alterações aparecendo nas janelas;
- f) Entrada dinâmica de materiais, transformações e importâncias (usando-se o mouse);
- g) Exibições dinâmicas de faixas de partículas, seções transversais e contagens;
- h) Um assistente de superfície para, opcionalmente, auxiliar o usuário na criação de superfícies enquanto se visualiza os tipos de superfície;
- i) Um assistente de célula para auxiliar o usuário na criação;
- j) Importação opcional e conversões de um arquivo CAD (do aplicativo *AutoCad*) para um arquivo de entrada no MCNP/MCNPX.

A versão atual do *Vised* é executada somente no sistema operacional *Windows*. A figura 2.12 ilustra uma tela da ferramenta.

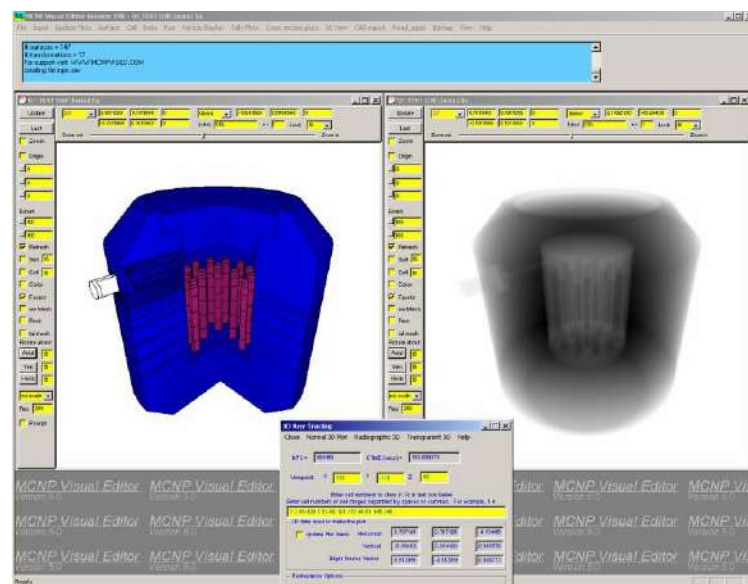


Figura 2.12 – *Visual Editor (Vised)*.

2.11 Inferência estatística – teste de hipóteses

Inferência estatística é um ramo da Estatística que realiza assertivas sobre parâmetros populacionais, a partir de amostras disponíveis ou coletadas da população alvo. Os testes de hipóteses, típicos daquele tipo de Estatística, são classificados em: paramétricos (a distribuição dos dados é conhecida) e não paramétricos (a distribuição é desconhecida) (MONTEGOMERY, et al., 2012).

2.11.1 Hipótese Nula e Hipótese Alternativa

O teste de hipótese é uma ferramenta estatística usada para um número de amostras $n < 30$. Por exemplo, em duas médias amostrais, pode-se verificar se há diferença entre elas ou não. Desse modo, duas hipóteses complementares são testadas: a hipótese nula, H_0 , representação de que não houve mudança; e a hipótese alternativa, H_1 , que é a rejeição de H_0 .

Dois tipos de erro podem acontecer nos procedimentos com tomadas de decisão. Pode-se rejeitar a hipótese nula (H_0) quando ela é verdadeira, o que caracteriza um erro tipo I. Por outro lado, o erro tipo II ocorre quando aceita-se uma hipótese que deveria ser rejeitada (MONTEGOMERY, et al., 2012).

2.11.2 Nível de significância e p-valor

A probabilidade de cometer o erro tipo I é denomina-se α , ou nível de significância. Geralmente, os níveis escolhidos são $\alpha = 0,01$ ou $\alpha = 0,05$.

Quando se adota $\alpha = 0,01$, pode-se dizer que existe uma confiança de 99% de que se tome a decisão correta. O valor da probabilidade de se obter o efeito observado (isto é, uma hipótese nula sendo verdadeira) é chamado de p-valor. Caso o p-valor seja menor que o nível de significância estipulado, assume-se o erro tipo I e rejeita-se a hipótese nula. Opostamente, se o p-valor for maior, não é assumido o erro tipo I e é aceita a hipótese nula (MONTEGOMERY et al., 2012).

2.11.3 Testes paramétricos

Os testes paramétricos visam analisar os resultados da variável dependente, em função da manipulação daquelas independentes. Isto ocorre de forma que se possa rejeitar ou aceitar

a hipótese nula.

Os testes paramétricos precisam de algumas suposições. São elas: a distribuição normal de frequências dos erros amostrais; as variâncias homogêneas; os efeitos de variação aditivos; e os erros independentes.

Os testes de normalidade são indicados para verificar se a distribuição de probabilidade associada a um conjunto de dados pode ser aproximada pela distribuição normal. Um exemplo aplica-se ao caso de *Kolmogorov-Smirnov*.

O teste de normalidade *Kolmogorov-Smirnov* para uma amostra é um teste de aderência. Aquele verifica o grau de concordância entre a distribuição de um conjunto de valores e alguma distribuição teórica. Desta forma, podem-se avaliar as seguintes hipóteses:

- H_0 : os dados seguem uma distribuição normal;
- H_1 : os dados não seguem uma distribuição normal.

Seja $F_0(X)$ uma função especificada de distribuição teórica sob H_0 . Além disso, seja S_N a distribuição observada de frequências relativas acumuladas de uma amostra aleatória de N observações. Quando H_0 é verdadeira, espera-se que as diferenças entre $S_N(X_i)$ e $F_0(X_i)$ sejam pequenas, e dentro do limite dos erros aleatórios. Então, o teste avalia $D = \max|F_0(X_i) - S_N(X_i)|$. Caso D seja maior que o valor crítico, rejeita-se a hipótese de normalidade dos dados com $(1 - \alpha) \cdot 100\%$ de confiança. Do contrário, não se rejeita a hipótese de normalidade (BUSSAB et al., 1987).

O teste t de *Student* é um teste paramétrico que avalia se a diferença entre as médias das amostras são grandes o suficiente, para concluir que aquelas são oriundas da variável independente. Aquele método é bastante aplicado em situações onde o tamanho da amostra é pequeno, e as variâncias são desconhecidas (BUSSAB et al., 1987).

Na análise da diferença entre duas médias μ_1 e μ_2 , podem ser consideradas as seguintes hipóteses:

- $H_0: \mu_1 = \mu_2$, indicando que não há diferença entre as médias;
- $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$, indicando que há diferença entre essas médias.

Logo, quando o resultado do teste é, em valor absoluto, maior ou igual ao valor crítico ao nível de significância estipulado, rejeita-se H_0 .

2.12 Fantomas que simulam mamas comprimidas

Fantomas são modelos geométricos simples da mama, que foram desenvolvidos e utilizados para calcular os fatores associados à Dose Glandular Média – DGM. São compostos de vários materiais, entre eles o plástico (NCRP, 1986).

Em 1976, foi feita uma pesquisa sobre a dose da mamografia em cinco Estados dos EUA (BENT, 1978). Os resultados mostraram que a exposição na entrada de uma mama de média densidade, medida de forma livre no ar, apresentou um valor "imensurável", 16,6 R. Este resultado serviu para um filme de exposição direta.

Em uma pesquisa similar feita no Reino Unido (FITZGERALD et al., 1981), foram usados TLDs, acima de um fantoma mamário de 5 cm de espessura. A dose na superfície de entrada esteve na faixa entre 0,9 e 45 mGy. Os valores do HVL variaram de 0,2 a 1,7 mm Al. A tensão do tubo de Raios-X variou entre 24 a 49 kVp.

Na época, uma ampla gama de espectros de Raios-X foi usada na mamografia. A exposição de entrada na mama apresentou valores pouco significativos, pois a dose no interior diminui rapidamente com o aumento da profundidade. Várias medidas alternativas de risco foram relacionadas. Sugeriram-se doses médias de mama (NCI, 1977) e energia total administrada (BOAG et al., 1976), mas KARLSSON et al. (1976) afirmou que a dose média para o tecido glandular dentro da mama seria uma melhor medida de risco. A justificativa foi de que esses tecidos têm maior risco de carcinogênese. O tecido glandular inclui os epitélios acinar e ductal, além do estroma associado (NCRP, 1986).

Além disso, experimentos envolvendo fantomas de mama não eram considerados práticos. Eles foram derivados das simulações de Monte Carlo. Para este propósito, modelos geométricos simples da mama foram desenvolvidos e utilizados para calcular os fatores de conversão que relacionam a quantidade mensurável, o kerma no ar incidente em mGy (originalmente a exposição, medida em R) ao DGM. O uso da dose glandular média (também conhecida como *Average Glandular Dose*, ou AGD) foi recomendada pelo *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 1987). De fato, a estimativa desta quantidade constitui a base dos protocolos de dosimetria mamária internacionais.

Não é possível medir diretamente a DGM, portanto os fatores de conversão são usados para relacionar quantidades dosimétricas mensuráveis. Esses fatores de conversão dependem do tamanho da mama, da sua composição, e do espectro de Raios-X usado para o exame (conforme mostrado na equação 2.15, no subitem 2.8.4).

Vários autores publicaram valores referentes àqueles fatores, mas a necessidade de

padronização dos sistemas nacionais de dosimetria foi logo reconhecida. Os sistemas de dosimetria mais utilizados para mamografia de projeção convencional foram desenvolvidos seguindo as seguintes publicações: DANCE (1990) e DANCE et al. (2000, 2009) no Reino Unido; WU et al. (1991, 1994) nos EUA. Eles forneceram fatores para:

- a) A projeção craniocaudal (CC);
- b) A projeção médio-lateral oblíqua (MLO),
- c) O cálculo da conversão dos fatores para uma ampla gama de espectros de Raios-X;
- d) Para a mamografia digital com contraste (CEDM);
- e) Para a tomossíntese de mama.

DANCE et al. (2009) usou o Método de Monte Carlo para simulações envolvendo tubos de Raios-X mamográficos e fantasmas de PMMA. Assim, o autor obteve erros estatísticos, particularmente para o fator s (espectro), utilizando-se as combinações anodo/filtro de Mo/Mo (espessura de Mo de 30 μm), Mo/Rh (espessura de Rh de 25 μm), Rh/Rh (espessura de Rh de 25 μm), e W/Rh (espessura de Rh que variou entre 50 e 60 μm). Assim obtiveram-se erros de 4,1% (na combinação anodo/filtro Mo/Mo), 2,9% (Mo/Rh), 5,7% (Rh/Rh), e 4,1% (W/Rh). O motivo para o aumento do erro percentual nas combinações citadas foi referente à inclusão das voltagens do tubo mais altas. Já para a combinação W/Ag, para espessuras de prata que variaram entre 50 e 75 μm , os erros variaram entre 2,6% e 4,6%. Já para a combinação W/Ag, DANCE et al. (2009) utilizou os espectros de BOONE (1997) para diminuir o erro, alcançando um erro sistemático de no máximo 4,6%. Finalmente, para o W/Al, DANCE et al. (2009) obtiveram-se os fatores s através dos espectros de BOONE, 1997, e uma espessura de 0,5 mm de Al. Assim, variando-se as espessuras de mama femininas, foram calculados erros sistemáticos de até 2,9%. Neste caso, foi feita uma pesquisa com pacientes mulheres, cujas idades variaram entre 40 e 49 anos e entre 50 a 64 anos, as quais representaram as glandularidades típicas compatíveis com as espessuras das mamas comprimidas em estudo, isto é, entre 20 e 110 mm (DANCE et al., 2000). Posteriormente, estas simulações de Monte Carlo foram realizadas com uma grade anti-espalhamento, e um receptor de imagem. Desta forma, a espessura de PMMA foi ajustada de modo que a taxa de energia absorvida por unidade de área do receptor ao kerma no ar incidente, isto é, na superfície de PMMA, fosse equivalente à espessura da mama de uma paciente. Os erros variaram por causa do mamógrafo de tomossíntese utilizado, da marca *Sectra (Smidesvågen 5, Solna, Suécia)*. A tensão no tubo variou com a espessura da mama comprimida. Por isso, baixos limites de tensão foram obtidos nos cálculos. Ou seja, para 20

mm de mama comprimida, a tensão variou entre 25 e 40 kV; entre 30 e 40 mm, entre 29 e 40 kV; e entre 50 e 110 mm, entre 30 e 40 kV (DANCE et al., 2000, e YOUNG et al., 2008).

Na dosimetria, foram desenvolvidos modelos simples e complexos de mama. Alguns deles representaram avanços, por serem mais realistas e detalhados. Recentemente, alguns fantasmas foram baseados nas imagens de pacientes. Os cálculos que usam esses modelos mostraram diferenças importantes, mas ainda precisam ser adotados para os protocolos de dosimetria padrão (ICRU, 1992).

Embora seja essencial estimar o DGM para exposições do paciente, também é necessário calcular aquela grandeza nas exposições com fantasmas de teste. Essas medições servem para um controle de qualidade (*Quality Control*, ou QC) e posterior comparação entre os sistemas inter-relacionados. Eles requerem um fantoma de determinada espessura, ou um conjunto deles, os quais proporcionam uma simulação adequada da mama. O desenvolvimento desses equipamentos é uma área ainda em desenvolvimento (DANCE et al., 2016).

2.13 Espaçadores

Os espaçadores são usados para combinar com a espessura padrão da mama e o fantoma de PMMA, conforme recomendações da IAEA (2011). Os materiais utilizados são os mesmos dos fantasmas. Além da escolha do espectro de Raios-X (dependente da indicação de espessura da mama comprimida), uma força de compressão mínima pode ser necessária antes de uma exposição (BOWMAN et al., 2013).

2.14 Configuração do conjunto que envolve fantoma e espaçadores

Para fins de dosimetria mamária, um fantoma deve ser projetado de modo que, para uma dada espessura aproximada, simule as propriedades de uma mama comprimida. Assim, o equipamento pode ser usado para medir o espectro de Raios-X e o tempo de exposição da paciente.

As Diretrizes Europeias para a Garantia da Qualidade no Rastreamento da Mama e Diagnóstico (CE 2013) recomendam que o fantoma seja feito de polimetilmetacrilato (PMMA), que é um material termoplástico rígido, transparente e incolor. O PMMA pode ser considerado um dos polímeros (fibra sintética) mais modernos e com maior qualidade do mercado, pela sua facilidade de adquirir formas, leveza e alta resistência. É também

chamado de vidro acrílico ou simplesmente, acrílico.

As Diretrizes Europeias sugerem que as espessuras dos fantasmas entre 20 e 70 mm sejam usadas para simular casos de mamas na faixa entre 20 e 90 mm. Dance et al. (2000) usou cálculos de Monte Carlo para determinar a espessura do PMMA equivalente às mamas de diferentes espessuras para mulheres que participaram do programa de exames relacionados no Reino Unido.

O PMMA é menor que a espessura da mama simulada, portanto é necessário o uso de espaçadores para o preenchimento do espaço entre o fantoma e a bandeja de compressão (DANCE et al., 2016).

A configuração do conjunto fantoma e espaçadores é mostrada na figura 2.13.

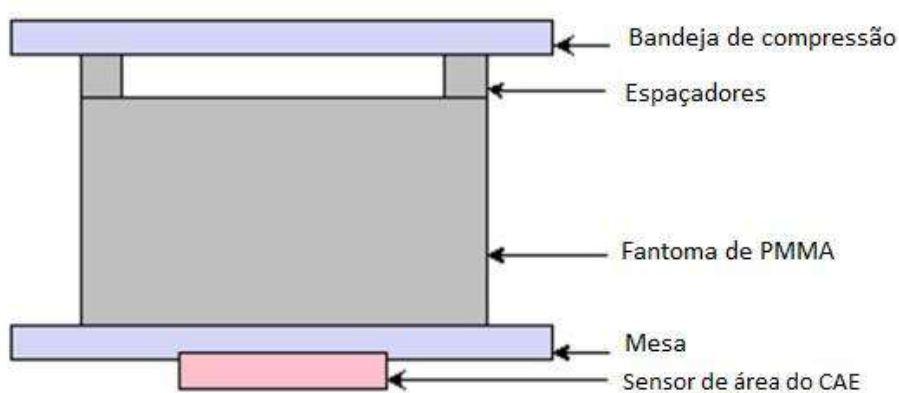


Figura 2.13 – Configuração do conjunto que envolve fantoma e espaçadores no mamógrafo.

A respeito das espessuras recomendadas para fantasmas e espaçadores, as informações das Diretrizes Europeias são baseadas nas recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2011). Este órgão cita a tabela 2.11 para o auxílio no cálculo da dose glandular média, na mamografia digital.

Tabela 2.11 – Espessuras de mama e glandularidades adicionais utilizadas no modelo de mama cilíndrica (IAEA, 2011).

<div> <div>Espessura do</div> <div>PMMA (mm)</div> </div>	<div> <div>Espessura do</div> <div>modelo de mama</div> <div>padrão (mm)</div> </div>	<div> <div>Glandularidade do</div> <div>modelo de mama</div> <div>padrão (%)</div> </div>
20	21	97
30	32	67
40	45	40
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4

Por causa da composição, os fantasmas de PMMA não preenchem exatamente todas as características das mamas simuladas. Isso vale também para todos os espectros de Raios-X que são usados para um exame mamográfico. Essa característica é particularmente importante para o DBT, o qual é feito sem uma grade de espalhamento. Por conta disso, a contribuição da radiação espalhada será substancial. A taxa de espalhamento primário irá variar inicialmente com o projeto do receptor de imagem, e com o ângulo de projeção (DANCE et al., 2016). A tabela 2.12 apresenta os limites aceitáveis e desejáveis para a Dose Glandular Média, conforme recomendações da IAEA (2011). Os limites estão separados por espessura do modelo de mama padrão (mm).

Tabela 2.12 – Limites aceitáveis e adequados para a Dose Glandular Média (IAEA, 2011).

Espessura do PMMA (mm)	Espessura do modelo de mama padrão (mm)	Nível aceitável para a DGM para mama equivalente (mGy)	Nível desejável para a DGM para mama equivalente (mGy)
20	21	1,0	0,6
30	32	1,5	1,0
40	45	2,0	1,6
45	53	2,5	2,0
50	60	3,0	2,4
60	75	4,5	3,6
70	90	6,5	5,1

2.15 Espectrômetro de Raios-X

O espectrômetro de Raios-X é um processador de pulsos digitais de alto desempenho. O equipamento é composto dos seguintes componentes: um detector de Raios-X, um pré-amplificador, uma eletrônica de processamento de pulsos, uma janela de berílio, e um filtro. Adicionalmente, deve-se usar um tubo de Raios-X para geração dos feixes, que sejam preferencialmente de origem clínica. Opcionalmente, podem-se usar materiais de PMMA entre o tubo de Raios-X e o alvo. A figura 2.14 apresenta o espectrômetro.



Figura 2.14 – Espectrômetro de Raios-X [Fonte: Manual da *Amptek Inc.* (Bethesda, 2011)].

2.16 Tubo de Raios X clínico

Para a geração de feixes de Raios-X em simulação de ambientes de Radiodiagnóstico,

pode-se usar um tubo adaptado para um caso clínico. Esta ferramenta é útil para experimentos envolvendo mamografia, tomografia e Raios-X de altas energias, apesar de sua baixa energia efetiva. Além disso, ele pode ser usado em conjunto com outros acessórios de medição, tais como câmaras de ionização, detectores e espectrômetros. A figura 2.15 ilustra esse equipamento.



Figura 2.15 – Mini-tubo de Raios-X (Fonte: Manual da *Amptek Inc.*, Bethesda, 2011.).

Capítulo 3

Materiais e métodos

Neste capítulo são apresentados os materiais e a metodologia aplicada neste trabalho.

Para o experimento prático nas salas com os mamógrafos, foram fabricados fantasmas que simulam uma mama comprimida, de diferentes espessuras. Além disso, foram feitos espaçadores para serem colocados acima dos fantasmas.

Para o experimento computacional, foram modelados no MCNPX dois modelos de tubos de Raios-X, portanto duas geometrias foram adotadas.

Na experiência que envolveu o espectrômetro de Raios-X, usaram-se apenas fantasmas na posição vertical e sem espaçadores, porque não houve compressão. O anodo do tubo de Raios-X é composto do material tungstênio somente, e não é rotatório. Por isso, não houve a possibilidade de trocá-lo por outro material. Sendo assim, aqueles experimentos envolveram apenas as medidas com as combinações anodo/filtro da DR e da tomossíntese.

As combinações utilizadas para os dois tubos foram: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Al e W/Ag. As validações foram feitas por meio de comparações com a literatura existente.

3.1 Fabricações dos materiais a serem utilizados nos experimentos com mamógrafos

Para as medições nos mamógrafos, os componentes a serem utilizados foram fabricados em estabelecimentos comerciais por dois motivos:

- Baixo custo de customização;
- Baixa disponibilidade no mercado de modelos prontos.

3.1.1 Fantasmas de PMMA

Os fantasmas utilizados no trabalho foram feitos do material PMMA, para representar mamas típicas. Foram fabricados em loja especializada em acrílico, com dimensões críticas. As medidas de comprimento e largura não mudaram (18 cm x 24 cm), e apenas a espessura variou para cada fantoma. Elas serviram para todas as combinações anodo/filtro.

As figuras 3.1 a 3.3 apresentam os referentes equipamentos, com suas respectivas

dimensões.

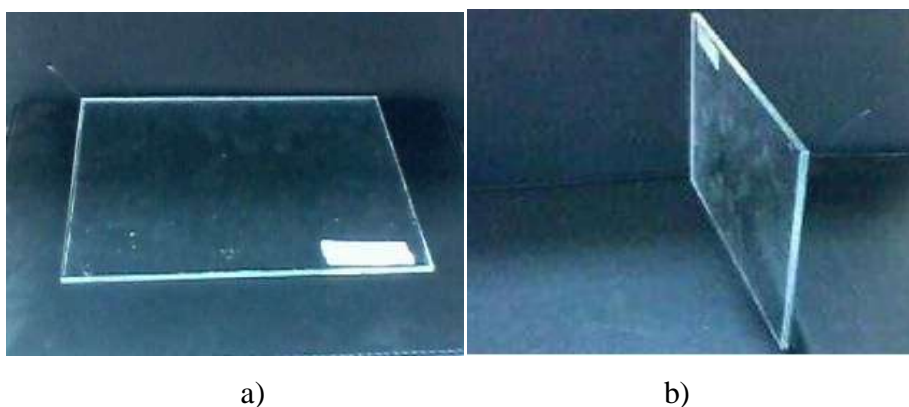


Figura 3.1 – Fantoma de dimensões 18 cm x 24 cm x 0,5 cm, nas visões (a) frontal e (b) lateral.

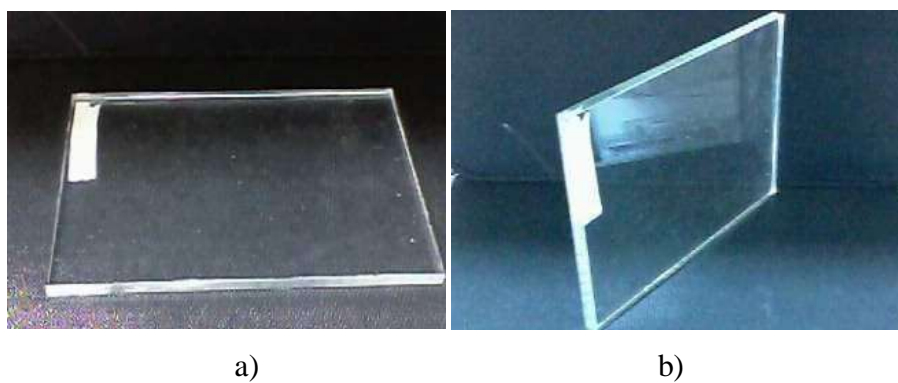


Figura 3.2 – Fantoma de dimensões 18 cm x 24 cm x 1,0 cm, nas visões (a) frontal e (b) lateral.



Figura 3.3 – Fantoma de dimensões 18 cm x 24 cm x 2,0 cm, nas visões (a) frontal e (b) lateral.

3.1.1.1 Análise do coeficiente de atenuação linear nos fantasmas

Após a fabricação, o coeficiente de atenuação linear μ dos fantasmas foi calculado. Esta grandeza representa a probabilidade, por unidade de comprimento, de que o fóton seja removido do feixe pelo material. Este evento pode ocorrer por absorção ou espalhamento. Quanto maior a espessura de um material, maior a quantidade de radiação que ela absorve, ou seja, menor a intensidade do feixe que atravessa o material. Como a absorção obedece a uma equação exponencial, a intensidade diminui, mas nunca se anula. O coeficiente se relaciona com a camada semirredutora pela equação (2.5).

O experimento foi realizado no Laboratório de Metrologia, pertencente ao Laboratório de Ciências Radiológicas, localizado na Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ). Em cada fantoma, cinco pontos de interesse foram marcados, e variaram de 0 (zero) a 4 (quatro), inclusive o que apresentou o centro de massa, C. O objetivo foi determinar a carga, medida em nanocoulomb, em relação à espessura de cada bloco de acrílico. A disposição dos pontos no fantoma é apresentada na figura 3.4.

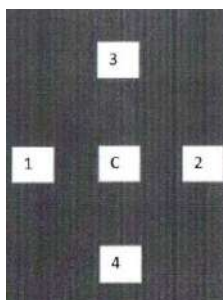


Figura 3.4 – Disposição dos pontos no fantoma de PMMA, para a análise do coeficiente de atenuação linear.

Abaixo, é mostrada a figura 3.5, que mostra a curva de atenuação para os fantasmas de PMMA. A relação é de carga (em nC), por espessura do PMMA (em mm).

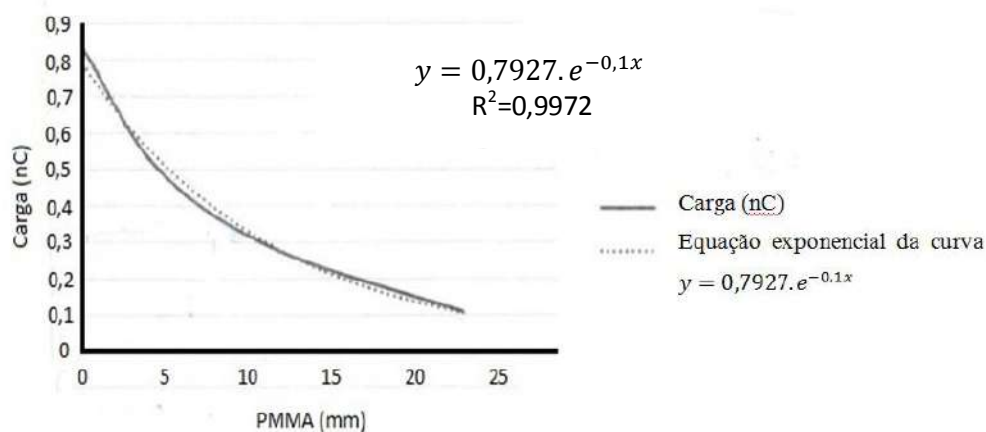


Figura 3.5 – Curva de atenuação da carga em função da espessura, do fantoma de PMMA.

A curva apresentou-se na forma exponencial para a carga associada. Ao final do evento, o valor do coeficiente de atenuação linear médio, para todos os fantasmas, foi de $0,1043 \text{ cm}^{-1} \pm 0,0007 \text{ cm}^{-1}$. Conforme a espessura de PMMA aumentou, a carga diminuiu, por conta da maior atenuação do feixe de Raios-X no material. Usou-se o valor de μ para dividir pelo ρ_{PMMA} , que é o coeficiente de atenuação linear do fantoma de PMMA, que foi obtido no Laboratório. O resultado do coeficiente de atenuação da energia absorvida da massa (da fórmula μ/ρ) foi $8,7.10^{-2} \text{ cm}^2/\text{g}$, levando-se em conta a espessura do PMMA, que vale $1,19 \text{ g/cm}^3$. Segundo recomendações do NIST, $8,7.10^{-2} \text{ cm}^2/\text{g}$ corresponde à tensão de 27 keV, aproximadamente. Ou seja, ela está na faixa de energia para mamografia (entre zero e 30 keV). O resultado foi considerado satisfatório, e assim puderam-se iniciar os experimentos nos mamógrafos reais.

3.1.2 Espaçadores de PMMA

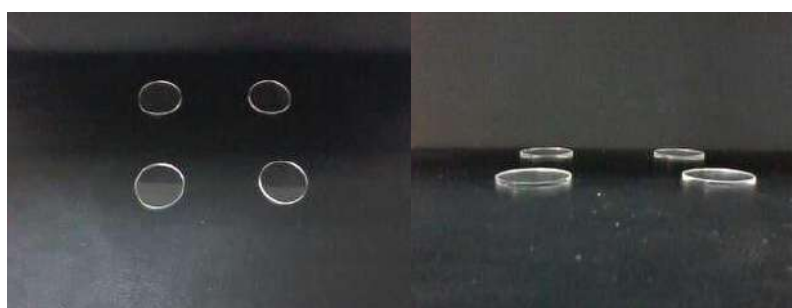
Para as medidas no mamógrafo, necessitou-se dos espaçadores de PMMA. Estes serviram para serem colocados acima dos fantasmas. Os equipamentos foram fabricados em lojas especializadas em acrílico. As dimensões foram críticas para cada um. As medidas do diâmetro foram de 3 cm, e apenas a espessura variou (para cada, foram fabricados quatro unidades no total). As figuras 3.6 a 3.11 apresentam os referentes equipamentos, com suas respectivas dimensões.



a)

b)

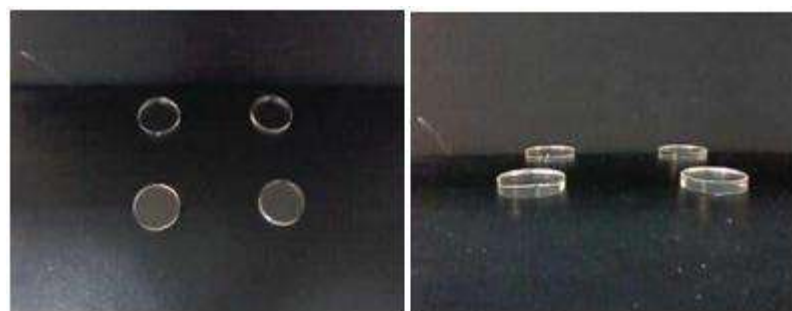
Figura 3.6 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 1 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.



a)

b)

Figura 3.7 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 2 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.



a)

b)

Figura 3.8 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 5 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.

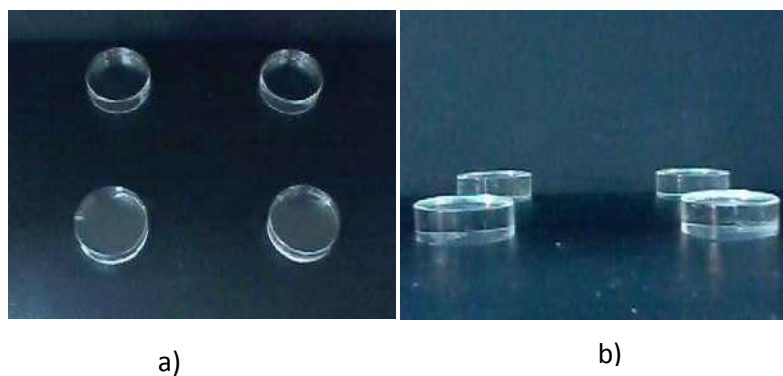


Figura 3.9 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 10 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.

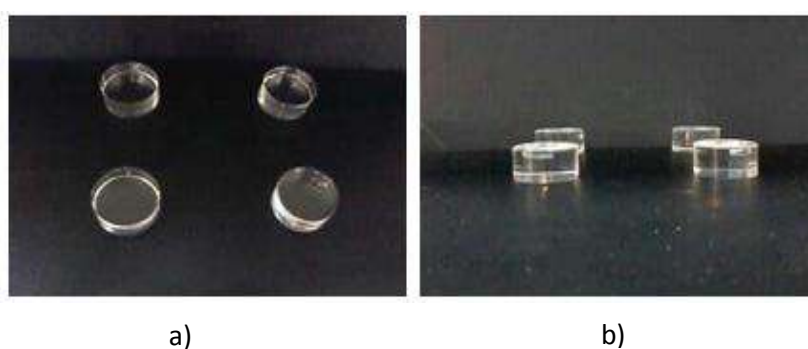


Figura 3.10 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 15 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.

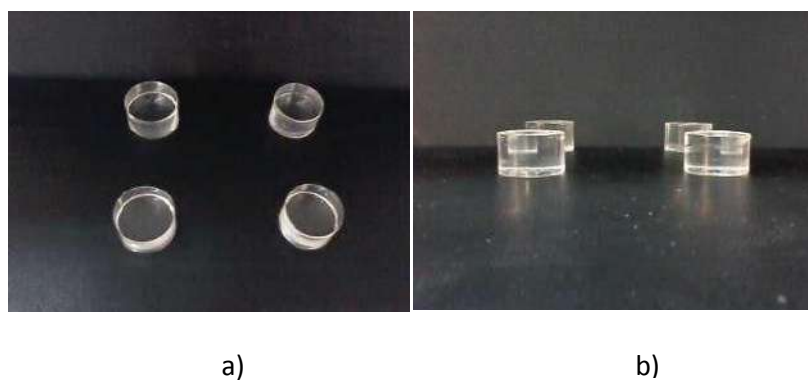


Figura 3.11 – Espaçadores de 3 cm de diâmetro e 20 mm de espessura, nas visões (a) frontal e (b) lateral.

3.2 Medições com o conjunto fantoma + espaçadores nos mamógrafos reais

O fantoma e os espaçadores foram usados nos mamógrafos, para obtenção de algumas grandezas, e posterior comparação com a literatura. Foram obtidos o espectro, o kerma, e a dose glandular média. Alguns autores utilizaram somente fantasmas. Para o registro das medidas, utilizou-se um detector de estado sólido, do fabricante PTW. Todos os mamógrafos utilizados foram aprovados na avaliação de conformidade, pelos institutos credenciados.

3.2.1 O detector de estado sólido

Este equipamento pertence à marca PTW-NOMEX, e mede várias grandezas de forma prática e rápida na mamografia, tomografia computadorizada, exame radiológico dentário, dentre outros. O NOMEX se conecta ao gerador da unidade de Raios-X por meio de plugues. Em uma única operação, o equipamento se conecta via USB a um PC, executando o *Software* NOMEX 3.0.0. As figuras 3.12 e 3.13 apresentam o multímetro e o *software* relacionados, respectivamente.



Figura 3.12 – Multímetro PTW-NOMEX 3.0.0.

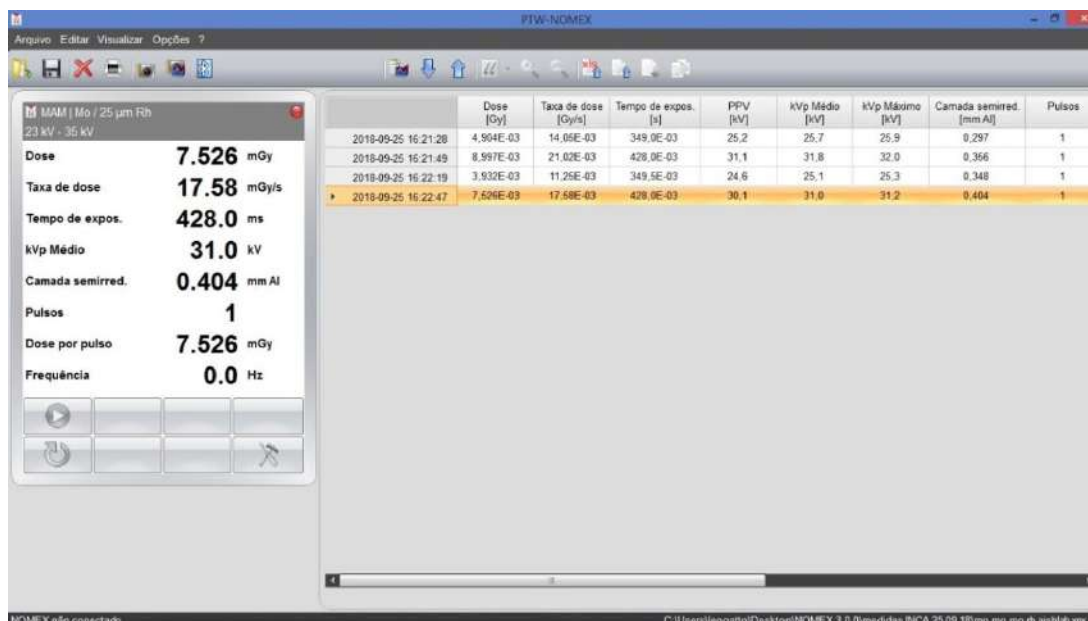


Figura 3.13 – O Software NOMEX 3.0.0.

No *software*, o detector de estado sólido apresenta os pulsos gerados, a taxa de dose em mGy/s, a voltagem média em kVp, a dose em mGy, dentre outras grandezas. As medições podem ser armazenadas dentro do programa, e posteriormente exportadas para análise de dados para aplicativos que trabalham com tabelas e gráficos. Em relação à mamografia, as combinações alvo/filtro podem ser configuradas para os seguintes materiais: Mo/Mo, Mo/Rh, Mo/Al, Rh/Rh, W/Rh, W/Al, e W/Ag. É importante ressaltar que o NOMEX possui uma opção para a medida da dose corrigida em mGy para o mamógrafo com a bandeja de compressão.

Foi utilizado o multímetro NOMEX de modelo 3.0.0. Os objetivos foram obter os valores da tensão aplicada, do kerma no ar, e das respectivas camadas semirredutoras, para cada combinação anodo/filtro. Os resultados foram obtidos até 32 kVp, porque o multímetro apresenta um limite de detecção até 35 kVp de tensão. Segundo o IEC 61674 (*International Electrotechnical Committee*, 2012), a incerteza relativa para medidas de kerma no ar não devem exceder 5% das faixas de medição completas, isto é, no caso da mamografia, entre 23 e 35 kVp (NOMEX, 2021).

3.2.2 Obtenção dos espectros de Raios-X

Os espectros de Raios-X foram obtidos por meio do programa de geração de espectros

Siemens X-ray Toolbox (SIEMENS, 2014), com exceção do espectrômetro. Ele fornece espectros de mamografia para alvos de tungstênio, ródio e molibdênio, para voltagens variando entre 18 kVp a 40 kVp. Essa ferramenta produz espectros de Raios-X não atenuados por meio de algoritmos descritos nos estudos de Boone & Seibert (BOONE, et al., 1997), Boone et al. (BOONE, et al., 1997) e Boone (BOONE, 1998). BOONE, 1997 utilizou um detector de germânio de alta pureza, em conjunto com um analisador multicanal (a faixa de energia variou de acordo com o material do alvo). Nota-se que à medida que a voltagem aumentou, o número de fótons cresceu, juntamente com os picos de Raios-X característicos, e o tamanho do espectro. Isto se deve à corrente no tubo ser proporcional ao quadrado da tensão ($I \propto V^2$), gerando uma maior quantidade de fótons. Além disso, a energia cinética da partícula aumenta proporcionalmente ao aumento da tensão, isto é, 1 Volt equivale a 1 elétron emitido. Nesse programa, o usuário pode introduzir:

- Valores para o potencial do tubo, em kVp;
- O valor do kerma no ar final, em mGy;
- Os materiais e suas respectivas espessuras em milímetros, para a filtração do espectro.

Os espectros fornecidos são obtidos em fótons por (mm². keV) em função da energia do fóton (keV). A qualidade do feixe de Raios-X é dada em termos da energia média. As figuras 3.14 (a) e 3.14 (b) apresentam a versão *online* do simulador.

Simulation of X-ray Spectra

Online tool for the simulation of X-ray Spectra

This application is able to provide you with valuable preliminary information for designing or describing the radiation physics of an X-ray system.

How to use:

The first step is to select the basic parameters of the radiation source and calculate an initial spectrum. A new window will open in which you can add or remove X-ray absorbers depending on your specific interests or needs.

Mammography

Radiography

Anode material:

Molybdenum

28

18 ... 40 kV

The default value for the air kerma of the initial spectrum is 1 mGy. The final air kerma can be defined later.

Calculate Initial Spectrum

Figura 3.14 (a) Tela inicial do Simulador *Siemens X-ray toolbox* (SIEMENS, 2014), para a mamografia.

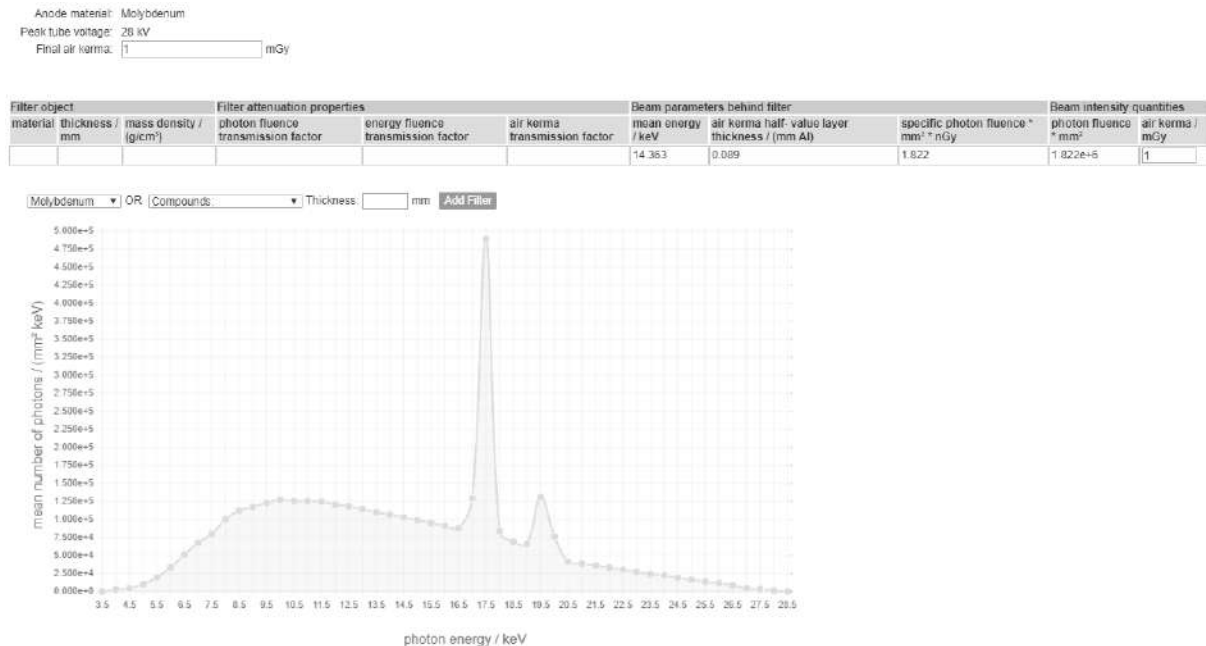


Figura 3.14 (b) – Tela do Simulador *Siemens X-ray toolbox* (SIEMENS, 2014) para a mamografia, apresentando o espectro, dados relacionados ao kerma, HVL, etc.

3.3 Medições com o conjunto fantoma + espaçadores nos mamógrafos reais

As medições com as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh foram feitas em um mamógrafo CR, da *GE Essential*. Utilizaram-se fantasmas e o multímetro NOMEX, de número de série 101445. As tensões utilizadas foram de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp porque segundo BOWMAN, 2015, estas seleções foram baseadas na leitura da espessura da mama comprimida. Em seu trabalho, o mamógrafo utilizado foi o da Siemens MAMMOMAT, e os resultados foram obtidos por meio do CEA (isto é, tensão, em kVp, e carga do tubo em mAs), o qual usou-se uma sub-região com a mais alta atenuação dentro da mama segmentada. Para o registro das doses, em mGy, utilizou-se no detector de estado sólido, sendo que a opção de detecção de dose corrigida, isto é, o material da bandeja de compressão não influenciou no resultado. Portanto, mediu-se a dose na superfície da mama. O resultado de cada medição do kerma, DGM e da HVL foi uma média aritmética das cinco medições realizadas. A incerteza de cada medição representou o desvio padrão da média aritmética, isto é, a incerteza do tipo B. A distância entre o ponto focal de Raios-X e o suporte da mama foi de 660 mm.

As medições com as combinações anodo/filtro W/Rh, W/Ag e W/Al foram feitas no mamógrafo DR, da *Selenia Dimensions*, fabricado pela Hologic. Utilizaram-se fantasmas, espaçadores e o detector de estado sólido (este último com número de série 101418) nestes experimentos, seguindo os mesmos padrões do experimento anterior. No caso do conjunto anodo/filtro W/Rh, as tensões de 25, 26, 28 e 31 kVp foram escolhidos de acordo com a espessura da mama, para o mamógrafo *Selenia Dimensions*, da Hologic (BOWMAN, 2015). Na combinação W/Ag, as tensões escolhidas foram as de 31 kVp e 33 kVp, pelos mesmos motivos da combinação W/Rh. E idem para o W/Al, porém com tensões de 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp. Novamente, o resultado de cada medição do kerma, da DGM e da HVL foi uma média aritmética das cinco medições realizadas. A incerteza de cada medição representou o desvio padrão da média aritmética, isto é, a incerteza do tipo B. A distância entre o ponto focal de Raios-X e o suporte da mama foi de 700 mm.

Para cada uma das tensões nos experimentos mencionados anteriormente, variou-se o produto corrente-tempo, em mAs. Em todas as medidas, utilizaram-se fantasmas e espaçadores de PMMA, variando-se as respectivas espessuras segundo as recomendações da Comissão Europeia e da IAEA. As tensões e os produtos corrente-tempo seguiram orientações de trabalhos anteriores de BOWMAN et. al, 2015, AISHAH, 2013, REN et al., 2012, DUARTE, 2012, OLIVEIRA, 2014 e OLIVEIRA et al., 2014. BOWMAN et al., 2015 realizou medições em pacientes usando várias combinações anodo/filtro em alguns mamógrafos, enquanto que

os demais realizaram experimentos mamográficos através das medições nos fantasmas e espaçadores de PMMA.

3.3.1 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X Mo/Mo

O trabalho desta tese consistiu de medições com fantasmas de PMMA, com 45 mm de espessura no total, e espaçadores de 8 mm de espessura, no mamógrafo *GE Essential 3000*, do fabricante *General Electric*, e número de série 674782BU8. Este sistema é equipado com um detector de selênio amorfo (a-Se), com dimensões de 24 cm x 30 cm. O número de série do tubo de Raios-X é 145319TX. O equipamento é apresentado na figura 3.15.



Figura 3.15 - Mamógrafo *GE Essential 3000*, fabricado pela *General Electric*.

Os objetivos foram obter os valores da kerma, do DGM, e a obtenção do espectro. Utilizou-se a equação 2.15 para calcular a dose glandular média. Os espectros foram obtidos conforme explicado no subitem 3.2.2.

Para isso, foram feitas diferentes combinações de kVp e mAs. Os valores da voltagem utilizados foram de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp. As exposições foram realizadas de modo a reproduzir as mesmas condições clínicas em CC. Neste experimento, não foram utilizados espaçadores. Não foram feitas variações de ângulo, isto é, as medidas foram feitas com o tubo em zero grau. A configuração utilizada é apresentada na figura 3.16.



Figura 3.16 – Mamógrafo com o anodo/filtro Mo/Mo, e os seguintes componentes: três fantasmas, que juntos somam 45 mm de espessura, além de 8 mm de espaçadores; acima da bandeja da compressão, está o multímetro NOMEX.

3.3.2 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X Mo/Rh

O trabalho também foi realizado no mamógrafo *GE Essential 3000*, do fabricante *General Electric*. O experimento repetiu as etapas do subitem 3.3.1, e a configuração utilizada foi a mesma da figura 3.16.

3.3.3 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X Rh/Rh

Este experimento seguiu os mesmos passos dos subitens 3.3.1 e 3.3.2.

3.3.4 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X W/Rh

O experimento foi feito no mamógrafo *Selenia Dimensions*, fabricado pela *Hologic*, e número de série 81001110637. Este sistema é equipado com um detector de selênio amorfo (a-Se), com dimensões de 24 cm x 29 cm. O número de série do tubo de Raios-X é YA800439. Para as aquisições em 2D, foram usados as combinações ânodo/filtro de W/Rh e W/Ag. A figura 3.17 mostra o mamógrafo.



Figura 3.17 - Mamógrafo *Selenia Dimensions*, fabricado pela *Hologic*.

As medições foram feitas com fantasmas e espaçadores de PMMA. As espessuras variaram entre 21 e 60 mm, conforme a tabela 2.11. A disposição dos equipamentos no mamógrafo pode ser vista na figura 3.18.



Figura 3.18 – Visão frontal da disposição dos equipamentos no mamógrafo *Selenia Dimensions*. De cima para baixo, são mostrados: o multímetro NOMEX, a bandeja de compressão, os espaçadores e os fantasmas.

Os objetivos do trabalho desta tese foram: obter os valores da DGM e do kerma, além do espectro. Utilizou-se a equação 2.15 para calcular a dose glandular média. Os espectros foram obtidos conforme explicado no subitem 3.2.2. Foram feitas diferentes combinações de kVp e mAs, além de variações nas espessuras dos fantasmas e espaçadores de PMMA, conforme a tabela 2.11. As exposições foram realizadas de modo a reproduzir as mesmas

condições clínicas em CC. Não foram feitas variações de ângulo, isto é, as medidas foram feitas com o tubo em zero grau.

3.3.5 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X W/Ag

Os experimentos foram os mesmos relatados no subitem 3.3.4. A diferença entre ambos é de que os fantasmas utilizados na combinação anodo/filtro foram apenas os de 60 mm e 70 mm, que foram associados com os respectivos espaçadores, e dispostos conforme a tabela 2.11. Os objetivos foram os mesmos do subitem anterior. O tubo permaneceu em zero grau.

3.3.6 Medições com base nas referências, em um mamógrafo com tubo de Raios-X W/Al

O experimento foi feito no mamógrafo *Selenia Dimensions*, fabricado pela *Hologic*. Além das aquisições no modo 2D, o aparelho também possui o modo 3D, o da tomossíntese. Nela, o sistema muda a filtração para 700 μm de Al, com um detector de a-Se, com dimensões de 24 cm x 29 cm. Um algoritmo de retroprojeção filtrada próprio da *Hologic* é utilizado para reconstruir as imagens da mama a partir de 15 projeções dos Raios-X adquiridas ao longo de 15°, isto é, de -7,5° a 7,5°.

O trabalho desta tese consistiu de medições com fantasmas de PMMA, com espessuras que variaram entre 20 e 50 mm de espessura. Além disso, para cada espessura do fantoma, utilizam-se espaçadores de PMMA, seguindo-se as associações da tabela 2.11. A disposição dos equipamentos no mamógrafo foram os mesmos dos subitens 3.3.2 e 3.3.3.

Os objetivos foram obter os valores da DGM e do Kerma, além do espectro. Para isso, foram feitas diferentes combinações de kVp e mAs. Para o cálculo da DGM, utilizaram-se as equações 2.16 e 2.17. As exposições foram realizadas de modo a reproduzir as mesmas condições clínicas em CC. As angulações variaram de -7,5° a 7,5°, com intervalos de 1,25°.

3.4 Modelagem dos fantasmas, espaçadores e de alguns equipamentos do mamógrafo no Monte Carlo (MCNPX)

Os tubos de Raios-X foram modelados no *Visual Editor (Vised)*, aplicativo auxiliar do MCNPX. São eles: **T1** e **T2**. Além disso, modelaram-se outros acessórios do mamógrafo no *Vised*, tais como:

1. Janela de berílio (Be);
2. Filtro;
3. Fantoma;
4. Bandeja de compressão;
5. Placa de suporte;
6. Detector;
7. Espaçadores.

3.4.1. Modelagem dos tubos de Raios-X no *Vised*

Modelaram-se dois tubos no *Vised*: o **T1** e o **T2**. O primeiro foi usado para os anodos de molibdênio, ródio e tungstênio, exceto para a tomossíntese. O tubo **T2** foi modelado para combinação W/Al, exclusivamente para DBT.

3.4.1.1 Modelagem do tubo de Raios-X T1

Modelou-se o tubo de Raios-X **T1**, para as seguintes combinações anodo/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh e W/Ag. As informações constam da patente 5375158 (1994). Os materiais também foram ajustados de acordo com aquele documento. O anodo e o filtro podem ser adaptáveis para vários materiais, tais como mostrados na tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Materiais que podem ser usados no tubo de Raios-X para o anodo e o filtro, conforme a patente 5375158 (1994).

ANODO	FILTRO
Molibdênio (Mo)	Molibdênio (Mo)
Prata (Ag)	Prata (Ag)
Ródio (Rh)	Ródio (Rh)
Tungstênio (W)	Índio (In)
Paládio (Pd)	Paládio (Pd)
Cádmio (Cd)	Cádmio (Cd)
Rutênio (Ru)	
Háfnio (Hf)	
Tântalo (Ta)	
Rênio (Re)	
Ligas ou misturas dos materiais acima	

A partir das informações disponíveis, os componentes do tubo **T1** foram redimensionados para adaptarem-se ao código de simulação.

A ampola de Raios-X é composta de vidro de Borosilicato (*Pyrex*®). O ambiente interno da ampola está a vácuo para assegurar mínimas perdas de energia para os elétrons acelerados em direção ao anodo. O *housing* mamográfico é composto de aço carbono. As figuras 3.19 e 3.20 mostram respectivamente, um corte do **T1** simulado no *Vised*, e a sua visão em 3D, no mesmo aplicativo.

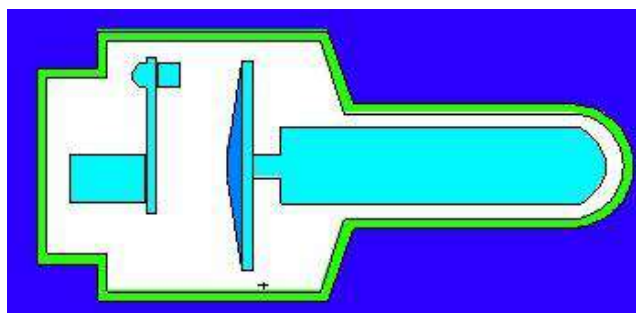


Figura 3.19 – Tubo de Raios-X **T1**, modelado no *Vised*.

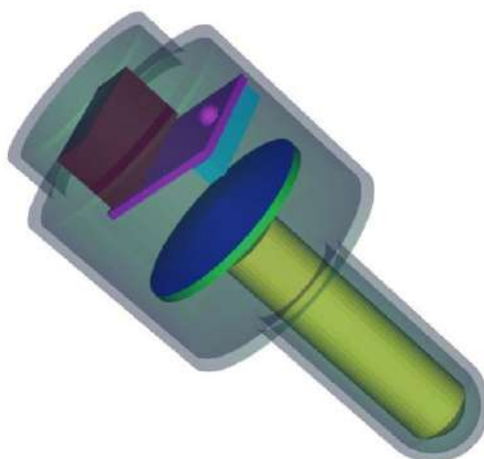


Figura 3.20 – Visão em 3D do tubo de Raios-X **T1**, modelado no *Vised*.

3.4.1.2 Modelagem do tubo de Raios-X **T2**, para a tomossíntese

O tubo de Raios-X **T2** para o anodo de tungstênio foi modelado conforme a patente 3610984 (1971). Os materiais e dimensões disponíveis também foram modelados de acordo com aquele documento. Este informa que o anodo deve ser somente de tungstênio. Pode-se trocar o filtro durante um exame da mama. Por isso, o equipamento pode ser adaptável para outros materiais, tais como os listados na tabela 3.2:

Tabela 3.2 – materiais que podem ser usados no tubo de Raios-X **T2** para o anodo e o filtro, conforme a patente 3610984 (1971).

ANODO	FILTRO
Tungstênio (W)	Molibdênio (Mo)
	Prata (Ag)
	Ródio (Rh)
	Outros materiais

A partir das informações disponíveis, os componentes do tubo foram redimensionados para adaptarem-se ao código de simulação.

A ampola de Raios-X é composta de vidro de Borosilicato (*Pyrex®*). O ambiente interno da ampola está a vácuo para assegurar mínimas perdas de energia para os elétrons

acelerados em direção ao anodo. O *housing* mamográfico é composto de aço carbono. As figuras 3.21 e 3.22 mostram respectivamente, um corte do tubo de Raios-X **T2** (anodo de tungstênio, W) simulado no *Vised*, e a sua visão em 3D, no mesmo aplicativo.

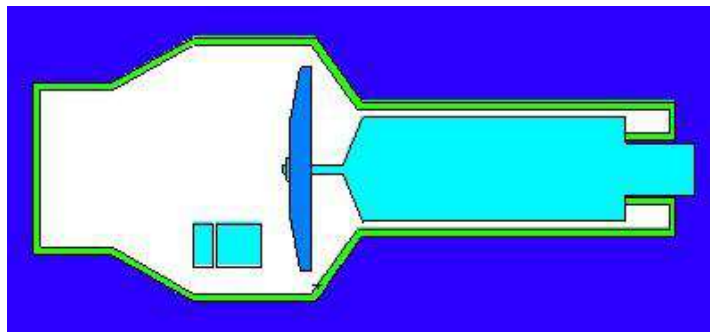


Figura 3.21 – Tubo de Raios-X **T2** para a combinação tungstênio/alumínio, modelado no *Vised*.

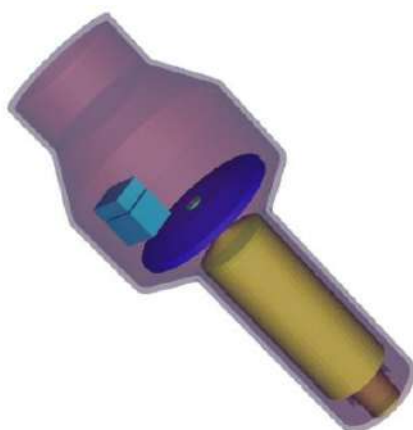


Figura 3.22 – Visão em 3D do tubo **T2** para a combinação tungstênio/alumínio, modelado no *Vised*.

3.4.2 Modelagem da janela de berílio

Abaixo dos tubos, foram modeladas as janelas de berílio (Be) nos tubos **T1** e **T2**. Aquele elemento químico garante baixa atenuação e boa integridade estrutural. As dimensões em ambos os tubos foram de 0,63 mm, conforme recomendações de RODRIGUES, 2016. A figura 3.23 ilustra o acessório.

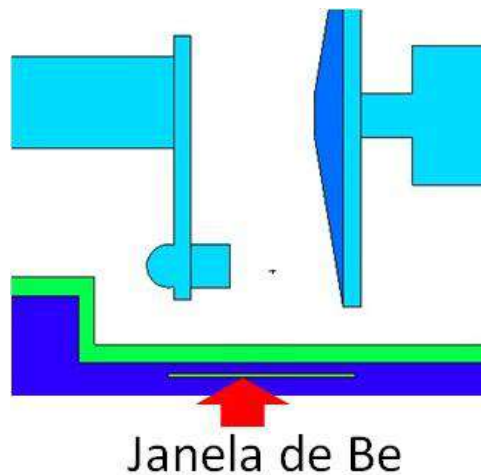


Figura 3.23 – Janela de berílio (Be) modelada no *Vised*.

3.4.3 Modelagem dos filtros

As medidas dos filtros variavam conforme o material, e a combinação com o anodo. As espessuras para o Mo foram: 30 μm (para a combinação Mo/Mo); Rh: 25 μm (para as combinações Mo/Rh e Rh/Rh), e 50 μm (para a combinação W/Rh); Ag: 50 μm (para a combinação W/Ag); Al: 700 μm (para a combinação W/Al). Observação: As medidas das espessuras dos filtros de Mo e Rh para as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh basearam-se nos dados do mamógrafo *Senographic*, da marca General Electric *Essential*; as demais espessuras foram extraídas do manual do mamógrafo *Selenia Dimensions*, da marca Hologic. A figura 3.24 apresenta o filtro, localizado abaixo do tubo e imediatamente abaixo da janela de berílio.

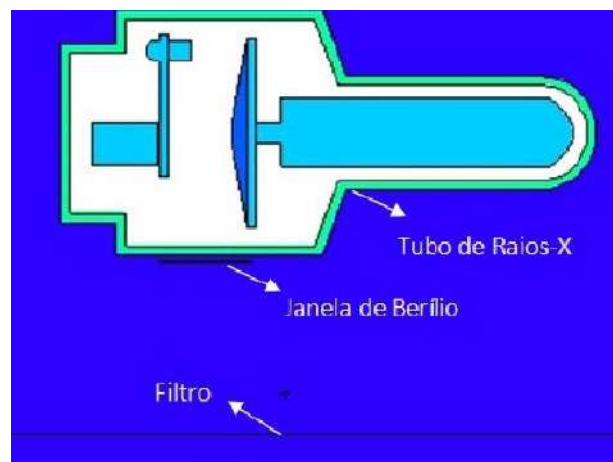


Figura 3.24 – Filtro modelado no *Vised*.

3.4.4 Modelagem dos fantasmas e da placa de suporte

Os fantasmas foram modelados e posicionados acima da placa de suporte (*bucky*), usando-se policarbonato. As dimensões referentes ao comprimento e largura de cada fantoma foram 18 cm e 24 cm, respectivamente. As espessuras variaram segundo recomendações da IAEA (2011). A figura 3.25 mostra a modelagem dos acessórios no *Vised*.



Figura 3.25 – Fantoma modelado no *Vised* (em laranja) e a placa de suporte (imediatamente abaixo do fantoma).

3.4.5 Modelagem dos espaçadores

Os espaçadores de PMMA foram modelados para ficarem acima do fantoma. A espessura de uma mama típica equivale à soma da espessura do fantoma com a do espaçador, segundo a *European Guidelines* (2006). Neste trabalho, cada um dos espaçadores modelados mediram 3 cm de diâmetro, e as espessuras variaram segundo as normas da IAEA (2011). A figura 3.26 mostra a modelagem dos espaçadores no *Vised*.



Figura 3.26 – Espaçadores modelados no *Vised* (quatro unidades no total).

Os espaçadores foram modelados como cilindros de variadas espessuras. No total, foram inseridas quatro unidades para cada espessura. As medidas foram:

- a) 1 milímetro;

- b) 2 milímetros;
- c) 5 milímetros;
- d) 10 milímetros;
- e) 15 milímetros;
- f) 20 milímetros.

As espessuras dos espaçadores variaram quando a espessura do fantoma mudava, conforme a tabela 2.11.

3.5 Medições obtidas na simulação de Monte Carlo (MCNPX)

As medições foram obtidas para os tubos **T1** e **T2** para os seguintes anodos/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag e W/Al. Foram feitas medições do kerma, da dose glandular média e das outras grandezas relacionadas, associadas com as respectivas voltagens e cargas feitas nos mamógrafos clínicos.

3.5.1 Obtenções do kerma e da dose glandular média na simulação de Monte Carlo (MCNPX)

Exceto para a tomossíntese, os valores de dose absorvida média no tecido mamário foram normalizados para valores de kerma no ar, substituindo-se o fantoma por detectores posicionados acima da placa de suporte. Os detectores consistiam de esferas de ar com um volume sensível de 1 cm³. A razão entre a dose glandular absorvida média (D_g), em miligray (mGy), e o kerma no ar na entrada da pele (K_e), em miligray de kerma no ar (mGy), para as mesmas condições de irradiação fornece a dose glandular normalizada. Sua unidade é miligray por miligray de kerma no ar. Essa relação é expressa na equação 3.1:

$$D_g N = \frac{D_g}{K_e} \left[\frac{\text{mGy}}{\text{mGy}} \right] \quad (3.1)$$

Na tomossíntese não foram utilizados os detectores pontuais. Sendo assim, utilizaram-se fantasmas e espaçadores para as medições do kerma e da DGM.

Para a obtenção do kerma no MCNPX, foi utilizado o *tally* *F8, que fornece os dados da energia média absorvida (em MeV), além da sua relação com a fração de energia

depositada. Nos tubos **T1** e **T2** foram utilizados apenas os espectros polienergéticos. Depois, dividiu-se a energia média absorvida pela massa da mama, em gramas, para a obtenção da energia, em MeV/g.

A conversão dos resultados fornecidos pelo MCNPX para valores de D_g e K_e foi realizada inicialmente através da equação 3.2:

$$D_g = \frac{E}{m} \times G \times 1,602 \times 10^{-7} \text{ [mGy]} \quad (3.2),$$

onde D_g é a dose absorvida média somente no tecido glandular, E/m representa o resultado da simulação de energia absorvida média por unidade de massa (MeV/g), e G é o fator que corrige a porção de energia absorvida no tecido mamário devido ao tecido glandular. O termo $1,602 \times 10^{-7}$ é o fator de conversão de MeV/g para mGy. A massa foi fornecida ao MCNPX como sendo igual a:

$$m = f_g \times \rho \times \text{Vol} \quad (3.3),$$

onde f_g é a fração glandular, ρ é a densidade do tecido mamário e Vol é o volume do tecido mamário. O fator que corrige a porção de energia absorvida no tecido mamário devido ao tecido glandular G vale

$$G = \frac{f_g \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_g}{f_g \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_g + (1-f_g) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_a} \quad (3.4),$$

onde $(\mu_{en}/\rho)_g$ e $(\mu_{en}/\rho)_a$ são os coeficientes de absorção de energia em massa do tecido glandular e do tecido adiposo, respectivamente. Estes coeficientes foram obtidos a partir do banco de dados NIST (NIST, 2010). Tanto a função G quanto o fator $1,602 \times 10^{-7}$ podem ser incorporados diretamente no cartão de entrada de dados do MCNPX por meio dos cartões DE/DF e FM, respectivamente (RODRIGUES et al., 2016), geralmente através da *tally* F6. O kerma foi calculado conforme a equação (3.5):

$$k_e = \frac{E}{m} \times 1 \times 1,602 \times 10^{-7} \text{ [mGy kerma no ar]} \quad (3.5)$$

Para a obtenção da dose glandular média no MCNPX, foi necessário substituir o PMMA por esferas de ar, que representaram a mama comprimida, exceto para a tomossíntese. Neste caso, utilizaram-se fantasmas e espaçadores no lugar das esferas de ar. Em nenhuma das combinações foi colocada a bandeja de compressão, para esta não influenciar na atenuação

dos Raios-X. A dose absorvida no tecido mamário, medida em MeV, foi obtida usando-se o *tally* *F8. Foram usadas as equações (3.1), (3.2), (3.4) e (3.5) do subitem 3.7.1, e a (2.14) do subitem 2.8.4, para os cálculos do kerma, da dose glandular normalizada e da DGM. Consideraram-se as seguintes grandezas naquelas equações:

- A energia obtida pelo *tally* *F8, em MeV, representada por E;
- A massa média das esferas de ar, em metros;
- G, como sendo o fator que corrige a porção de energia absorvida no tecido mamário devido ao tecido glandular (BOONE, 1999);
- Visaram-se os resultados com erros relativos inferiores a 5%.

Para cada medição, foram obtidos o kerma, a DGM e a dose glandular normalizada, bem como suas respectivas incertezas, determinadas pelo próprio MCNPX.

Em relação ao tubo **T1**, cada uma das simulações durou 900 minutos, isto é, o comando CTME (ajuste de tempo, em minutos, inserido no cartão de dados) foi ajustado para 900. Este tempo equivale à cerca de $7,5 \times 10^6$ histórias, que foram representadas pelo comando NPS (PELOWITZ, 2011).

No tubo **T2** (para a tomossíntese), cada uma das simulações durou 600 minutos, o equivalente a 9×10^8 histórias. As incertezas encontradas para os dois tubos estiveram abaixo dos 5%, conforme recomendações de PELOWITZ (2005). A figura 3.27 apresenta o tubo **T2** angulado, representando as medições para a obtenção da DGM, as quais variaram-se os ângulos entre $-7,5^\circ$ e $7,5^\circ$, em intervalos de $0,625^\circ$.

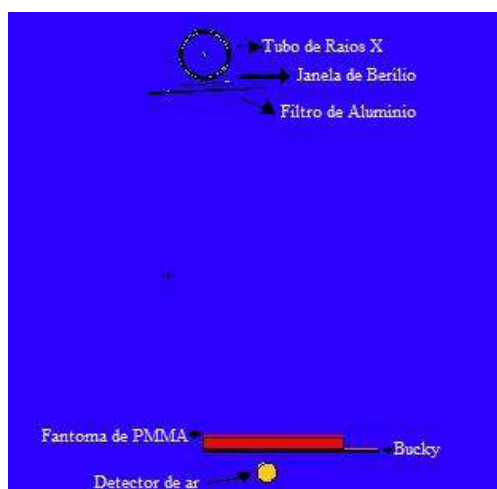


Figura 3.27 – Todos os equipamentos de mamografia modelados no *Vised*, para a obtenção da DGM, na tomossíntese.

3.5.2 Obtenções dos espectros na simulação de Monte Carlo (MCNPX)

Conforme o subitem 3.2.2, os espectros de Raios-X foram obtidos através do *tally* F5, que fornece a fluência média de fótons por centímetro quadrado, para uma determinada tensão, em kVp. No caso da tomossíntese, os espectros foram gerados com o tubo apenas na posição de zero grau. Em todas as combinações foram usados espaçadores, posicionados acima do fantoma. Os espectros foram plotados em um aplicativo gerador de gráficos, e depois comparados com a referência. As incertezas encontradas estiveram abaixo dos 5 %, conforme recomendações de PELOWITZ (2005). As tensões utilizadas foram as mesmas do experimento com o mamógrafo e o PTW-NOMEX. O parâmetro *erg* (energia) do cartão de dados foi usado para inserir-se o valor da voltagem, porque suas grandezas que são iguais e proporcionais, o qual a 1 keV de energia cinética da partícula equivale a 1 kVp de tensão. O MCNPX trabalha com a energia em MeV. Como este trabalho utilizou a faixa de tensão em mamografia, a qual é pequena (entre 18 e 40 kVp), o parâmetro *erg* precisou ser ajustado para keV, um submúltiplo do MeV.

Abaixo do *bucky*, utilizaram-se detectores de ar pontuais representando detectores de estado sólido, com 2 cm de raio cada. SHULTIS (2006) recomendou estas especificações para uma melhor confiabilidade dos resultados. Além disso, aquele autor recomendou para o *tally* F5 uma zona de exclusão esférica em volta de um detector pontual de raio R (que deve estar entre 0,2 e 0,5 cm, representando um livre caminho, onde nenhuma interação possa ocorrer perto do detector) e as coordenadas x, y e z. Neste trabalho, o valor assumido para R foi de 0,5 centímetros.

Outro comando utilizado foi o FCL (*Forced Collision*), que aumentou a população de fótons nas regiões de interesse, que neste caso foram os detectores preenchidos com ar. A bandeja de compressão não foi utilizada, para este equipamento não influenciar na atenuação dos Raios-X. A distância fonte-detector foi superior a 50 cm. Já a composição química dos elementos foi obtida no site do NIST. Usou-se no cartão de dados do MCNPX o parâmetro PHYS:P, referente à Física do fóton, na qual não se utilizou o espalhamento coerente, pela sua influência na formação de picos de Raios-X Característicos. Além disso, exceto para as combinações Rh/Rh e W/Ag (que apresentaram bons resultados apenas com o parâmetro PHYS:P), o parâmetro PHYS:E foi necessário para um melhor ajuste dos espectros, principalmente nos picos. Assim, ajustaram-se os comandos *ibad*, *bnum* e *xnum*, para o aumento da contribuição dos fótons de *Bremsstrahlung*. Analisou-se o resultado referente aos *bins* de energia a partir da energia de corte, segundo PELOWITZ (2005). Neste trabalho,

adotou-se a energia de corte abaixo de 1,2 keV, em intervalos de 0,5 keV, para os espectros de Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. Desta forma, visou-se um melhor ajuste dos espectros e dos seus respectivos picos. Para as demais combinações, a energia de corte usada esteve abaixo de 1,5 keV, em intervalos de 0,5 keV. Os resultados, que incluem a energia e a respectiva frequência, foram obtidos para valores de erro relativos menores que 5% na simulação em geral (considerados confiáveis para detectores pontuais). Através das fluências no *output* do MCNPX, obtiveram-se os espectros por meio de um aplicativo gerador de gráficos. Estes foram normalizados para fótons por milímetro quadrado, e obtidos com o tubo na posição de zero grau. A figura 3.28 mostra a disposição de todos os equipamentos modelados no *Vised*, incluindo o tubo **T1**, para a obtenção do espectro. A mesma disposição da figura foi utilizada para o tubo **T2**.

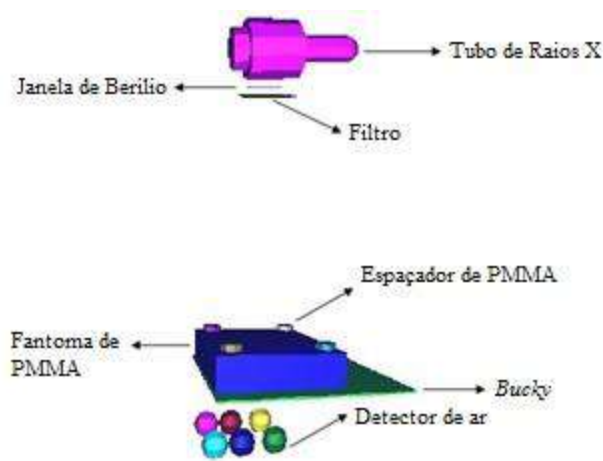


Figura 3.28 – Todos os equipamentos de mamografia modelados no *Vised*, para a obtenção do espectro.

3.5.3 Obtenções das camadas semirredutoras na simulação de Monte Carlo (MCNPX)

A HVL foi obtida no MCNPX para todas as combinações seguindo-se as recomendações de DAVID et al. (2012), bem como suas respectivas incertezas. Os valores de energia média (\bar{E}), que é representada pela qualidade do feixe de Raios-X, e a HVL dos espectros foram calculados de forma analítica, através das equações (3.6) e (3.7), respectivamente.

$$\bar{E} = \sum_i^n f_i \cdot E_i \quad (3.6)$$

Em (3.6), f_i corresponde à frequência normalizada para o total de fótons e E_i , a energia de cada *bin* do espectro discretizado.

$$\frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N_{bin}} K_i^{ar} = \sum_{i=1}^{N_{bin}} K_i^{ar} e^{[-\mu_i \cdot HVL]} \quad (3.7),$$

Em (3.7), μ_i e K_i^{ar} são o coeficiente de atenuação do material e o kerma no ar correspondente ao *bin* de energia, respectivamente.

3.6 Medições com o tubo T1 no MCNPX

As combinações anodo/filtro utilizadas no tubo **T1** foram: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh e W/Ag. No anexo, são apresentados os *inputs* do tubo **T1**.

3.6.1 Simulação com a combinação Mo/Mo

Nesta simulação, foram modificados os materiais e suas respectivas densidades no cartão de células. No cartão de dados, modificou-se a estrutura do material, conforme informações do NIST (2012) e do *Compendium of material composition data for radiation transport modeling* (2011). O material do anodo (disco do tubo) foi o molibdênio. O material do filtro também foi o molibdênio, sendo que sua espessura foi de 30 μm . As medições foram feitas com o fantoma de PMMA (sua espessura equivalente foi de 45 mm) e espaçadores de 8 cm. Todas as medições foram feitas sem angulações, isto é, com o tubo a 0^0 .

3.6.2 Simulação com a combinação Mo/Rh

Nesta simulação, foram modificados os materiais e suas respectivas densidades no cartão de células. No cartão de dados, modificou-se a estrutura do material, conforme informações do NIST (2012) e do *Compendium of material composition data for radiation transport modeling* (2011). O material do anodo (disco do tubo) foi o molibdênio. O material do filtro foi o ródio, sendo que sua espessura foi de 25 μm . As medidas dos fantasmas e espaçadores de PMMA foram as mesmas usadas no Mo/Mo.

3.6.3 Simulação com a combinação Rh/Rh

Nesta simulação, foram modificados os materiais e suas respectivas densidades no cartão de células. No cartão de dados, modificou-se a estrutura do material, conforme informações do NIST (2012) e do *Compendium of material composition data for radiation transport modeling* (2011). O material do anodo (disco do tubo) foi o ródio. O material do filtro também foi o ródio, sendo que sua espessura foi de 25 μm . As medidas dos fantasmas e espaçadores de PMMA foram as mesmas usadas no Mo/Mo e Mo/Rh.

3.6.4 Simulação com a combinação W/Rh

Nesta simulação, foram modificados os materiais e suas respectivas densidades no cartão de células. No cartão de dados, modificou-se a estrutura do material, conforme informações do NIST (2012) e do *Compendium of material composition data for radiation transport modeling* (2011). O material do anodo (disco do tubo) foi o tungstênio. O material do filtro foi o ródio, sendo que sua espessura neste caso foi de 50 μm . As medições foram feitas com o fantoma de PMMA. Os espaçadores foram usados em conjunto com o simulador de mama, e as espessuras de ambos variaram conforme a tabela 2.11. Todas as medições foram feitas sem angulações.

3.6.5 Simulação com a combinação W/Ag

Nesta simulação, foram modificados os materiais e suas respectivas densidades no cartão de células. No cartão de dados, modificou-se a estrutura do material, conforme informações do NIST (2012) e do *Compendium of material composition data for radiation transport modeling* (2011). O material do anodo (disco do tubo) foi o tungstênio. O material do filtro foi a prata, sendo que sua espessura foi de 50 μm . As medições foram feitas com o fantoma de PMMA. Os espaçadores foram usados em conjunto com o simulador de mama, e as espessuras de ambos variaram conforme a tabela 2.11. Todas as medições foram feitas sem angulações.

3.7 Medições com o tubo T2 no MCNPX

A combinação anodo/filtro utilizada no tubo **T2** foi o W/Al, somente. No anexo, são

apresentados os *inputs* do tubo **T2**.

3.7.1 Simulação com a combinação W/Al

Nesta simulação, a combinação representa uma tomossíntese. Foram modificados os materiais e suas respectivas densidades no cartão de células. No cartão de dados, modificou-se a estrutura do material, conforme informações do NIST (2012) e do *Compendium of material composition data for radiation transport modeling* (2011). O material do anodo (disco do tubo) foi o tungstênio. O material do filtro foi o alumínio, sendo que sua espessura foi de 700 µm. Para os espectros, as medições foram feitas com o fantoma de PMMA e os espaçadores, que foram usados em conjunto com o simulador de mama. As espessuras daqueles equipamentos variaram conforme a tabela 2.11. Na obtenção da DGM, usaram-se várias angulações (entre $-7,5^0$ e $7,5^0$) com variações de 0,625 graus, nas seguintes tensões: 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp.

3.8 Medições obtidas no espectrômetro de Raios-X

O espectrômetro de Raios-X usado neste trabalho é da marca DP5, pertencente ao fabricante *AmpTek*, e seu número de série é 002161. O equipamento inclui:

- a) Um detector de Raios-X;
- b) Um pré-amplificador;
- c) Uma lógica de seleção do pulso;
- d) Contadores de pulso;
- e) Um analisador multicanal;
- f) Interfaces para controle e aquisição de dados;
- g) Software para controle de instrumentação, aquisição e análise de dados;
- h) Fontes de alimentação.

O detector Mini-X (número de série A021054), da marca Amptek, foi utilizado para a detecção dos feixes de Raios-X para as combinações W/Rh, W/Ag e W/Al. Incluindo o equipamento está a janela de berílio, que serve para atenuar o feixe de Raios-X, e o filtro. A

filtração de ródio e de prata usados neste equipamento medem 500 μm , para cada um daqueles materiais. Usaram-se fantasmas de PMMA posicionados entre o tubo de Raios-X e o alvo. Não foram utilizados os espaçadores, por estes serem de pouca influência no feixe de Raios-X na horizontal, além da inexistência da bandeja de compressão. O espectrômetro foi instalado juntamente com o detector de Raios-X e o espectrômetro. Objetivou-se assim, avaliar os espectros das combinações que usam o anodo tungstênio, isto é, W/Rh, W/Ag e W/Al. Os espectros obtidos no espectrômetro foram salvos no computador, que foi conectado à entrada USB daquele equipamento. A figura 3.29 mostra um diagrama do espectrômetro e dos acessórios instalados, bem como as respectivas distâncias entre alguns deles.

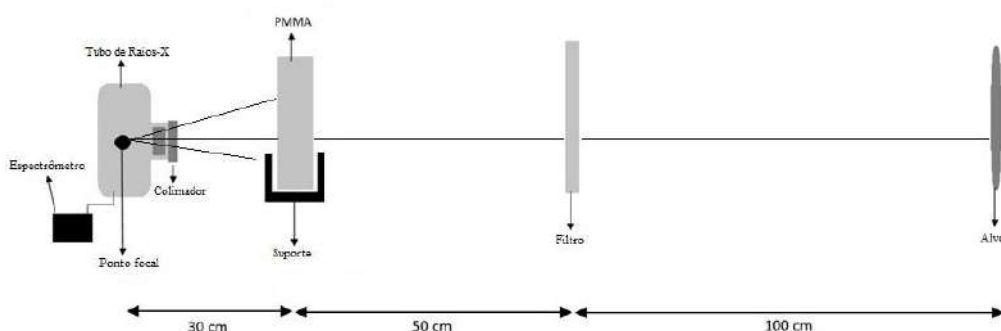


Figura 3.29 – Disposição dos acessórios usados para as medições com o espectrômetro.

3.9 Medições obtidas com o tubo de Raios-X clínico COMET e o PTW-NOMEX

O tubo de Raios-X Mini-X pertence à marca COMET Metrológico, e seu número de série é A021054. Incluso ao tubo, que é para uso clínico, estão a fonte de alimentação, os equipamentos eletrônicos de controle e um cabo USB. Não foram feitas angulações, porque o tubo foi projetado para emitir Raios-X somente na posição horizontal. Além disso, usou-se o NOMEX para encontrar os espectros por meio do tubo clínico e do filtro. Para isso, foi preciso reproduzir os experimentos nos mamógrafos de DR e de tomossíntese (ver subitens 3.3.4, 3.3.5 e 3.3.6) no tubo clínico COMET. Novamente, usaram-se apenas fantasmas de PMMA sem a necessidade dos espaçadores, porque não houve compressão. Os experimentos foram realizados no Laboratório de Metrologia (Labmetro) do Laboratório de Ciências Radiológicas, na Universidade do Estado do Rio de Janeiro. A figura 3.30 apresenta um diagrama esquemático dos acessórios, bem como as distâncias entre o ponto focal e o filtro, entre este e o suporte, e finalmente entre este e o alvo.

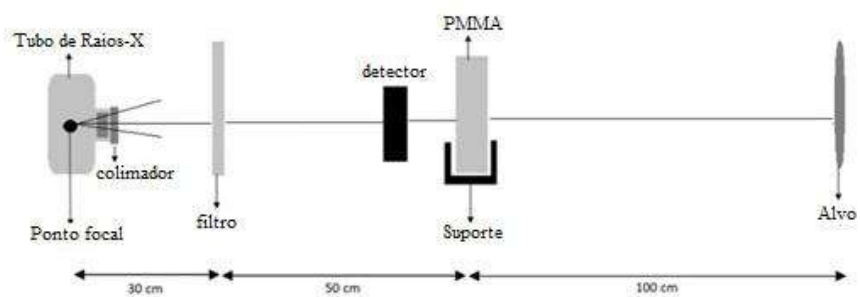


Figura 3.30 – Disposição dos acessórios usados para as medições com o espectrômetro, o tubo de Raios-X COMET e o detector PTW-NOMEX.

Capítulo 4

Resultados e discussões

Nas seções seguintes serão apresentados os resultados para: os experimentos nos mamógrafos reais; os experimentos com a modelagem do sistema de tomossíntese, no MCNPX; e os espectros obtidos no espectrômetro. As grandezas analisadas foram, exceto para o espectrômetro (que gerou apenas o item a):

- a) O espectro;
- b) O kerma;
- c) A Dose Glandular Média.

4.1 Resultados dos experimentos com o conjunto mamógrafo+PTW-NOMEX

A seguir, serão apresentados os resultados com os experimentos com o conjunto mamógrafo e o detector de estado sólido PTW-NOMEX para as seguintes combinações anodo/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag e W/Al.

4.1.1 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Mo

Neste subitem, serão mostrados os resultados para o experimento com o detector de estado sólido e o mamógrafo *General Electric*, para a combinação anodo/filtro Mo/Mo.

4.1.1.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Mo

Abaixo, na tabela 4.1, encontram-se os valores do kerma, da DGM e de outras grandezas relacionadas para a combinação anodo/filtro Mo/Mo. Conforme a tensão aumentou o kerma idem, por causa do aumento no número de fótons. O kerma em 26 kVp registrou 9,7086 mGy, com incerteza de 0,0006, e aos 32 kVp 15,2033 mGy, com incerteza de 0,0033. O HVL aumentou à medida que a tensão aumentou, variando entre 0,3390 e 0,3933 mm de Al. As incertezas permaneceram em 0,0001 entre 26 e 28 kVp de tensão, e mudou para 0,0067 aos 32 kVp. A maior diferença percentual ocorreu em 28 kVp, com 5,17%, e a menor

em 32 kVp, com 1,72 %.

Tabela 4.1 – Resultados obtidos para o kerma, a DGM, e outros dados. Estes se referem à combinação Mo/Mo, no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	Carga no tubo (mAs)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mmAl) EUREF, 2013	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (mGy)
45	53	41	26	80	$0,3390 \pm 0,0001$	$0,33 \pm 0,2$	2,72	$9,7086 \pm 0,0006$
45	53	41	28	71	$0,3681 \pm 0,0001$	$0,35 \pm 0,2$	5,17	$11,3640 \pm 0,0024$
45	53	41	30	71	$0,3871 \pm 0,0001$	$0,37 \pm 0,2$	4,62	$14,4160 \pm 0,0024$
45	53	41	32	110	$0,3933 \pm 0,0067$	$0,39 \pm 0,2$	1,72	$15,2033 \pm 0,0033$

Segundo o gráfico da figura 4.1, a DGM aumentou conforme a tensão, por causa do aumento no valor kerma, que variou entre 1,86 mGy e 3,31 mGy. Segundo a IAEA, a DGM em 26 kVp esteve abaixo dos níveis recomendados; a dose na tensão de 28 kVp esteve entre os níveis aceitável e desejável; e as registradas para 30 e 32 kVp estiveram acima do nível aceitável, porque nestas últimas as respectivas medições de kerma estiveram acima dos 13 mGy.

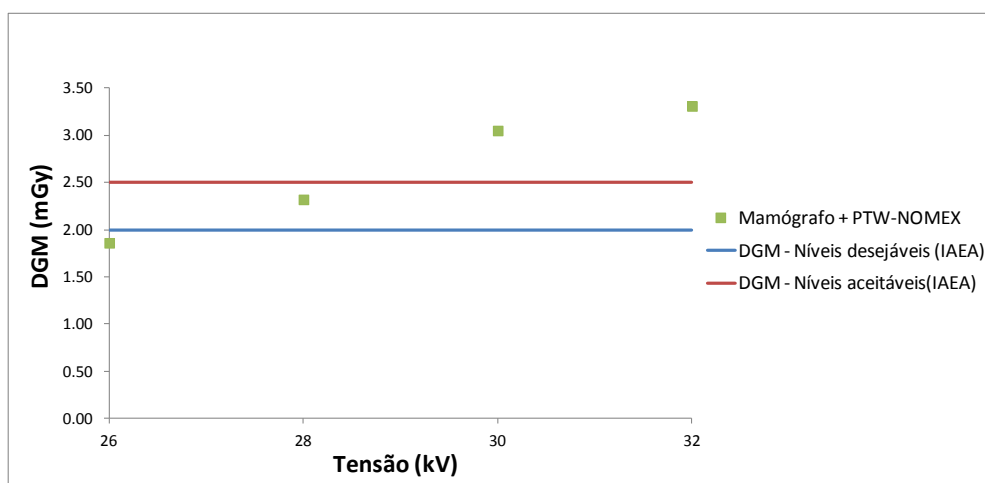


Figura 4.1 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, para a combinação Mo/Mo, obtida no mamógrafo.

4.1.1.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Mo

As figuras 4.2 (a), (b), (c) e (d) fazem as comparações dos espectros normalizados deste trabalho com os de BOONE, 1997, para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp, respectivamente.

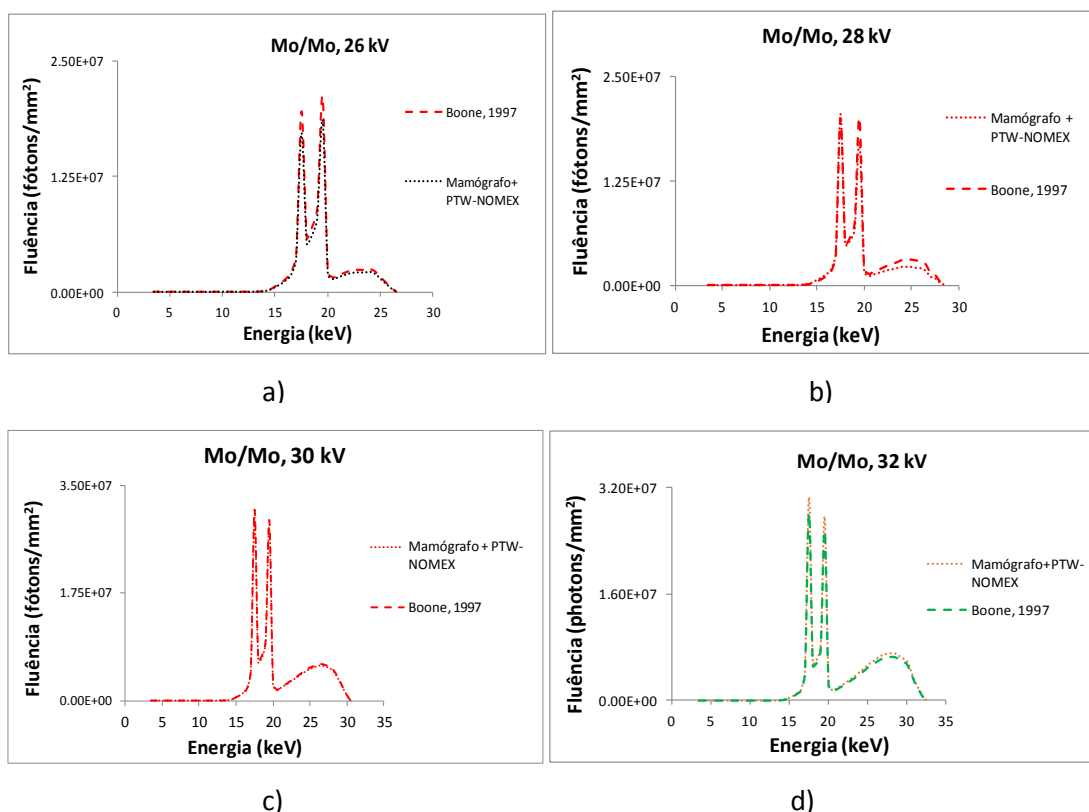


Figura 4.2 – Comparação dos espectros de Mo/Mo obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.

Nas figuras 4.2 (a), 4.2 (b), 4.2 (c) e 4.2 (d) os espectros deste trabalho foram comparados com os obtidos por BOONE, 1997, e constataram-se boas conformidades. Houve pequenas diferenças nos picos de Raios-X Característicos no espectro correspondente a 26 kVp e 28 kVp, por causa da menor fluência de fótons do mamógrafo, em conjunto com o PTW-NOMEX. Em 26 kVp, 28 kVp e 32 kVp, na faixa a partir dos 20 keV, houve uma diminuição na filtração do molibdênio deste trabalho, e o contrário ocorreu no espectro de 32 kVp. A respeito da diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, os resultados para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp foram, respectivamente: -7,32%; 5,54%; -4,35%; e 8,59%.

4.1.2 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Rh

Nesta combinação, o experimento foi similar ao realizado com a combinação Mo/Mo.

4.1.2.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Rh

Obtiveram-se os valores do HVL e do kerma associado para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp para a combinação anodo/filtro Mo/Rh. A tabela 4.2 apresenta os valores do kerma e de outras grandezas relacionadas. Conforme a tensão aumentou o kerma idem, sendo que esta grandeza variou entre 4,5 mGy, com incerteza de 0,0004, e 12 mGy, com 0,0003 de incerteza. O HVL registrou 0,3842 mm Al em 26 kVp, e 0,4450 mm Al em 32 kVp. A menor diferença percentual ocorreu com 26 kVp de tensão (-2,32 %), e a maior com 28 kVp (-3,02 %).

Tabela 4.2 – Resultados obtidos para o kerma, a HVL, e outros dados. Estes se referem à combinação Mo/Rh no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	Carga no tubo (mAs)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mmAl) EUREF, 2013	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (mGy)
45	53	41	26	50	$0,3842 \pm 0,0002$	$0,39 \pm 0,2$	-2,32	$4,5434 \pm 0,0004$
45	53	41	28	70	$0,4073 \pm 0,0003$	$0,42 \pm 0,2$	-3,02	$8,7400 \pm 0,0009$
45	53	41	30	63	$0,4281 \pm 0,0001$	$0,44 \pm 0,2$	-2,70	$9,9118 \pm 0,0014$
45	53	41	32	75	$0,4450 \pm 0,0009$	$0,46 \pm 0,2$	-2,55	$12,0197 \pm 0,0003$

Segundo o gráfico da figura 4.3, conforme a tensão aumentou o DGM idem, por causa do aumento do kerma, variando entre 0,97 mGy e 2,93 mGy. Segundo a IAEA, as doses glandulares médias em 26 kVp e 28 kVp estiveram abaixo dos níveis recomendados, a dose

na tensão de 30 kVp esteve entre os níveis aceitável e desejável, e a registrada para 32 kVp esteve acima do nível aceitável.

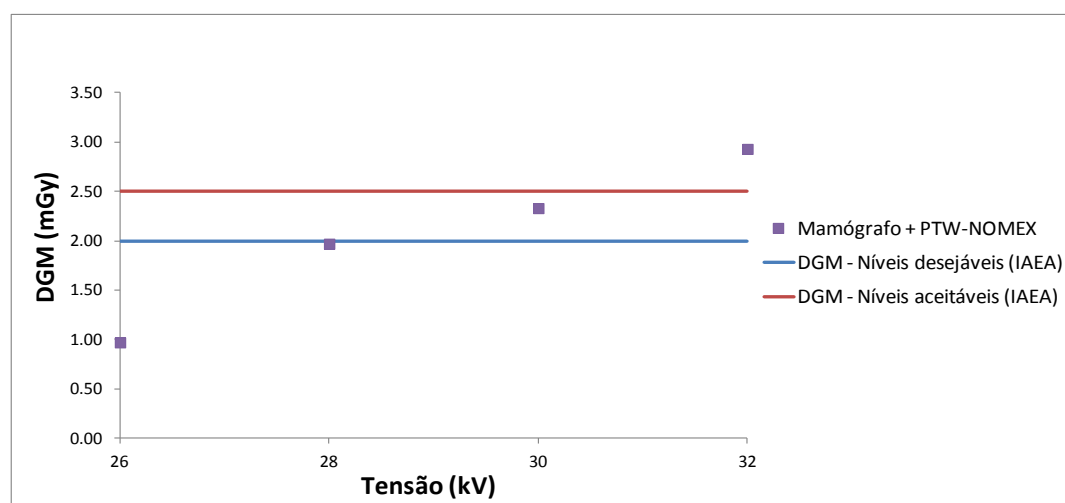


Figura 4.3 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, para a combinação Mo/Rh, obtida no mamógrafo.

4.1.2.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Mo/Rh

Para o Mo/Rh aplicaram-se as tensões de 26, 28, 30 e 32 kVp. As figuras 4.4 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros normalizados e foram feitas comparações dos espectros deste trabalho com os de BOONE, 1997.

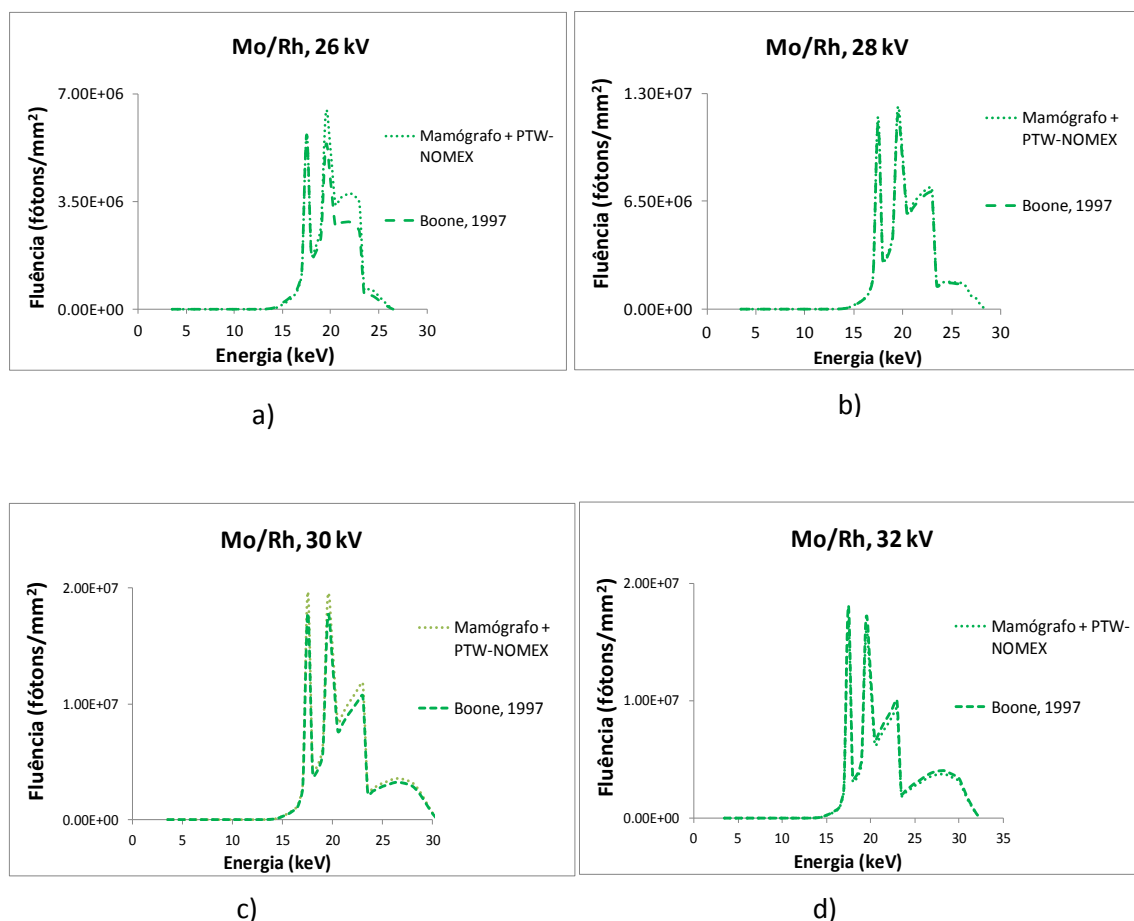


Figura 4.4 – Comparação dos espectros de Mo/Rh obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.

Constataram-se boas conformidades em todos os espectros de Mo/Rh, com destaque para o referente a 28 kVp, que apresentou a melhor concordância. Houve uma diferença no segundo pico de Raios-X Característico no espectro de 26 kVp, e nos dois picos nos de 28 kVp e de 30 kVp, todos por causa do aumento no número de fótons do mamógrafo, junto com o detector. Fato oposto ocorreu em 32 kVp, o qual houve o aumento dos dois picos para a referência. Nos espectros de 26, 28 e 30 kVp, houve uma diminuição na filtração do ródio neste trabalho, entre 20 e 23 kVp; no espectro de 32 kVp houve um aumento na filtração do ródio de BOONE, 1997, na faixa entre 20 e 23 kVp. A diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp foram, respectivamente: 0,28%; 4,05%; 10,37%; e -7,55%.

4.1.3 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Rh/Rh

Nesta combinação, o experimento seguiu os mesmos padrões dos realizados com o Mo/Mo e o Mo/Rh.

4.1.3.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Rh/Rh

Obtiveram-se os valores do HVL e do kerma associado para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp para a combinação anodo/filtro Rh/Rh. A tabela 4.3 apresenta os valores do kerma e de outras grandezas relacionadas. Conforme a tensão aumentou o kerma idem, sendo que esta grandeza variou entre 4,26 mGy, com incerteza de 0,0008, e 9 mGy, com 0,0012 de incerteza. A HVL variou entre 0,3580 mm de Al e 0,4332 mm de Al. A menor diferença percentual no HVL ocorreu em 32 kVp, com -5,14 %, e a maior em 28 kVp, com -9,81%.

Tabela 4.3 – Resultados obtidos para o kerma, a HVL, e outros dados. Estes se referem à combinação Rh/Rh, no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	Carga no tubo (mAs)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mm Al) EUREF, 2013	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (mGy)
45	53	41	26	50	$0,3580 \pm 0,0008$	$0,39 \pm 0,2$	-7,41	$4,2578 \pm 0,0004$
45	53	41	28	50	$0,3788 \pm 0,0002$	$0,42 \pm 0,2$	-9,81	$5,5883 \pm 0,0017$
45	53	41	30	57,5	$0,4040 \pm 0,0001$	$0,44 \pm 0,2$	-8,18	$7,1393 \pm 0,0011$
45	53	41	32	50	$0,4332 \pm 0,0008$	$0,46 \pm 0,2$	-5,14	$9,0126 \pm 0,0012$

Segundo o gráfico da figura 4.5, conforme a tensão aumentou o DGM idem, por causa do aumento do kerma, variando entre 0,90 mGy e 2,24 mGy. Segundo a IAEA, as doses

glandulares médias em 26 kVp, 28 kVp e 30 kVp estiveram abaixo dos níveis recomendados, e apenas a dose na tensão de 32 kVp esteve entre os níveis aceitável e desejável.

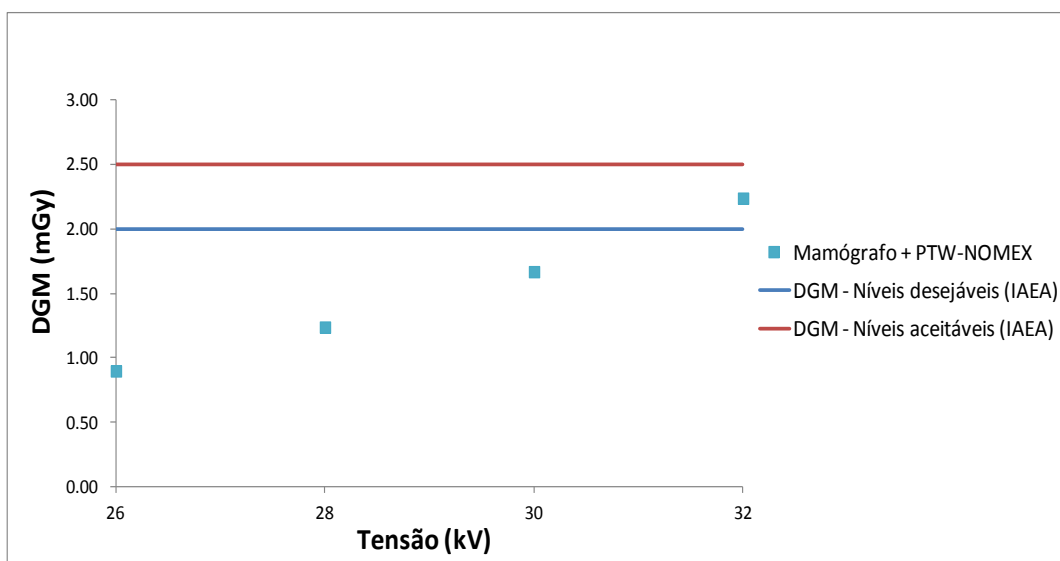


Figura 4.5 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, para a combinação Rh/Rh, obtida no mamógrafo.

4.1.3.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro Rh/Rh

Para o Rh/Rh aplicaram-se as tensões de 26, 28, 30 e 32 kVp. As figuras 4.6 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros normalizados, comparados com a referência. Todos os espectros apresentaram diferenças nos picos de Raios-X Característicos entre 15 e 22,7 keV por causa da maior fluência de fótons do ródio. No espectro de 26 kVp houve uma maior filtração do ródio na faixa entre 20 e 23 kVp (entre os dois picos característicos), e ainda naquela mesma faixa, uma menor filtração nos espectros de 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp. Nessa combinação anodo/filtro, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp foram, respectivamente: -5,64%; 13,70%; 11,11%; e 11,11%.

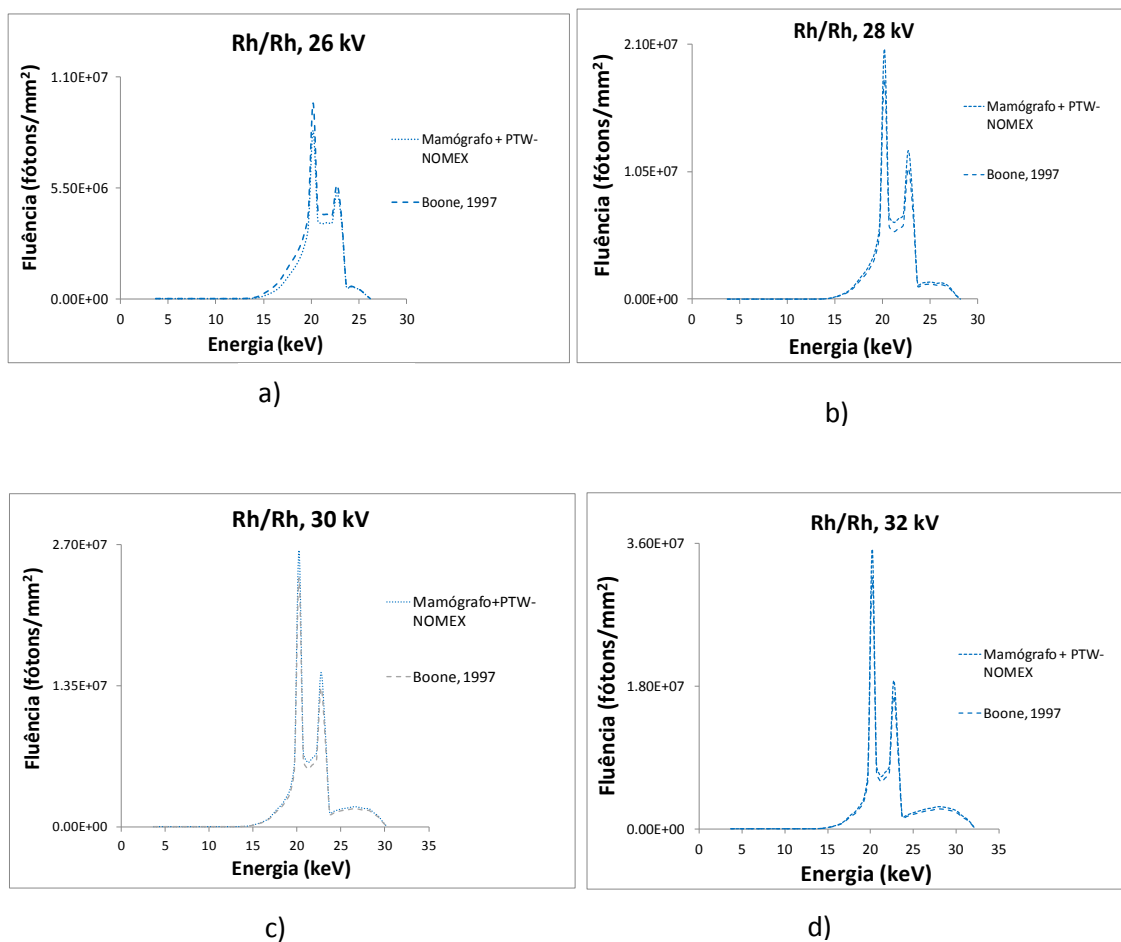


Figura 4.6 – Comparação dos espectros de Rh/Rh obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.

4.1.4 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Rh

Nesta combinação, o experimento foi realizado no mamógrafo *Selenia Dimensions*, da marca Hologic.

4.1.4.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Rh

Abaixo, na tabela 4.4, encontram-se os valores do kerma, do HVL e de outras grandezas relacionadas para a combinação W/Rh. A HVL variou entre 0,4953 e 0,5697 mm

de Al, todas com incerteza de 0,0003. O kerma variou entre 1,2163 (incerteza de 0,0007) e 7,5653 mGy (incerteza de 0,0003), lembrando que nesta combinação houve um aumento gradativo na espessura no PMMA. A menor diferença percentual no HVL ocorreu em 32 kVp, com -0,05%, e a maior em 28 kVp, com -2,89%.

Tabela 4.4 – Resultados obtidos para o kerma, a HVL, e outros dados. Estes se referem à combinação W/Rh, no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	Carga no tubo (mAs)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mmAl) EUREF, 2013	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (mGy)
20	21	97	25	45	$0,4953 \pm 0,0003$	$0,51 \pm 0,3$	-2,88	$1,2163 \pm 0,0007$
30	32	67	26	70	$0,5147 \pm 0,0003$	$0,53 \pm 0,3$	-2,89	$2,2133 \pm 0,0003$
40	45	41	28	95	$0,5377 \pm 0,0003$	$0,55 \pm 0,3$	-2,24	$3,8493 \pm 0,0003$
50	60	20	31	140	$0,5697 \pm 0,0003$	$0,57 \pm 0,3$	-0,05	$7,5653 \pm 0,0003$

Segundo o gráfico da figura 4.7, conforme a tensão aumentou a DGM idem, por causa do aumento do kerma, variando entre 0,61 mGy e 2,19 mGy. Segundo a IAEA, todas as doses glandulares médias estiveram abaixo dos níveis recomendados, exceto a referente à tensão de 25 kVp. Esta apresentou uma DGM ligeiramente superior ao nível desejável (0,61 mGy, contra 0,60 das normas em vigor).

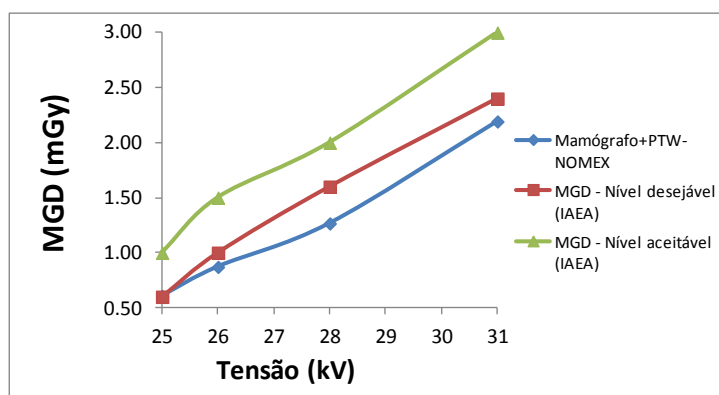


Figura 4.7 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, para a combinação Rh/Rh, obtida no mamógrafo.

4.1.4.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Rh

Os espectros normalizados da combinação W/Rh foram obtidos aplicando-se as tensões de 25, 26, 28 e 31 kVp. As figuras 4.8 (a), (b), (c) e (d) fazem as comparações fazem as comparações dos espectros deste trabalho com os de BOONE, 1997.

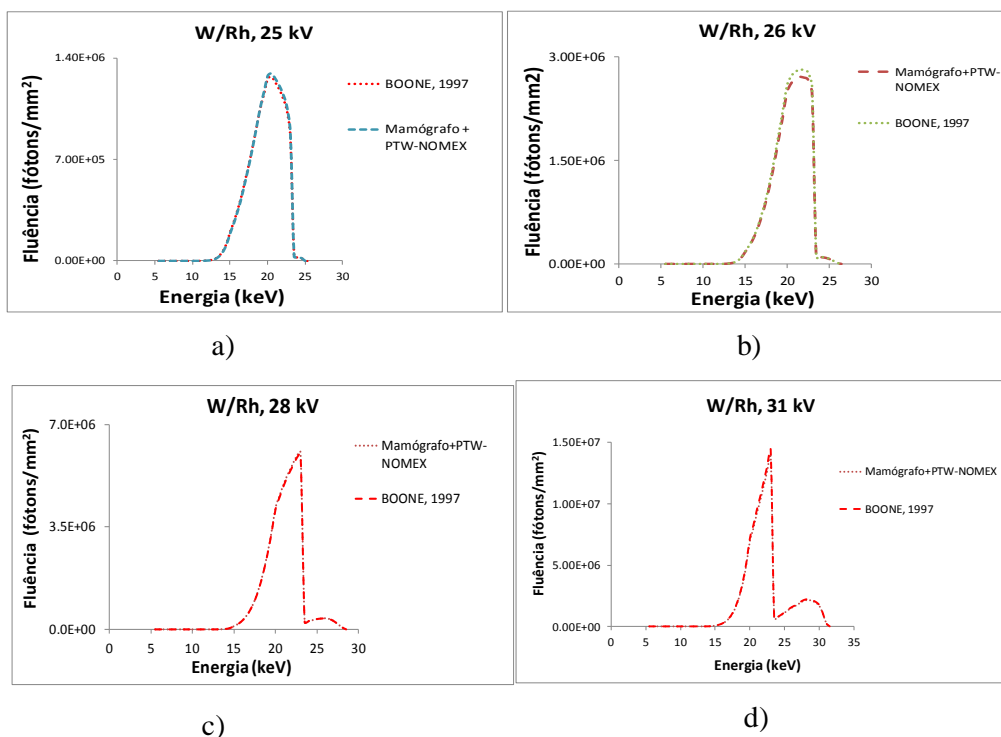


Figura 4.8 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 25 kVp, (b) 26 kVp, (c) 28 kVp e (d) 31 kVp.

Nas figuras 4.8 (a), 4.8 (b), 4.8 (c) e 4.8 (d), os espectros deste trabalho foram comparados com os obtidos por BOONE, 1997, e constataram-se boas conformidades. Notou-se que o formato do espectro foi modificado, por conta do aumento das espessuras de PMMA, à medida que se aumentou a tensão. Houve uma diminuição na fluência de fótons deste trabalho, em 26 kVp. A partir de 28 kVp, ocorreu um significativo aumento na fluência para ambos, por causa da contribuição do fantoma de PMMA, o qual gerou-se uma dose maior. Na figura 4.8 (c), a partir dos 23 keV, é notado um pequeno aumento na fluência, da ordem de 10^5 fótons por centímetro quadrado, resultante da diminuição na filtração do ródio. Para o Rh/Rh, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as

tensões de 25 kVp, 26 kVp, 28 kVp e 31 kVp foram, respectivamente: 1,66 %; 0,43 %; 1,35 %; e -2,95 %.

4.1.5 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Ag

O experimento é uma continuação do trabalho mencionado no subitem 4.1.4.

4.1.5.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Ag

Abaixo, na tabela 4.5, encontram-se os valores do kerma, do HVL e de outras grandezas relacionadas para a combinação W/Rh.

Tabela 4.5 – Resultados obtidos para o kerma, a DGM, e outros dados. Estes se referem à combinação W/Ag.

Espe- ssura de PMMA (mm)	Espe- ssura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	Carga no tubo (mAs)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mm Al) EUREF, 2013	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (mGy)
60	75	9	31	160	$0,5897 \pm 0,0003$	$0,61 \pm 0,3$	-3,33	$9,728 \pm 0,002$
70	90	4	33	180	$0,6097 \pm 0,0003$	$0,62 \pm 0,3$	-1,66	$13,243 \pm 0,003$

A HVL variou entre 0,5897 e 0,6097 mm de Al, sempre com incerteza de 0.0003. O kerma variou entre 9,728 (incerteza de 0,0020) e 13,243 mGy (incerteza de 0.0033), e como na combinação W/Rh, houve um aumento gradativo na espessura no PMMA. A diferença percentual foi de -3,33 % em 31 kVp e de -1,66 % em 33 kVp. Segundo o gráfico da figura 4.9, conforme a DGM foi de 2,52 mGy em 31 kVp, com incerteza de 0,0009, e 3,01 mGy em

33 kVp, com incerteza de 0,0013. As duas medições estiveram abaixo dos níveis recomendados, segundo a IAEA.

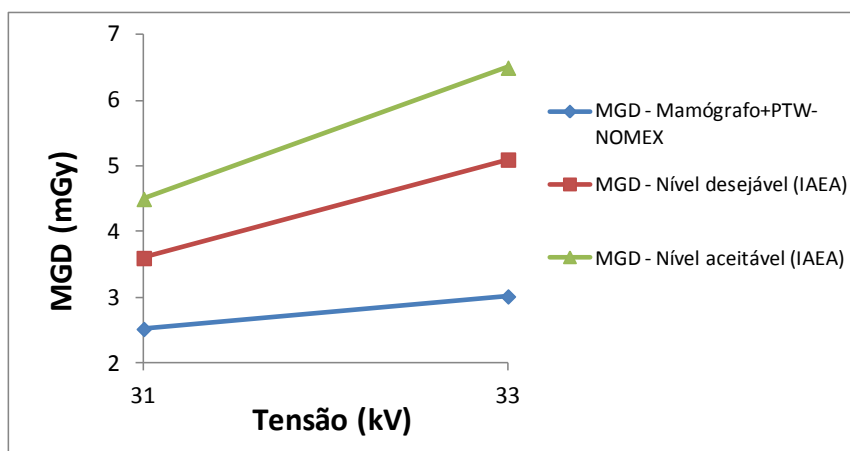


Figura 4.9 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, para a combinação W/Rh, obtida no mamógrafo.

4.1.5.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Ag

As figuras 4.10 (a) e 4.10 (b) apresentam os espectros normalizados para a combinação W/Ag, nas voltagens de 31 kVp e 33 kVp, respectivamente.

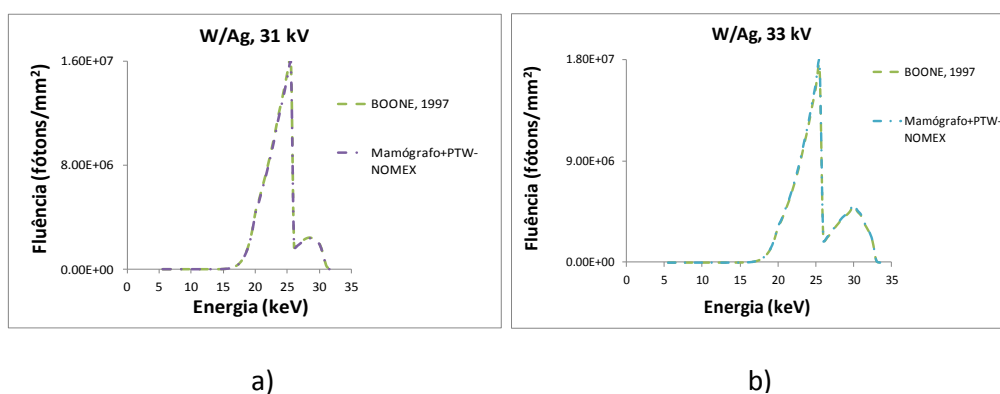


Figura 4.10 – Comparação dos espectros de W/Ag obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 31 kVp e (b) 33 kVp.

Nas figuras 4.10 (a) e 4.10 (b), os espectros deste trabalho foram comparados com os

obtidos por BOONE, 1997, e constataram-se ótimas conformidades. Notou-se que o formato do espectro foi modificado, por conta do aumento das espessuras de PMMA, quando se aumentou a tensão. A partir dos 23 keV, é notado um pequeno aumento na fluência, da ordem de 10^5 fótons por centímetro quadrado, resultante da diminuição na filtração da prata. Nessa combinação anodo/filtro, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 31 kVp e 33 kVp foram respectivamente, -2,03% e 2,29 %.

4.1.6 Resultados obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Al

O experimento foi feito no mamógrafo *Selenia Dimensions*, fabricado pela *Hologic*, no modo tomossíntese. As angulações variaram de $-7,5^\circ$ a $7,5^\circ$, com intervalos de $0,625^\circ$.

4.1.6.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Al

Abaixo, na tabela 4.6, encontram-se os valores do kerma, da DGM e de outras grandezas relacionadas na combinação anodo/filtro W/Al.

Tabela 4.6 – Resultados obtidos para o kerma, a DGM, e outros dados. Estes se referem à combinação W/Al, no conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	Carga no tubo (mAs)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mm Al) EUREF, 2013	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (mGy)
20	21	97	26	40	$0,4332 \pm 0,0008$	$0,44 \pm 0,3$	-2,28	$1,4527 \pm 0,0020$
30	32	67	29	42,5	$0,5046 \pm 0,0004$	$0,51 \pm 0,3$	-1,05	$1,8677 \pm 0,0007$
40	45	41	30	57,5	$0,5076 \pm 0,0006$	$0,53 \pm 0,3$	-4,23	$2,8717 \pm 0,0003$
50	60	20	33	75	$0,6116 \pm 0,0004$	$0,59 \pm 0,3$	-4,51	$4,8273 \pm 0,0009$

A HVL variou entre 0,4332 e 0,6113 mm de Al. As menores incertezas foram de 0.0004, nas tensões de 29 kVp e 33 kVp, e a maior ocorreu em 26 kVp (0,0008). A menor diferença percentual ocorreu em 29 kVp (-1,05 %), e a maior em 33 kVp (-4,51 %). O kerma aumentou em função da tensão, isto é, variou entre 1,4527 mGy e 4,8273 mGy. A maior incerteza foi de 0,0020, em 26 kVp, e a menor foi de 0.0003 em 30 kVp. As espessuras de PMMA aumentaram, contribuindo para o aumento naquelas grandezas relacionadas.

A dose glandular média apresentada em forma de gráfico na figura 4.11 levou em conta a fórmula $DGM = kgcst$, onde T é o fator de correção para uma exame completa de DBT, para um ângulo de 0^0 . Este fator variou de acordo com a espessura de PMMA, conforme a tabela 2.11 (IAEA, 2011). Conforme normas da IAEA, todos os valores de DGM estiveram abaixo dos níveis recomendados, exceto a referente à tensão de 26 kVp (0,666 mGy). Nesta tensão, ocorreu também a menor incerteza, isto é, 0,001. A maior foi registrada em 33 kVp, com 0,146. Os valores das DGM variaram entre 0,666 e 1,608 mGy.

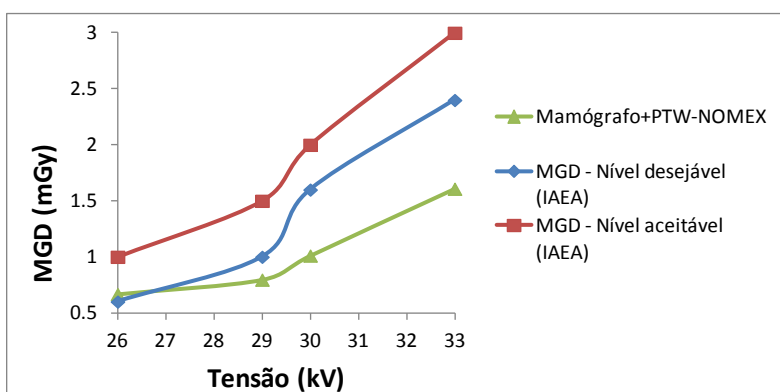


Figura 4.11 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, para a combinação W/Al, obtida no mamógrafo.

A dose glandular média medida na figura 4.12 levou em conta a fórmula $DGM = kgcst(\theta)$, onde $t(\theta)$ é o fator para um determinado ângulo de projeção. A dose glandular média aumenta conforme a espessura de PMMA em milímetros, conforme a tabela da IAEA (2011). Os ângulos variaram entre $-7,5^0$ e $7,5^0$, em intervalos de $0,625^0$. Segundo o gráfico, a DGM aumentou conforme aumentavam as espessuras dos fantomas, variando entre 0,662 e 1,607 mGy. Em relação aos ângulos, o valor da dose glandular média variou pouco, em três algarismos significativos, em uma dada espessura. Os maiores registros da DGM foram verificadas no ângulo de zero grau, que representou o somatório de todas as doses glandulares

médias registradas em cada ângulo. As incertezas variaram entre 0,0013 e 0,146.

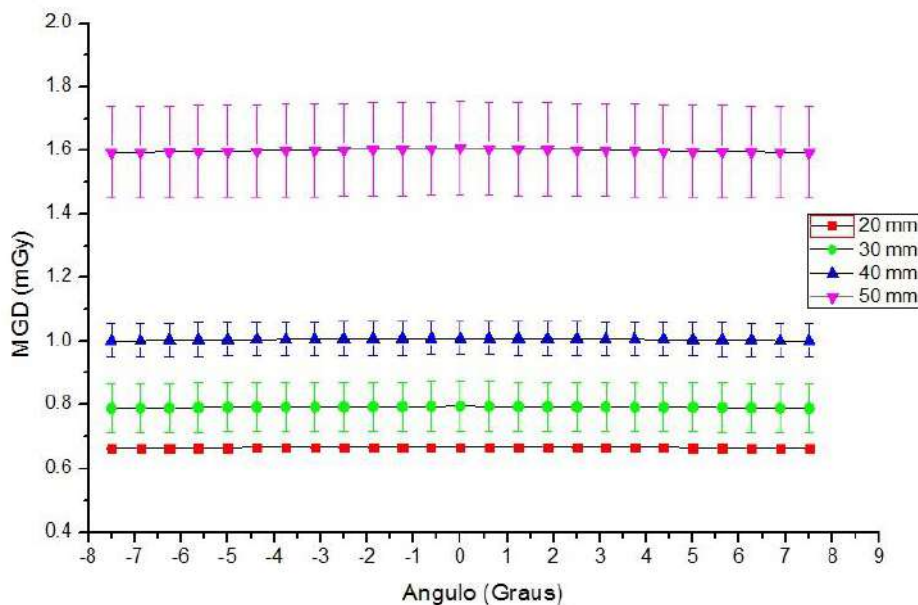


Figura 4.12 – Gráfico da dose glandular média em relação ao ângulo, para a combinação de W/Al, para diferentes espessuras de fantomas de PMMA.

4.1.6.2 Análise dos espectros obtidos com o conjunto mamógrafo + PTW-NOMEX, para a combinação anodo/filtro W/Al

Para o W/Al aplicaram-se as tensões de 26, 29, 30 e 33 kVp. As figuras 4.13 (a), (b), (c) e (d) apresentam as comparações dos espectros normalizados com os da referência.

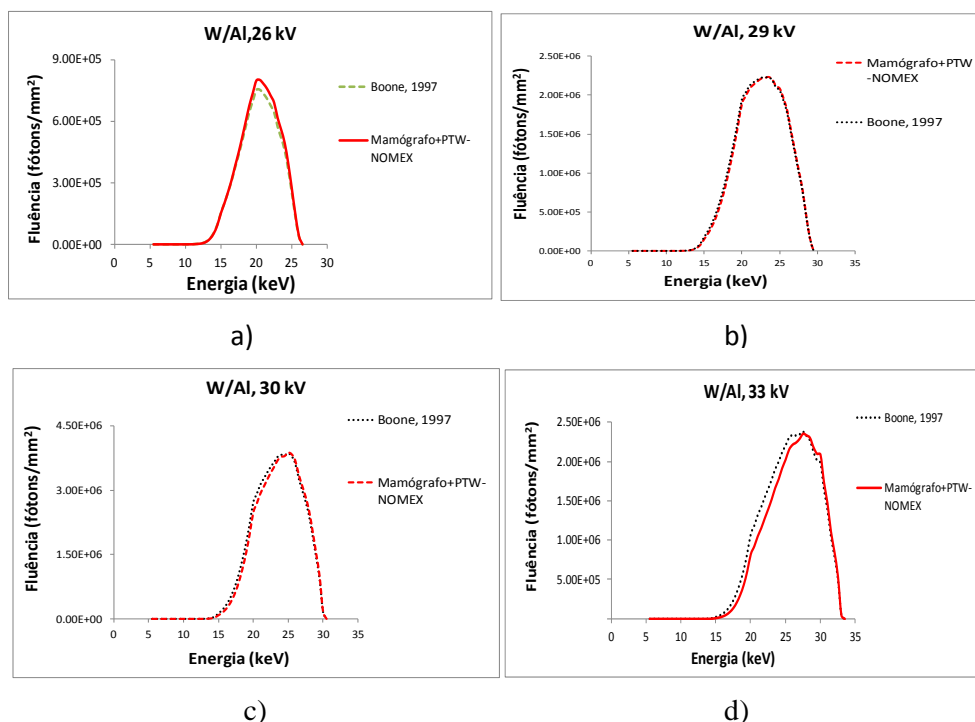


Figura 4.13 – Comparação dos espectros de W/Al obtidos no mamógrafo, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.

Nas figuras 4.13 (a), 4.13 (b), 4.13 (c) e 4.13 (d), os espectros deste trabalho foram normalizados e comparados com os obtidos por BOONE, 1997, e constataram-se boas conformidades. Houve pequenas distorções na figura 4.13 (a), entre 17 e 24 keV; na figura 4.13 (c), entre 20 e 26 keV; e na 4.13 (d), entre 16 e 30 keV. Em 29 keV, os espectros apresentaram ótimas conformidades. Conforme a tensão aumentou, o espectro aumentou sua energia efetiva, por causa do aumento na espessura de PMMA. Para o W/Al, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp foram, respectivamente: 6,36 %; 0,18 %; 0,19 %; e 2,44 %.

4.2 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo

A partir deste item, serão mostrados os resultados obtidos na simulação do código MCNPX, para as seguintes combinações anodo/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag e W/Al. Em relação à DGM, não foi possível comparar os resultados com outras referências porque os métodos destes foram diferentes. Um exemplo é o de KARADŽIĆ et al. (2017), que utilizou fantasmas de VOXEL e simulações com o MCNPX. Um dos objetivos deste trabalho foi a obtenção do DGM utilizando o *tally* F6, que estima o montante de energia

depositado no volume pela partícula designada. Para isso, foi utilizado o cartão DE/DF, que definem os bins de energia em MeV, e os valores do fator $G(E)$, conforme a equação (3.4). Outro caso foi o de ANDY et al. (2008), que utilizou o MC para a obtenção da DGM utilizando fantasmas semicirculares de PMMA, nas posições de CC e MLO, utilizando também o tally F6. Além disso, esse autor levou em conta a composição e a densidade do tecido adiposo e do músculo do esqueleto.

4.2.1 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro Mo/Mo

O tubo **T1** foi o tubo utilizado para as simulações no MCNPX, representando a combinação anodo/filtro Mo/Mo. As tensões variaram entre 26 kVp e 32 kVp.

4.2.1.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro Mo/Mo, no MCNPX

A tabela 4.7 encontram-se os valores do kerma, da DGM e de outras grandezas relacionadas para a combinação Mo/Mo, no tubo de Raios-X **T1**, modelado no MCNPX. Em todas as combinações anodo/filtro dose absorvida no tecido mamário, os valores de kerma aumentaram conforme a tensão aumentou, isto é, entre 26 e 32 kVp. Esta variação ocorreu entre $1,470$ e $1,842 \cdot 10^{-12}$ mGy, com os respectivos erros relativos sendo 0,017 e 0,013. Os valores da dose glandular normalizada foram idênticos, por se tratarem da massa das esferas de ar, que substituíram o conjunto fantoma e espaçadores (cujas espessuras não variaram). As incertezas variaram, sendo o maior registro em 26 kVp (0,017) e a menor, em 32 kVp (0,013).

Tabela 4.7 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação Mo/Mo.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mm Al) (EUREF, 2013)	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (10^{-12} mGy)	DgN (mGy/mGy)
45	53	29	26	0.3200 ± 0.010	0.33 ± 0.02	-3.03	1.470 ± 0.017	0.2968 ± 0.017
45	53	29	28	0.3600 ± 0.021	0.35 ± 0.02	2.86	1.603 ± 0.016	0.2968 ± 0.016
45	53	29	30	0.3950 ± 0.005	0.37 ± 0.02	6.76	1.711 ± 0.014	0.2968 ± 0.014
45	53	29	32	0.4250 ± 0.010	0.39 ± 0.02	9.91	1.842 ± 0.013	0.2968 ± 0.013

Segundo a figura 4.16, a DGM aumentou conforme a tensão na combinação Mo/Mo. Aquela grandeza variou entre $4,3624.10^{-13} \pm 0,0169$ e $5,467.10^{-13} \pm 0,0133$ mGy. Isso ocorreu por causa do acréscimo nos valores de kerma, o qual deixou o gráfico quase linear. Outro fator que contribuiu para o crescimento do gráfico foi a espessura de PMMA constante.

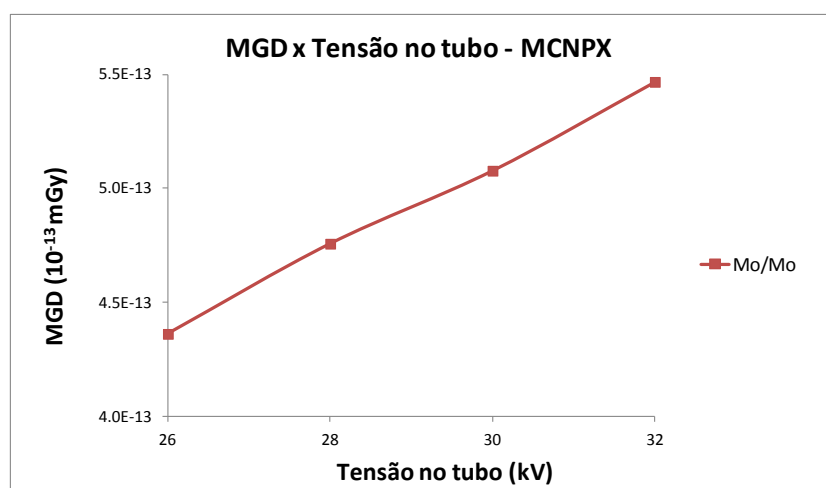


Figura 4.16 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, obtidas no MCNPX para a combinação Mo/Mo.

4.2.1.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro Mo/Mo no MCNPX

Para o Mo/Mo aplicaram-se as tensões de 26, 28, 30 e 32 kVp. As figuras 4.17 (a), (b), (c) e (d) fazem as comparações dos espectros normalizados com a referência.

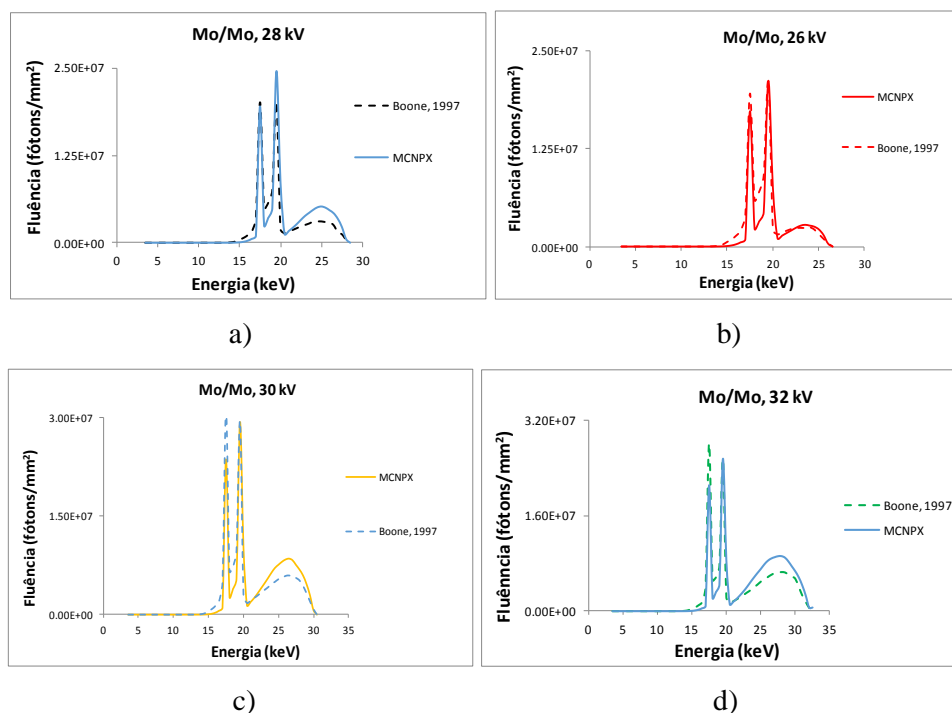


Figura 4.17 – Comparação dos espectros de Mo/Mo obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.

Nas figuras 4.17 (a), 4.17 (b), 4.17 (c) e 4.17 (d), os espectros deste trabalho foram normalizados e comparados com os obtidos por BOONE, 1997, constatando-se boas conformidades, apesar das distorções. Os picos de Raios-X Característicos estiveram na mesma faixa de energia da referência em todos os casos, embora houvesse algumas diferenças. Em 26 kVp, 30 kVp e 32 kVp, o primeiro pico foi inferior a BOONE, 1997, por causa da menor fluência de fótons. Em 28 kVp, o segundo pico foi inferior a BOONE, 1997 também por causa da menor fluência de fótons. A partir dos 20 keV, em todos os espectros notou-se um aumento da fluência provocado pelo aumento da tensão, em kVp. Nessa combinação anodo/filtro, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp foram, respectivamente: 5,17 %; 2,72 %; 0,28 %; e 10,58 %.

4.2.2 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro Mo/Rh, no MCNPX

A seguir, serão apresentados os resultados obtidos na simulação no MCNPX, para o tubo **T1**, o qual foi utilizado para a combinação anodo/filtro Mo/Rh. As tensões variaram entre 26 e 32 kVp.

4.2.2.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro Mo/Rh, no MCNPX

A tabela 4.8 apresenta os resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados na combinação Mo/Rh, obtidos no MCNPX. O kerma aumentou conforme a tensão, variando entre $1,469 \cdot 10^{-12}$ mGy e $1,829 \cdot 10^{-12}$ mGy. O maior erro relativo registrado foi de 0,017 em 26 kVp, e a menor foi 0,015, em 30 kVp. As doses glandulares normalizadas permaneceram iguais porque a espessura de PMMA permaneceu constante.

Tabela 4.8 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação Mo/Rh.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mmAl) (EUREF, 2013)	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (10^{-12} mGy)	DgN (mGy/mGy)
45	53	29	26	0.3650 ± 0.0106	0.39 ± 0.02	-7.20	1.469 ± 0.017	0.2968 ± 0.017
45	53	29	28	0.4090 ± 0.0036	0.42 ± 0.02	-2.61	1.601 ± 0.016	0.2968 ± 0.016
45	53	29	30	0.4250 ± 0.0049	0.44 ± 0.02	-3.41	1.692 ± 0.015	0.2968 ± 0.015
45	53	29	32	0.4650 ± 0.0132	0.46 ± 0.02	1.82	1.829 ± 0.016	0.2968 ± 0.016

Segundo o gráfico da figura 4.18, a DGM variou entre $4,358 \cdot 10^{-13} \pm 0,0168$ mGy e $5,4269 \cdot 10^{-13} \pm 0,0158$ mGy. Portanto, esta grandeza aumentou conforme a tensão, tornando o gráfico quase linear.

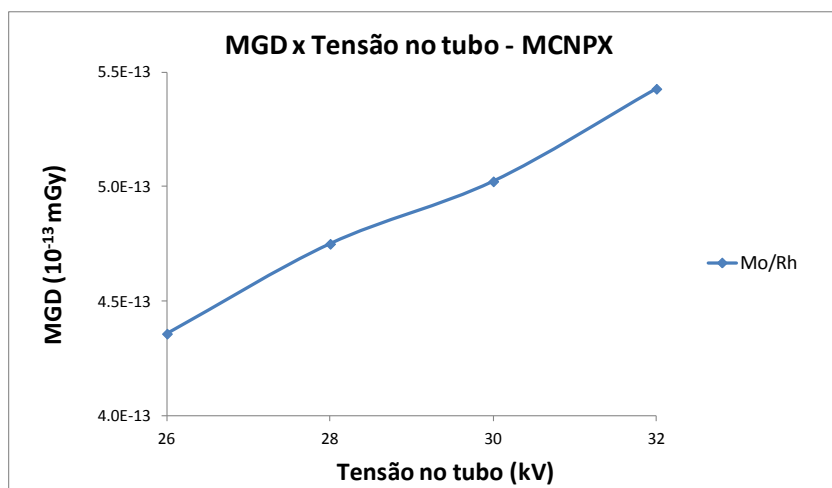


Figura 4.18 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, obtidas no MCNPX para a combinação Mo/Rh.

4.2.2.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro Mo/Rh no MCNPX

Para o Mo/Rh aplicaram-se as tensões de 26, 28, 30 e 32 kVp. As figuras 4.19 (a), (b), (c) e (d) fazem as comparações dos espectros normalizados com a referência.

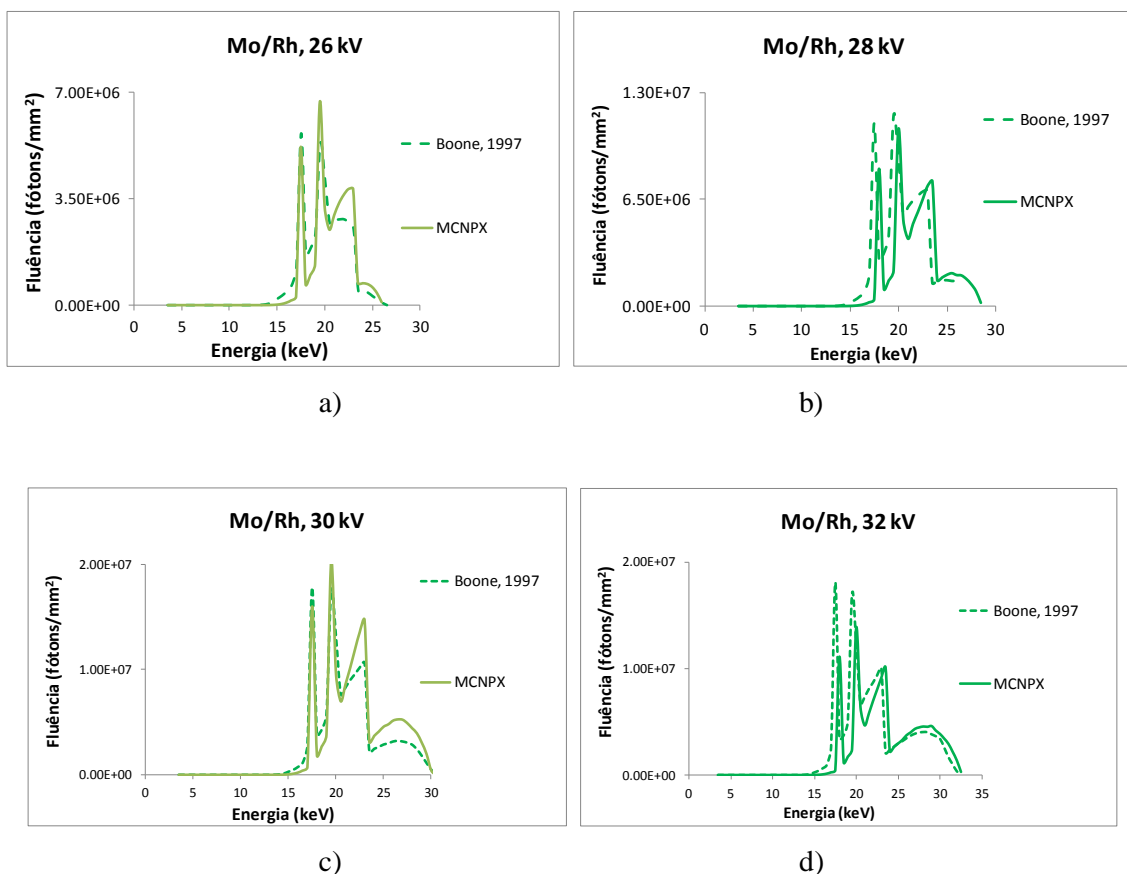


Figura 4.19 – Comparação dos espectros de Mo/Rh obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.

Embora tenham distorções, os espectros referentes à combinação Mo/Rh em 4.19 (a), (b), (c) e (d) apresentaram boas conformidades. Em 26 kVp e 30 kVp, os picos de Raios-X Característicos estiveram alinhados com BOONE, 1997 apesar das diferenças de tamanho, relativas à fluência de fótons. Em 28 e 32 keV, os picos apresentaram formatos semelhantes, bem como os referidos espectros como um todo. A partir de 23 keV, em todos os espectros notou-se um aumento na fluência de fótons em função do aumento da tensão. Em relação a essa combinação anodo/filtro, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp foram, respectivamente: -7,94 %; 2,25 %; -10,23 %; e 7,81 %.

4.2.3 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro Rh/Rh

A seguir, serão mostrados os resultados obtidos na simulação com o tubo **T1**, obtido

no MCNPX para a combinação anodo/filtro Rh/Rh. As tensões utilizadas foram as mesmas da Mo/Mo e Mo/Rh.

4.2.3.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro Rh/Rh, no MCNPX

A tabela 4.9 mostra os resultados referentes ao kerma e grandezas relacionadas no MCNPX. Os valores de kerma variaram entre $1,506.10^{-13}$ e $1,845.10^{-13}$ mGy, portanto esta grandeza aumentou conforme a tensão. A maior incerteza foi registrada em 26 kVp (0,0014) e a maior, em 28 kVp (0,0016). Os valores da dose glandular normalizada permaneceram os mesmos por causa da glandularidade de PMMA ser constante ao longo das simulações, nesta combinação.

Tabela 4.9 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação Rh/Rh.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mmAl) (EUREF, 2013)	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (10^{-12} mGy)	DgN (mGy/mGy)
45	53	29	26	0.3700 ± 0.0056	0.39 ± 0.02	-4.31	1.506 ± 0.014	0.2968 ± 0.014
45	53	29	28	0.3810 ± 0.0665	0.42 ± 0.02	-9.29	1.642 ± 0.016	0.2968 ± 0.016
45	53	29	30	0.3960 ± 0.0781	0.44 ± 0.02	-10.00	1.759 ± 0.015	0.2968 ± 0.015
45	53	29	32	0.4150 ± 0.0122	0.46 ± 0.02	-9.12	1.845 ± 0.015	0.2968 ± 0.015

Segundo o gráfico da figura 4.20, a DGM variou entre $4,4709.10^{-13} \pm 0,0141$ mGy e $5,4747.10^{-13} \pm 0,0147$ mGy, porque a espessura de PMMA foi constante.

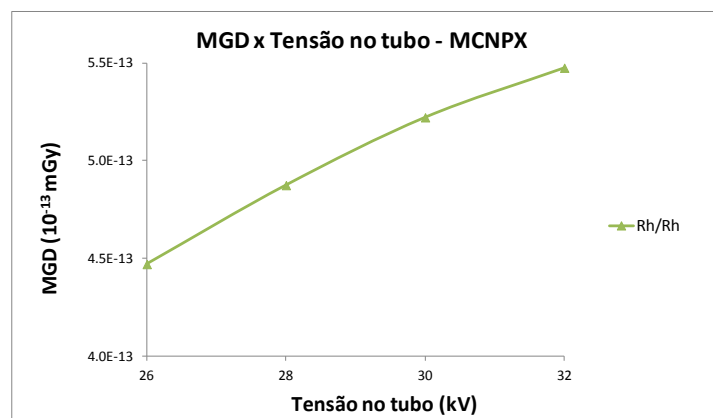


Figura 4.20 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kV, obtidas no MCNPX para a combinação Rh/Rh.

4.2.3.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro Rh/Rh no MCNPX

As figuras 4.21 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros normalizados obtidos no MCNPX, para a combinação Rh/Rh. Estes foram comparados com BOONE, 1997.

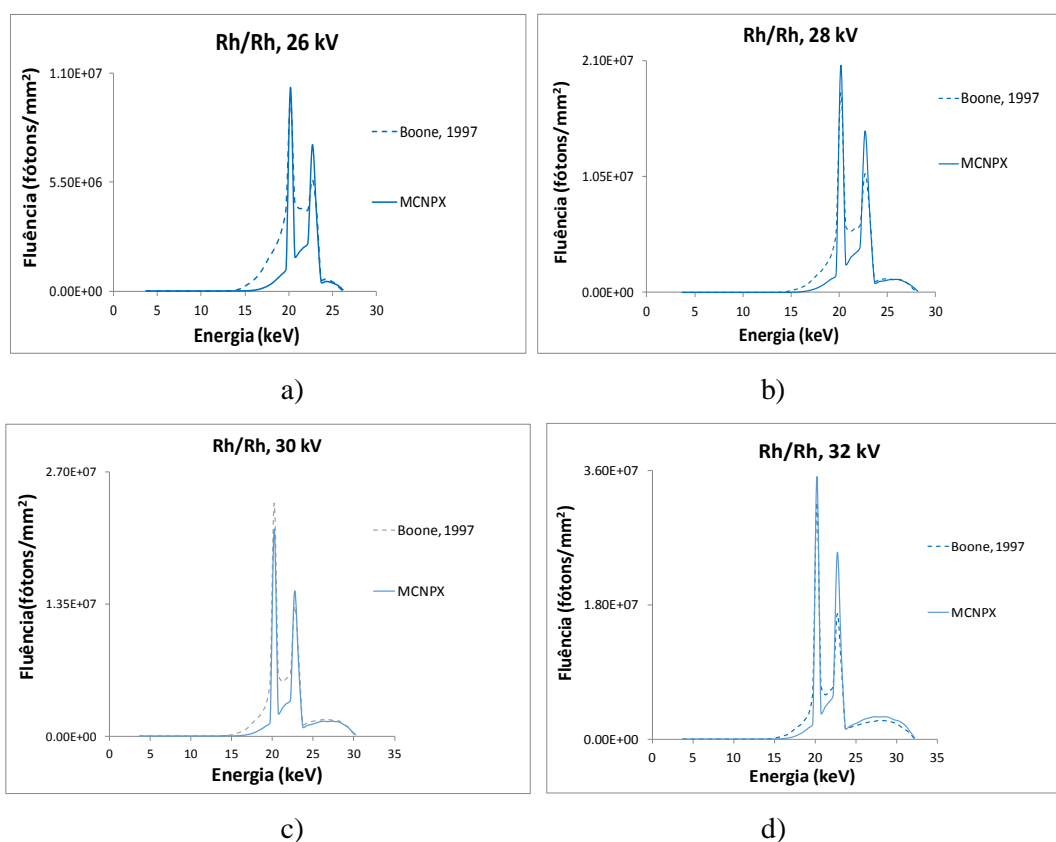


Figura 4.21 – Comparação dos espectros de Rh/Rh obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 28 kVp, (c) 30 kVp e (d) 32 kVp.

Embora tenham distorções, os espectros referentes à combinação Mo/Rh apresentaram boas conformidades. Em 26 kVp e 30 kVp, os picos de Raios-X Característicos estiveram alinhados com BOONE, 1997 apesar das diferenças de tamanho, relativas à fluência de fótons. Em 28 e 32 keV, embora os picos não estivessem na mesma faixa de energia da referência, apresentaram formatos semelhantes, bem como os referidos espectros como um todo. A partir de 23 keV, em todos os espectros notou-se um aumento na fluência de fótons, em função do aumento da tensão, como na combinação Mo/Rh. Em relação a essa combinação anodo/filtro, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 32 kVp foram, respectivamente: -8,59 %; -7,01 %; -2,45 %; e 2,64 %.

4.2.4 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro W/Rh

Neste subitem, serão apresentados os resultados obtidos no MCNPX para a combinação anodo/filtro W/Rh, que foi simulada por meio do tubo **T1**. As tensões utilizadas foram: 25 kVp, 26 kVp, 28 kVp e 31 kVp.

4.2.4.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro W/Rh, no MCNPX

A tabela 4.10 apresenta os resultados obtidos no MCNPX para a combinação W/Rh, para o kerma e demais grandezas relacionadas. O kerma aumentou conforme a tensão, iniciando com $0,0006 \cdot 10^{-11}$ mGy a 25 kVp, e terminando com $0,1761 \cdot 10^{-11}$ mGy a 31 kVp. A maior incerteza foi registrada em 25 kVp (0,0145), e a menor em 31 kVp (0,0138). A dose glandular média aumentou conforme a tensão, iniciando com 0,9810 mGy a 25 kVp, e terminando com 0,3947 mGy a 31 kVp. A maior incerteza foi registrada em 25 kVp (0,0145), e a menor em 31 kVp (0,0138). A dose glandular normalizada variou entre 0,9810 e 0,3947, portanto decresceu com o aumento da espessura de PMMA.

Tabela 4.10 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação W/Rh.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mm Al) (EUREF, 2013)	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (10^{-11} mGy)	DgN (mGy/mGy)
20	21	97	25	0.3400 ± 0.0121	0.51 ± 0.03	-33.33	0.0006 ± 0.0145	0.9810 ± 0.0145
30	32	67	26	0.4250 ± 0.0143	0.53 ± 0.03	-19.81	0.0132 ± 0.0144	0.7642 ± 0.0144
40	45	41	28	0.4693 ± 0.0004	0.55 ± 0.03	-14.67	0.0679 ± 0.0141	0.5259 ± 0.0141
50	60	20	31	0.5270 ± 0.0010	0.57 ± 0.03	-7.54	0.1761 ± 0.0138	0.3947 ± 0.0138

A dose glandular média variou entre $5,4617 \cdot 10^{-15} \pm 0,0145$ e $6,9511 \cdot 10^{-13} \pm 0,0138$ mGy, mostrando que esta grandeza diminuiu conforme a tensão, por causa do aumento de PMMA. A figura 4.22 apresenta o gráfico da DGM em função da tensão.

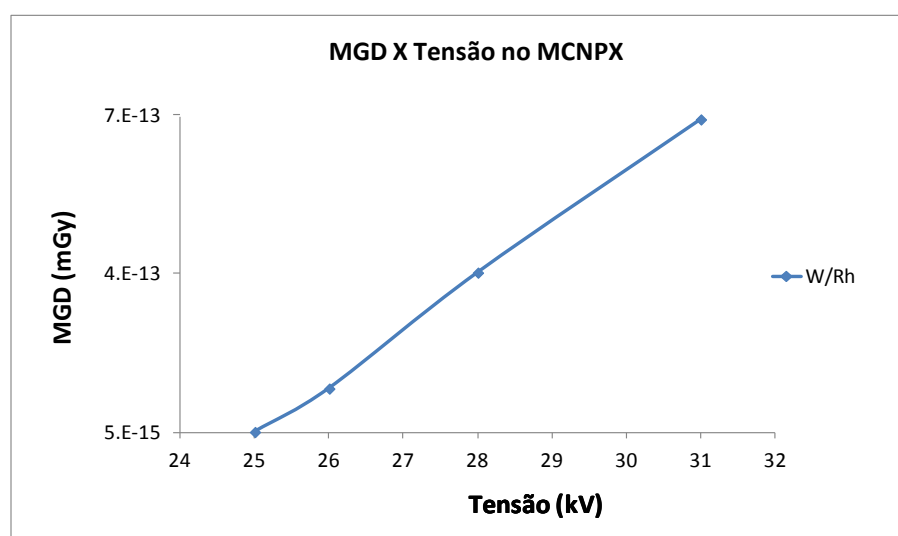


Figura 4.22 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, obtidas no MCNPX para a combinação W/Rh.

4.2.4.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Rh no MCNPX

As figuras 4.23 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros normalizados obtidos no MCNPX, para a combinação W/Rh. Estes foram comparados com BOONE, 1997.

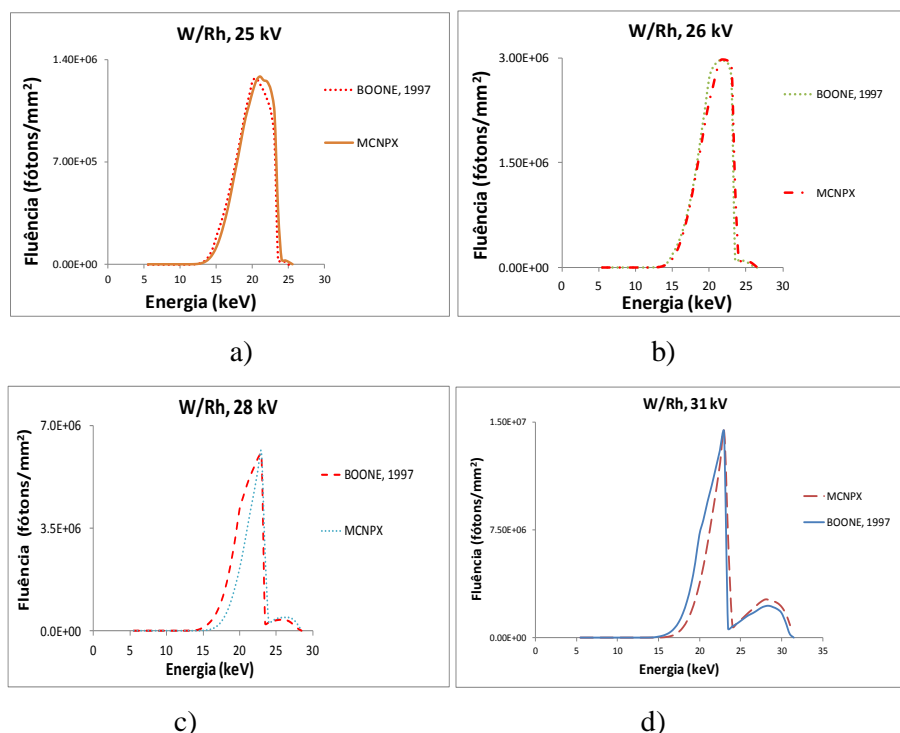


Figura 4.23 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 25 kVp, (b) 26 kVp, (c) 28 kVp e (d) 31kVp.

Embora tenham distorções, os espectros referentes à combinação W/Rh resultaram em boas conformidades. Em todos os espectros, após o primeiro pico a fluência foi semelhante à referência. Na figura 4.23 (b), a partir de 23 keV, notou-se um aumento na fluência de fótons, em função do aumento da tensão e da espessura de PMMA. Em relação à combinação anodo/filtro acima, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 25 kVp, 26 kVp, 28 kVp e 31 kVp foram, respectivamente: -1,38 %; 1,20 %; 1,83 %; e -0,55 %.

4.2.5 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro W/Ag

Este subitem tratará dos resultados no MCNPX para a combinação anodo/filtro W/Ag, a qual foi simulada com o tubo **T1**. As tensões utilizadas foram 31 kVp e 33 kVp.

4.2.5.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro W/Ag, no MCNPX

A tabela 4.11 apresenta os resultados obtidos no MCNPX para a combinação W/Rh, para o kerma e demais grandezas relacionadas. O kerma aumentou conforme a tensão, iniciando com $0,4166.10^{-11}$ mGy a 31 kVp e incerteza de 0,0159, e terminando com $2,5011.10^{-11}$ mGy a 33 kVp (e incerteza de 0,016). A dose glandular normalizada diminuiu com o aumento da tensão, ocasionada pelo aumento na espessura de PMMA. O mesmo cenário ocorreu com as respectivas incertezas.

Tabela 4.11 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação W/Ag.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	HVL (mm Al) Este trabalho	HVL (mm Al) (EUREF, 2013)	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (10^{-11} mGy)	DgN (mGy/mGy)
60	75	9	31	0.6250 ± 0.0182	0.61 ± 0.03	2.46	0.4166 ± 0.0159	0.2853 ± 0.0159
75	90	4	33	0.6700 ± 0.0055	0.62 ± 0.03	8.06	2.5011 ± 0.0155	0.1364 ± 0.0155

A figura 4.24 apresenta o gráfico da DGM em função da tensão, para a combinação anodo/filtro W/Ag. A dose glandular normalizada variou entre $1,188.10^{-12} \pm 0,016$ mGy e $3,410.10^{-12} \pm 0,016$ mGy, ou seja, aumentou conforme a tensão.

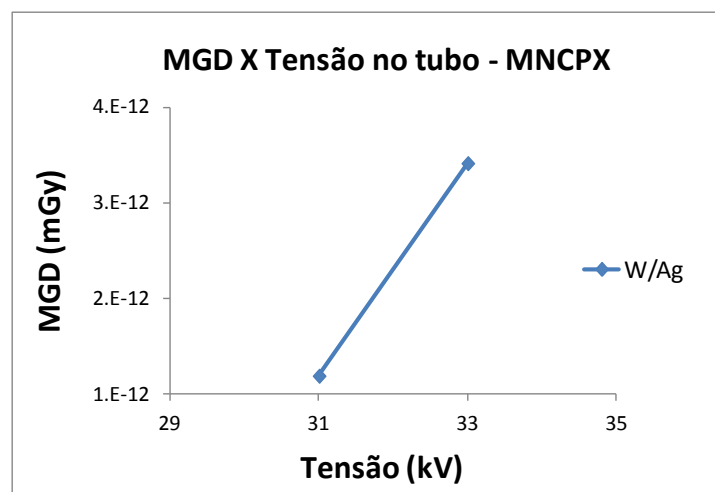


Figura 4.24 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, obtidas no MCNPX para a combinação W/Ag.

4.2.5.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Ag no MCNPX

As figuras 4.25 (a) e (b) apresentam os espectros normalizados obtidos no MCNPX, para a combinação W/Ag, e comparados com a referência.

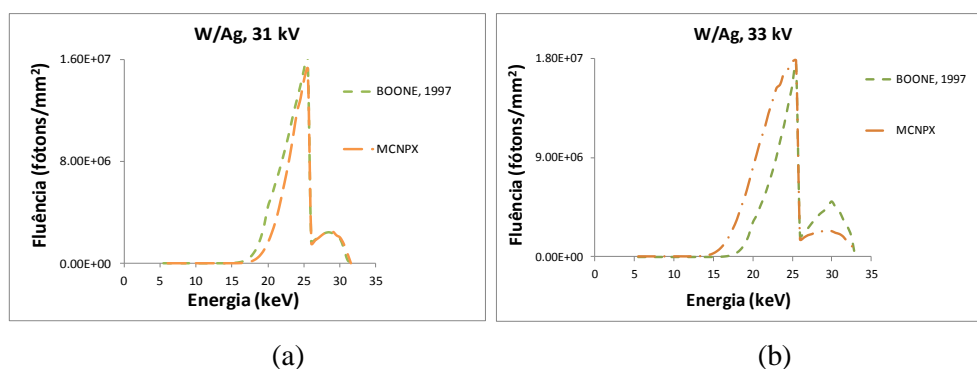


Figura 4.25 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 31 kVp e (b) 33 kVp.

Embora tenham distorções, os espectros referentes à combinação W/Rh resultaram em boas conformidades. Em todos os espectros, após o primeiro pico (25 keV) a fluência foi semelhante à referência. A partir de 26 keV, notou-se um aumento na fluência de fótons, pelo mesmo motivo da combinação W/Rh. Em relação ao W/Ag, a diferença percentual entre os

espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 31 kVp e 33 kVp foram respectivamente, -6,18 % e 2,43 %.

4.2.6 Resultados obtidos no MCNPX para o mamógrafo com anodo/filtro W/Al

Os resultados no MCNPX para a combinação anodo/filtro W/Al foram feitas com o tubo **T2**. As tensões utilizadas foram: 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp, e os resultados das simulações serão apresentados em relação ao ângulo de zero grau, somente e em função do ângulo, em graus.

4.2.6.1 Análise do kerma e da DGM obtidos com o anodo/filtro W/Al, no MCNPX

A tabela 4.12 apresenta os resultados obtidos no MCNPX para a combinação W/Al, para o kerma e demais grandezas relacionadas, apenas em relação ao ângulo de zero grau.

Tabela 4.12 – Resultados obtidos para o kerma e outros dados relacionados, simulado no MCNPX para a combinação W/Al, com o tubo em zero grau.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)	Tensão do tubo (kVp)	HVL (mmAl) Este trabalho	HVL (mm Al) (EUREF, 2013)	Diferença percentual entre as HVL (%)	Kerma (10^{-17} mGy)	DgN (mGy/mGy)
20	21	97	26	0.4230 ± 0.0022	0.44 ± 0.03	-4.59	9.6642 ± 0.0092	0.9709 ± 0.0092
30	32	67	29	0.5450 ± 0.0274	0.51 ± 0.03	6.86	9.9452 ± 0.0109	0.6772 ± 0.0109
40	45	41	30	0.5750 ± 0.0271	0.53 ± 0.03	8.49	0.0119 ± 0.0088	0.4179 ± 0.0088
50	60	20	33	0.6260 ± 0.0008	0.59 ± 0.03	6.10	0.0133 ± 0.0108	0.2967 ± 0.1088

Na tabela 4.12, o kerma decresceu conforme a tensão. Em 26 kVp, registrou-se o maior kerma ($9,6642 \cdot 10^{-17}$ mGy) e o menor, a 30 kVp ($0,0119 \cdot 10^{-17}$ mGy). A menor incerteza

foi registrada para 30 kVp (0,0088), e a maior em 29 kVp (0,0109). A dose glandular normalizada diminuiu com o aumento da tensão, ocasionada pelo aumento na espessura de PMMA. A maior D_{gN} registrada foi em 26 kVp (0,9709, com 0,0092 de incerteza) e a menor, em 33 kVp (0,2967, com 0,0108 de incerteza).

As figuras 4.26 (a), (b), (c) e (d) apresentam para a combinação anodo/filtro W/AI, os gráficos da DGM em função dos ângulos em graus, para as tensões 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp, respectivamente. Os ângulos variaram entre $-7,5^{\circ}$ e $7,5^{\circ}$, em intervalos de $0,625^{\circ}$.

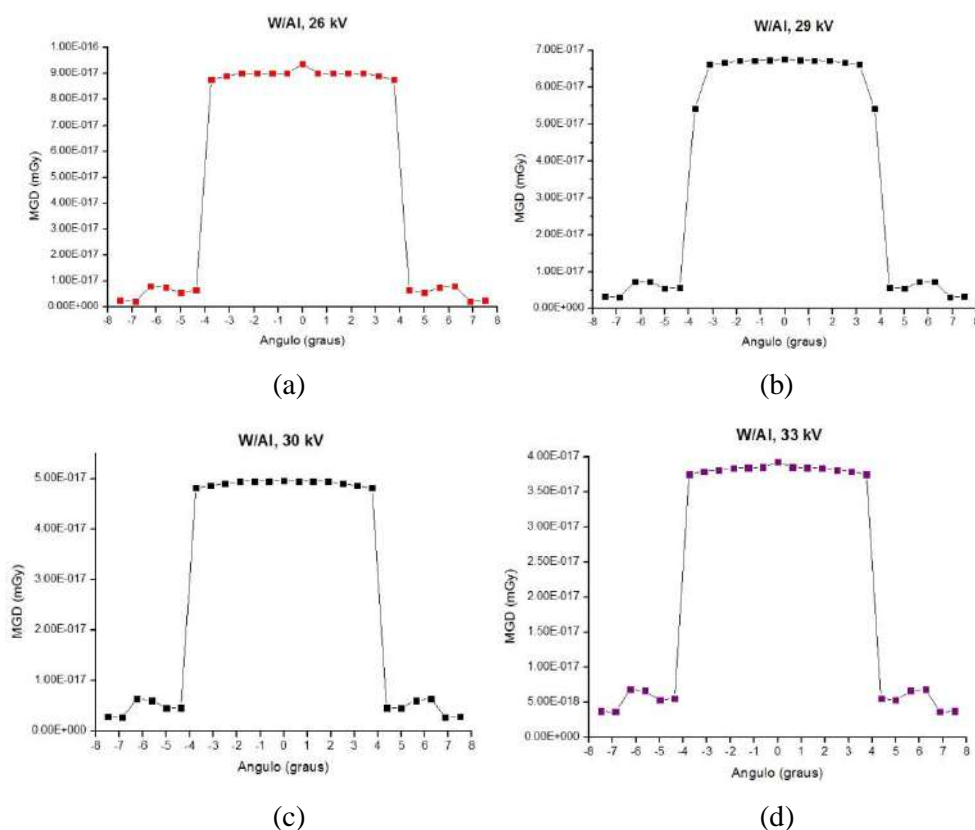


Figura 4.26 – Gráfico da DGM em função da tensão, em kVp, para a combinação W/AI, obtidas no MCNPX, para (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.

Observou-se que por simetria, as doses glandulares médias obtidas com o ângulo positivo corresponderam às com o ângulo negativo.

A figura 4.26 (a) apresenta os resultados referentes à DGM, para 26 kVp de tensão. A maior dose glandular média ocorreu em zero grau, sendo $9,38 \cdot 10^{-17}$ mGy para um erro relativo de 0,92%. Na maior angulação, ou seja, a $7,5^{\circ}$ obteve-se $2,62 \cdot 10^{-18}$ mGy de DGM, e 2,70 % de erro relativo. A menor dose ocorreu a $6,875^{\circ}$, isto é, $2,22 \cdot 10^{-18}$ mGy, e 2,82 % de erro relativo. O maior erro relativo registrado foi em $6,875^{\circ}$ (2,82 %), e o menor foi em $1,875^{\circ}$.

(0,80 %).

A figura 4.26 (b) apresenta os resultados referentes à DGM, para 29 kVp de tensão. A maior dose glandular média ocorreu em zero grau, sendo $6,74 \cdot 10^{-17}$ mGy para um erro relativo de 1,09 %. Na maior angulação, ou seja, a $7,5^0$ obteve-se $3,32 \cdot 10^{-18}$ mGy de DGM, e 2,25 % de erro relativo. A menor dose ocorreu a $6,875^0$, isto é, $3,20 \cdot 10^{-18}$ mGy, e 2,28 % de erro relativo. O maior erro relativo registrado foi em $6,250^0$ (2,35 %), e o menor foi em $1,875^0$ (0,80 %).

A figura 4.26 (c) apresenta os resultados referentes à DGM, para 30 kVp de tensão. A maior dose glandular média ocorreu em zero grau, sendo $4,95 \cdot 10^{-17}$ mGy, para um erro relativo de 0,88 %. Na maior angulação, ou seja, a $7,5^0$ obteve-se $2,89 \cdot 10^{-18}$ mGy de DGM, e 1,97 % de erro relativo. A menor dose ocorreu a $6,875^0$, isto é, $2,78 \cdot 10^{-18}$ mGy, e 2,01 % de erro relativo. O maior erro relativo registrado foi em $5,0^0$ (2,06 %), e o menor foi em zero grau (0,88 %).

A figura 4.26 (d) apresenta os resultados referentes à DGM, para 33 kVp de tensão. A maior dose glandular média ocorreu em zero grau, sendo $3,94 \cdot 10^{-17}$ mGy, para um erro relativo de 1,08 %. Na maior angulação, ou seja, a $7,5^0$ obteve-se $3,73 \cdot 10^{-18}$ mGy de DGM, e 1,63 % de erro relativo. A menor dose ocorreu a $6,875^0$, isto é, $3,62 \cdot 10^{-18}$ mGy, e 1,65 % de erro relativo. O maior erro relativo registrado foi em $5,0^0$ (1,93 %), e o menor foi em $2,5^0$ (0,88 %).

4.2.6.2 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Al no MCNPX

As figuras 4.27 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros normalizados obtidos no MCNPX, para a combinação W/Al. Estes foram comparados com BOONE, 1997.

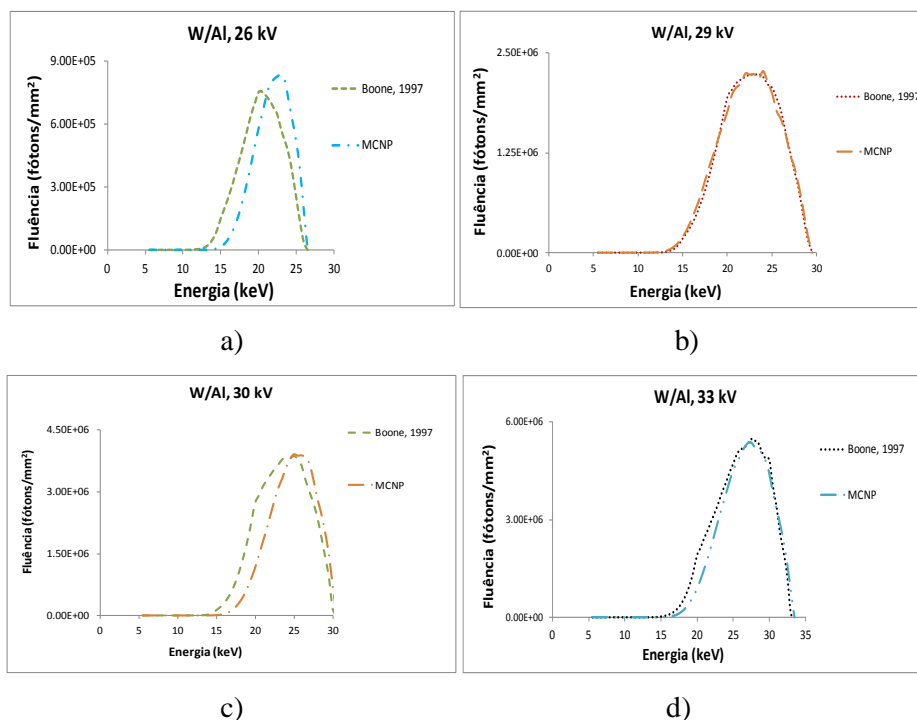


Figura 4.27 – Comparação dos espectros de W/Al obtidos no MCNPX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.

Embora tenham distorções, os espectros apresentados nas figuras 4.27 (a), 4.27 (c) e 4.27 (d) resultaram em boas conformidades. Na figura 4.27 (b), o espectro apresentou uma ótima conformidade. A energia efetiva dos espectros aumentou conforme a tensão, por causa no aumento na espessura do PMMA. Em relação ao W/Al, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp foram, respectivamente: -2,84 %, 1,87 %, 8,03 % e 0,86 %.

4.3 Resultados obtidos no espectrômetro de Raios-X

Este subitem tratará dos espectros do espectrômetro de Raios-X, para as combinações anodo/filtro W/Rh, W/Ag e W/Al.

4.3.1 Análise dos espectros obtidos com anodo/filtro W/Rh no espectrômetro

As figuras 4.28 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros normalizados obtidos no espectrômetro, para a combinação W/Rh, para as seguintes tensões, respectivamente: 25 kVp, 26 kVp, 28 kVp e 31 kVp. Os resultados foram comparados com a referência.

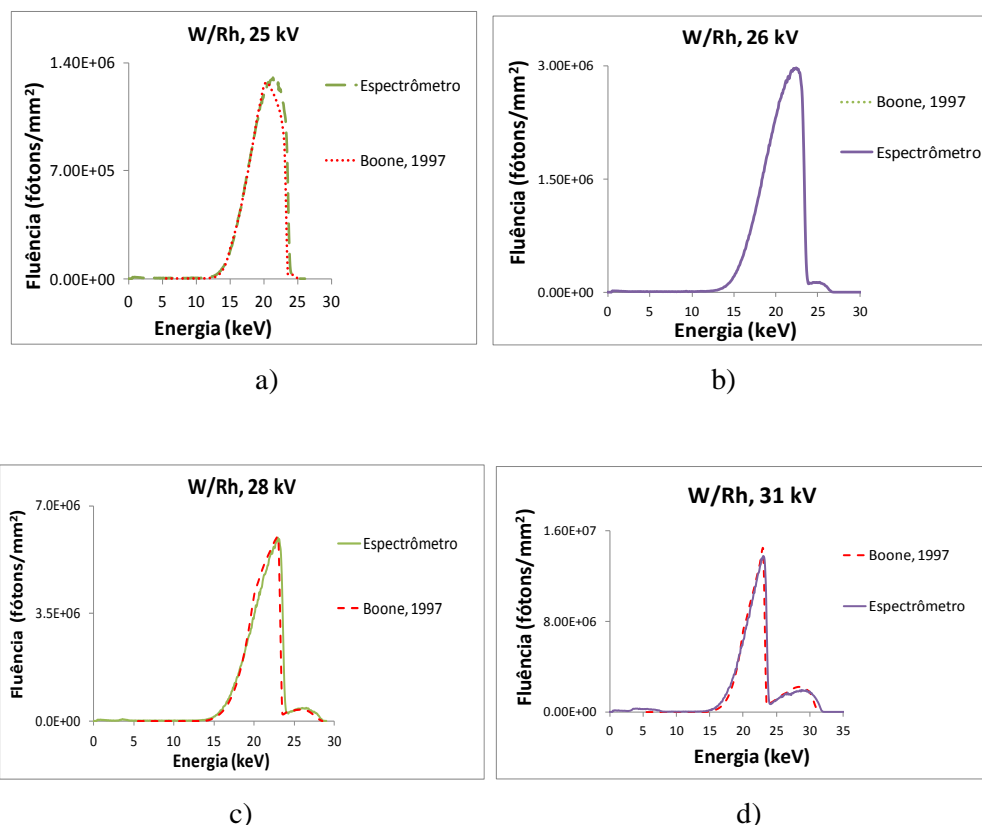


Figura 4.28 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos no espectrômetro, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 25 kVp, (b) 26 kVp, (c) 28 kVp e (d) 31 kVp.

Em todos os espectros da figura 4.28, observou-se a filtração de ródio entre 0 e 13 keV, e em 25 keV. Conforme a tensão aumentou, o espectro estreitava-se mais, devido ao material do filtro. Notou-se uma ausência na filtração do ródio em 31 kVp, na faixa entre 0 e 7 keV. As ligeiras distorções nos espectros do espectrômetro a partir dos 15 keV deveram-se à ausência dos espaçadores. No entanto, isso não comprometeu a conformidade dos espectros deste trabalho com os de Boone, 1997. Em relação ao W/Rh, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 25 kVp, 26 kVp, 28 kVp e 31 kVp foram, respectivamente: 2,25 %, 1,50 %, 0,01 % e -3,92 %.

4.3.2 Análise dos espectros obtidos com anodo/filtro W/Ag no espectrômetro

As figuras 4.29 (a), e (b) apresentam os espectros normalizados obtidos no espectrômetro, para a combinação W/Ag, nas tensões de 31 kVp e 33 kVp, respectivamente. Os resultados foram comparados com os espectros de Boone, 1997.

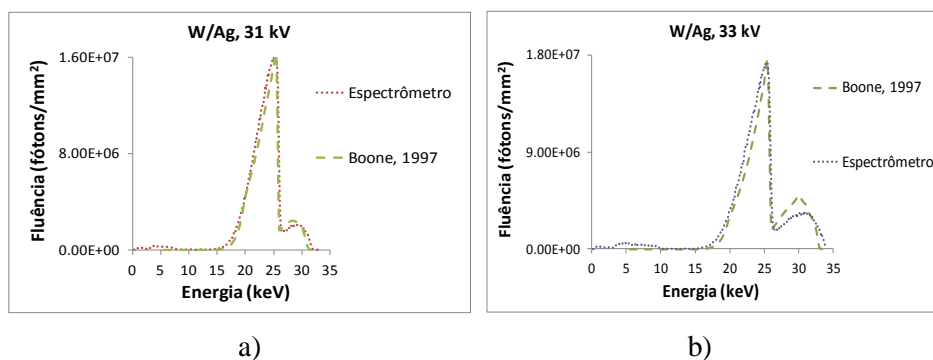


Figura 4.29 – Comparação dos espectros de W/Ag obtidos no espectrômetro, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 31 kVp e (b) 33 kVp.

Nos dois espectros da figura 4.29, observou-se a filtração da prata entre 0 e 15 keV, e após 25 keV. Conforme a tensão aumentou, o espectro estreitava-se mais, devido ao material do filtro. Há uma semelhança com os espectros do W/Rh, porém com uma energia maior, devido à espessura do PMMA. Nos dois casos, um pequeno espectro foi notado entre 0 e 10 keV, causado pela não filtração da prata. As pequenas distorções nos resultados do espectrômetro a partir dos 15 keV deveram-se à ausência dos espaçadores. Em relação ao W/Ag, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 31 kVp e 33 kVp foram respectivamente, 1,00 % e -1,34 %.

4.3.3 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Al no espectrômetro

As figuras 4.30 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros do espectrômetro de Raios-X, para a combinação W/Al, nas seguintes tensões: 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp. Estes foram comparados com os espectros de BOONE, 1997.

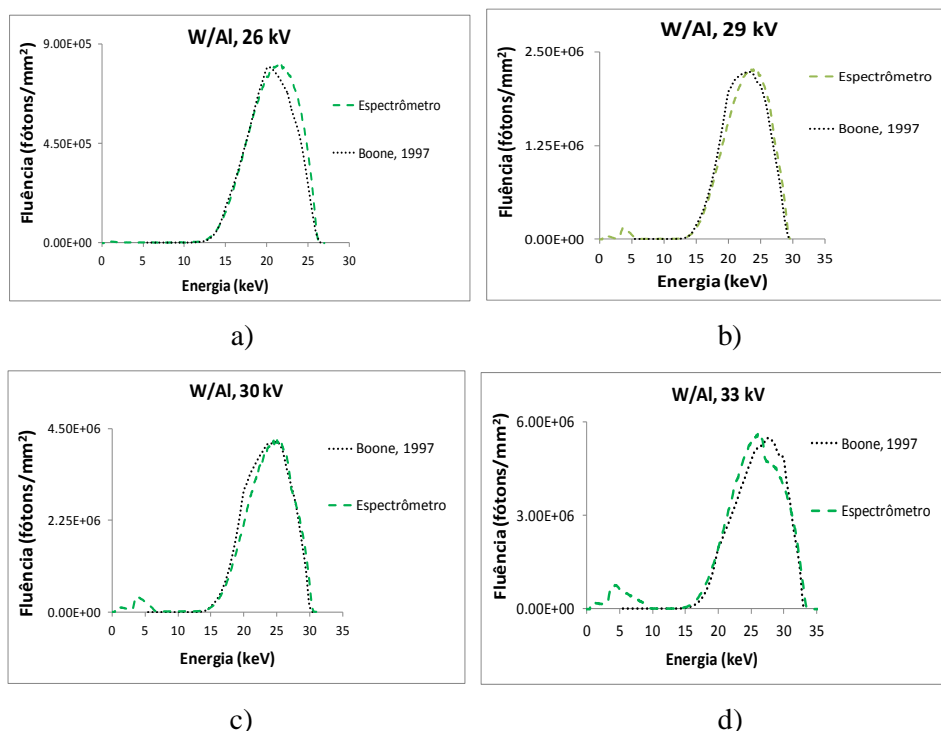


Figura 4.30 – Comparação dos espectros de W/Al obtidos no espectrômetro de Raios-X, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.

Apesar das distorções, os espectros apresentados nas figuras 4.29 (a), 4.29 (b), 4.29 (c) e 4.29 (d) resultaram em conformidades aceitáveis com Boone, 1997. É importante ressaltar a ausência da filtração de alumínio entre 0 e 10 keV, a partir de 29 kVp. Além disso, esse pequeno espectro cresceu à medida que se aumentou a tensão. Novamente, as diferenças ocorreram por causa da ausência dos espaçadores de PMMA. Em relação ao W/Al, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp foram, respectivamente: 10,80 %, 0,28 %, 7,63 % e 0,31 %.

4.4 Resultados obtidos no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX

Este subitem tratará dos espectros do conjunto tubo clínico de Raios-X COMET e o detector PTW-NOMEX, para as combinações anodo/filtro W/Rh, W/Ag e W/Al.

4.4.1 Análise dos espectros obtidos com anodo/filtro W/Rh no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX

As figuras 4.31 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros normalizados obtidos com o tubo clínico COMET e o detector NOMEX, para a combinação W/Rh, repetindo-se as mesmas tensões dos experimentos anteriores. Os resultados foram comparados com BOONE, 1997.

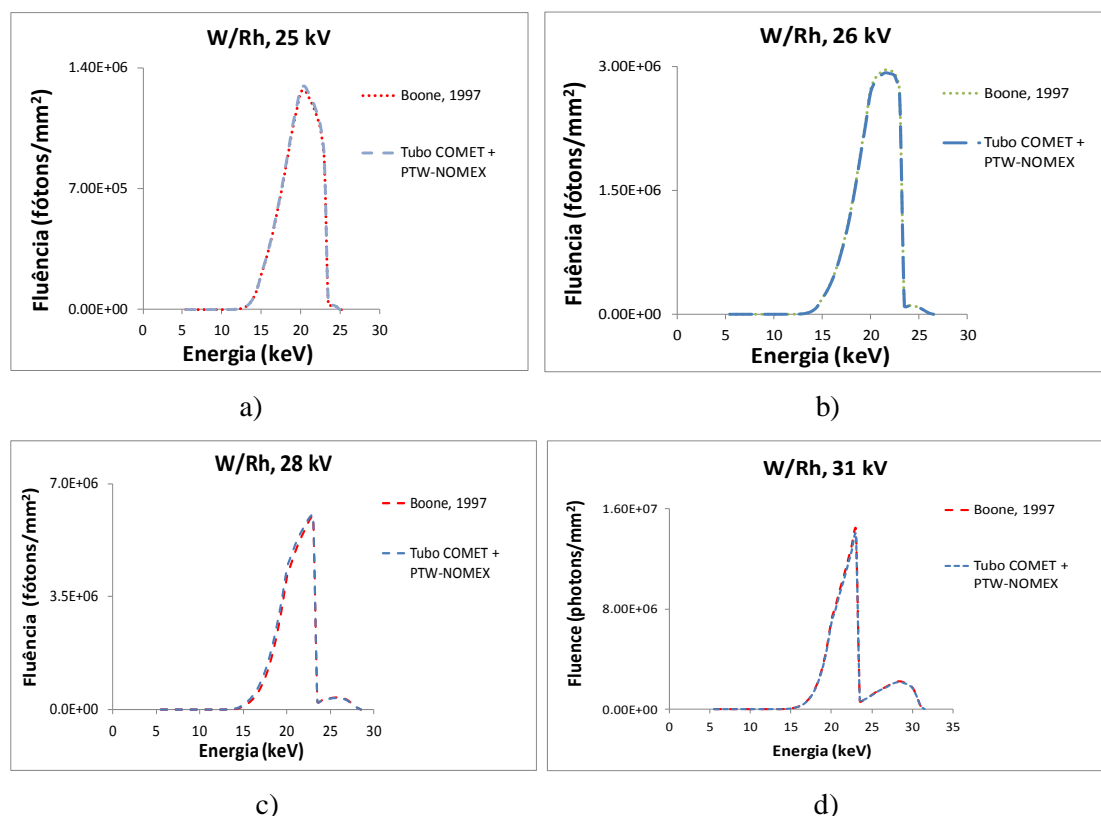


Figura 4.31 – Comparação dos espectros de W/Rh obtidos com o conjunto tubo COMET e o detector NOMEX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 25 kVp, (b) 26 kVp, (c) 28 kVp e (d) 31 kVp.

Em todos os espectros da figura 4.31, observou-se a filtração de ródio entre 0 e 13 keV, e antes de 25 keV. O espectro estreitou-se mais com o aumento da energia por causa do material do filtro. As diminutas distorções no espectro do tubo COMET deveram-se à ausência dos espaçadores. Porém, isso não comprometeu a conformidade. Em relação ao W/Rh, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 25 kVp, 26 kVp, 28 kVp e 31 kVp foram, respectivamente: 1,90 %, -0,25 %, 0,89 % e -2,84 %.

4.4.2 Análise dos espectros obtidos com anodo/filtro W/Ag no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX

As figuras 4.32 (a) e (b) apresentam os espectros normalizados obtidos usando-se o conjunto COMET e NOMEX, para a combinação W/Ag, nas tensões de 31 kVp e 33 kVp, respectivamente. Os resultados foram comparados com os espectros de Boone, 1997.

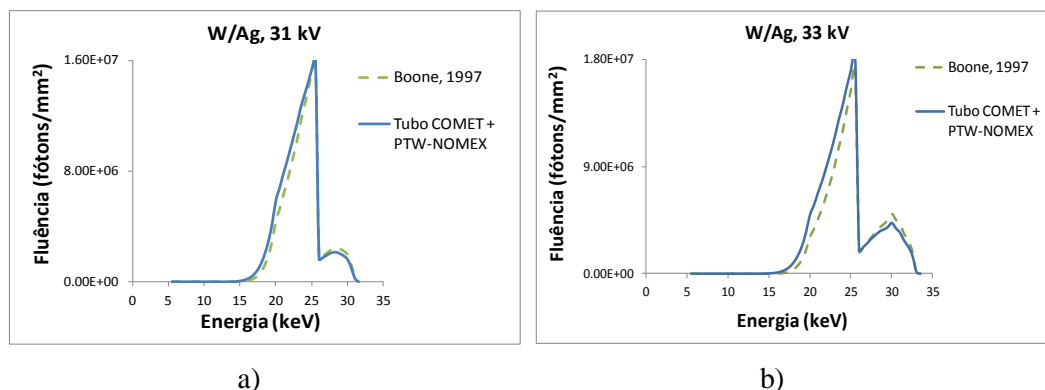


Figura 4.32 – Comparação dos espectros de W/Ag obtidos no conjunto tubo COMET e NOMEX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 31 kVp e (b) 33 kVp.

Nos dois espectros da figura 4.32, observou-se a filtração da prata entre 0 e 15 keV, e após 25 keV. Conforme a tensão aumentou, o espectro estreitava-se mais, devido ao material do filtro. Nos dois casos, um pequeno espectro foi notado entre 0 e 10 keV, causado pela não filtração da prata. As distorções nos resultados do tubo a partir dos 15 keV deveram-se à ausência dos espaçadores. Em relação ao W/Ag, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 31 kVp e 33 kVp foram respectivamente, -1,17 % e 7,23 %.

4.4.3 Análise dos espectros obtidos com o anodo/filtro W/Al no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX

As figuras 4.33 (a), (b), (c) e (d) apresentam os espectros do tubo de Raios-X clínico e no detector NOMEX, para a combinação W/Al, nas seguintes tensões: 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp.

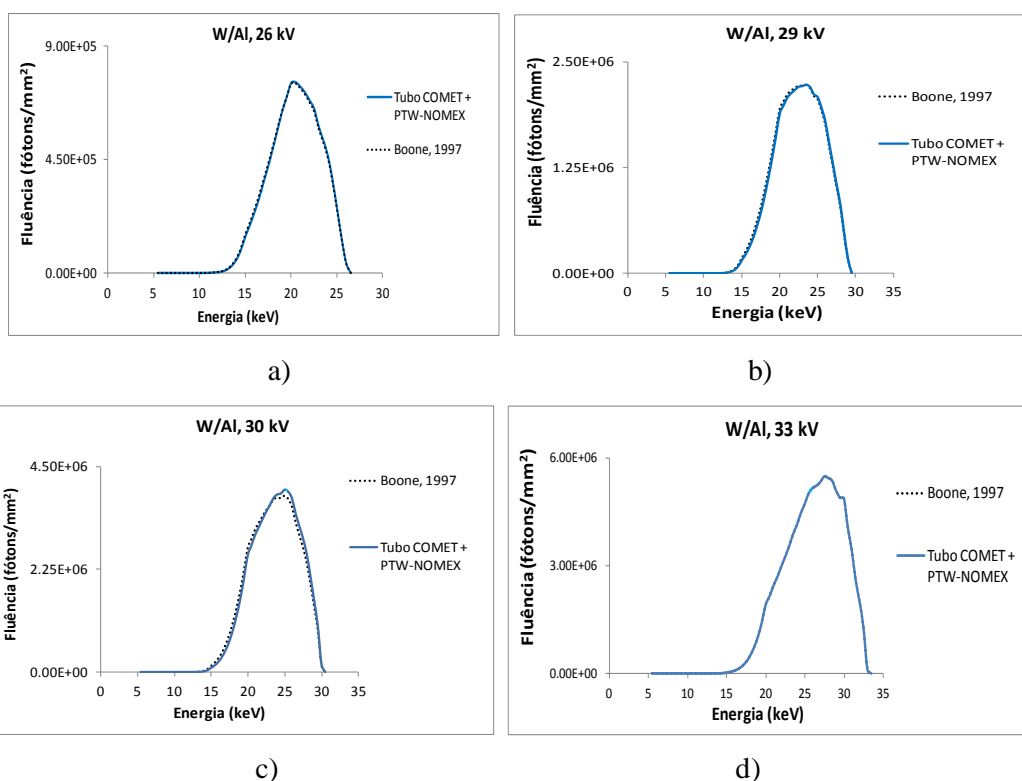


Figura 4.33 – Comparação dos espectros de W/Al obtidos no tubo de Raios-X COMET e no detector NOMEX, produzidos por este autor e por BOONE, 1997, em (a) 26 kVp, (b) 29 kVp, (c) 30 kVp e (d) 33 kVp.

Apesar das pequenas distorções, os espectros apresentados nas figuras resultaram em ótimas conformidades com a referência. O motivo, mais uma vez, foi causado pela ausência dos espaçadores de PMMA. Em relação à essa combinação anodo/filtro, a diferença percentual entre os espectros deste trabalho e os das referências, para as tensões de 26 kVp, 29 kVp, 30 kVp e 33 kVp foram, respectivamente: 9,96 %, 0,62 %, 3,22 % e 0,07 %.

Capítulo 5

Conclusão

Este trabalho procurou reproduzir modelos que visam simular características reais de sistemas de mamografia convencional, digital e de tomossíntese mamária. Avaliou-se o efeito produzido por diferentes espectros de Raios-X, quando estes incidem no PMMA, além da dose glandular média e do kerma aplicados de forma detalhada, por meio de várias tensões dos tubos e espessuras de PMMA, recomendados nos trabalhos anteriores. Para isto, várias grandezas precisaram ser calculadas, dentre as quais a HVL, o kerma, e a dose glandular normalizada (no caso do MCNPX). Para este propósito, usaram-se: um detector de estado sólido nos mamógrafos reais; simulações de tubos de Raios-X no código MCNPX; espectrômetro; e finalmente, o tubo clínico COMET.

Nos mamógrafos reais, os resultados apresentaram-se condizentes com as referências, em geral. Em relação à HVL, nas combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh, os percentuais apresentados foram próximos da referência, e na combinação Rh/Rh apenas em 32 kVp a camada semirredutora ficou próxima da referência. Nas combinações W/Rh e W/Ag, as combinações estiveram próximas da literatura. Sobre a combinação W/Al, os valores mais próximos do HVL foram verificadas nas tensões de 26 kVp e 29 kVp. O kerma aumentou conforme a tensão e o aumento da espessura de PMMA, em todas as combinações anodo/filtro. Em relação à DGM, a grandeza esteve abaixo dos níveis estabelecidos (IAEA, 2011), na combinação Mo/Mo, apenas em 26 kVp. Na combinação Mo/Rh, o fato ocorreu entre 26 e 28 kVp, e no caso do Rh/Rh, entre 26 e 30 kVp. Na combinação W/Rh, os valores estiveram abaixo dos limites apenas a partir de 26 kVp, porque em 25 kVp o kerma registrado foi alto. Os dois valores da dose glandular média em W/Ag estiveram abaixo dos níveis recomendados. Na tomossíntese, os registros da DGM para o tubo em zero grau estiveram abaixo dos limites da IAEA (2011) apenas a partir de 29 kVp, também por causa do kerma medido em 26 kVp ser alto. Nas angulações do tubo em DBT, os valores de DGM estiveram na faixa entre 0,6 e 1,6 mGy, sendo que aquela grandeza aumentou com a espessura. Os espectros apresentaram pequenas diferenças nos picos em 26 kVp e 32 kVp, mas houve boas conformidades. Na combinação anodo/filtro Mo/Rh, foram obtidas boas aproximações com a literatura no HVL, sendo que a menor diferença percentual nesta grandeza ocorreu na tensão de 26 kVp, isto é, -2,32 %. Como na combinação Mo/Mo, usando-se Mo/Rh, apenas um valor de DGM ficou abaixo das recomendações (IAEA, 2011), em 26 kVp (0,97 mGy), também por

conta dos altos valores de kerma registrados a partir dos 28 kVp.

No MCNPX, os valores registrados para o DGM aumentaram conforme a tensão em todas as combinações. O mesmo fato foi notado quando a espessura de PMMA variou.

Em relação aos espectros obtidos nos mamógrafos reais, todos tiveram poucas distorções, porém estiveram em conformidade com os de BOONE, 1997. A maioria dos espectros apresentaram algumas distorções e diferenças nos picos de Raios-X característicos, porém estiveram de acordo com os propostos por BOONE, 1997. Em relação à combinação Rh/Rh, as distorções foram um pouco mais evidentes por conta da atenuação do vidro, porém nada ocorreu de modo que invalidasse os resultados.

A dose glandular normalizada no MCNPX permaneceu inalterada nas combinações Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh, por conta da não alteração da espessura de PMMA. Nas combinações W/Rh e W/Ag, a D_gN diminuiu com o aumento da tensão, devido ao aumento da espessura de polimetacrilato. O mesmo fato ocorreu na combinação W/Al.

Os valores de kerma registrados no detector de estado sólido PTW-NOMEX mostraram que este equipamento é útil nos experimentos por sua praticidade, precisão e variedade de informações, entre elas o do HVL associado ao kVp medido. A opção de dose corrigida com e sem a bandeja de compressão mostrou ser muito importante nas medições, visto que ela otimizou o tempo de trabalho, sem a necessidade de novas aquisições envolvendo fatores de correção, como ocorreu com a câmara de ionização utilizada por OLIVEIRA et al., 2014. O detector de estado sólido mostrou uma ótima dependência angular no caso da combinação W/Al, nas medições do kerma e do HVL.

O código de Monte Carlo MCNPX mostrou ser uma ferramenta essencial para a modelagem de tubos de Raios-X para mamografia, apresentando resultados satisfatórios quando comparados com as referências.

Acerca do espectrômetro, esta ferramenta foi bem precisa na obtenção dos espectros, juntamente com o tubo de Raios-X COMET. Os resultados foram expressivos em sua totalidade, mesmo sem o uso dos espaçadores de PMMA.

O tubo clínico COMET, em conjunto com o detector PTW-NOMEX, apresentou espectros com poucas distorções e bem próximos da referência, sem o uso dos espaçadores. Ainda assim, o tubo emitiu Raios-X com fluência de fótons bem precisa, apesar da sua menor energia efetiva. Portanto, o seu uso é recomendado na impossibilidade de se realizar experimentos em uma sala de Raios-X convencional.

Finalmente, é importante ressaltar que os estudos deste trabalho partiram de experimentos prévios de OLIVEIRA et al., 2014 e DUARTE, 2012. Estes autores

comprovaram, por meio de pesquisas com variados recursos nas salas de mamografia, que as imagens da mama estiveram sem borramentos geométricos e com poucos contrastes. Consequentemente, pode-se afirmar que os resultados desta tese sinalizaram que, na mamografia, a qualidade da imagem mamária pode ser alcançada de forma satisfatória por meio dos ambientes real, clínico e simulado.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

Para os próximos trabalhos, recomendam-se:

- Nas medições com um detector de estado sólido ou outros equipamentos disponíveis no mercado:
 - a) Medições do kerma, dose glandular média e obtenção dos espectros nos espectrômetros, tubos clínicos simuladores de mamografia, e similares usados atualmente nos laboratórios especializados, para efeitos de comparações com a literatura vigente;
 - b) Discussões a respeito do kerma medido nos ângulos de um tubo de Raios-X na tomossíntese, a fim de se obter uma melhor otimização na dose incidida na mama da paciente.
 - c) Verificação da qualidade das imagens da mama.
- No MCNPX:
 - a) Testes com outros materiais para as combinações anodo/filtro, nos tubos **T1** e **T2**;
 - b) Obtenções do kerma e da dose glandular média nos tubos modelados, usando-se fantasmas simuladores de mama com microcalcificações e substâncias próximas das de uma pele humana, para as combinações anodo/filtro mais usadas na atualidade, para a obtenção do kerma, DGM, dose relativa fracional e demais grandezas relacionadas;
 - c) Uso do conjunto PMMA + PE nas simulações, para a obtenção das grandezas mencionadas na sugestão anterior;
 - d) Uso de outros *tallies* para obtenção da DGM e kerma, no Monte Carlo;
 - e) Uso de outros *tallies* para obtenção dos espectros no MCNPX;
 - f) Comparações de resultados obtidos no código MCNPX com outros de Monte Carlo, tais como GEANT, PENELOPE e EGS, entre outros;

- g) Uso do conjunto PMMA + PE nas simulações;
- h) Verificação da qualidade das imagens da mama.

➤ No espectrômetro:

- a) Uso de tubos de Raios-X para uso clínico com anodos de molibdênio e ródio, e comparações dos resultados obtidos em vários ambientes;
- b) Verificação dos espectros usando filtros dos materiais molibdênio e ródio.
- c) Obtenção dos espectros das combinações anodo/filtro de tungstênio, usando-se tensões maiores que 33 keV, para verificação do controle de qualidade dos equipamentos;
- d) Verificação da qualidade das imagens da mama.

➤ No tubo clínico de Raios-X:

- a) Uso de outros tubos que levem anodos de molibdênio e ródio, para fins de comparações com os resultados obtidos em vários ambientes;
- b) Verificação dos espectros usando-se filtros dos materiais molibdênio e ródio.
- c) Obtenção dos espectros das combinações anodo/filtro de tungstênio por meio do espectrômetro da Siemens ou similares, usando-se tensões maiores que 33 keV, para verificação do controle de qualidade dos equipamentos;
- d) Verificação da qualidade das imagens da mama.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACR - American College of Radiology. **Mammography quality control manual, Medical physicist's section**. Technical report: American College of Radiology, 1999.

AISHAH, A. A. S., SAPARUDIN, A. K. M., HARUN A. Z., **Evaluation of Mean Glandular Dose and Modulation Transfer Function for Different Tube Potentials and Target-Filter Combinations in Computed Radiography Mammography**, Malays J. Med. Sci., 2013, Vol. 20 (3), pp. 23-30.

ALLISY ROBERTS PENELOPE J. e WILLIAMS JERRY. **Farr's Physics for Medical Imaging**, Elsevier Health Sciences, 2007.

ALMEIDA J. N., *et al.*, **Evaluation of radiation doses inside a phantom of mammography utilizing Compton spectrometry**, 2009, IFMBE Proceedings. vol. 25, III, pp. 375-378.

AMPTEK, DP5. **Complete X-Ray Spectrometer with CdTe Detector. User Guide and Operating Instructions**. Produção: Bethesda, EUA, 2011. 1 DVD, widescreen, color.

AMPTEK, DP5. **User Manual and Operating Instructions**. Produção: Bethesda, EUA, 2011. 1 DVD, widescreen, color.

ANDERSON, I. *et al.*, **Breast tomosynthesis and digital mammography: a comparison of breast cancer visibility and BIRADS classification in a population of cancers subtle mammographic findings**. Eur. Radiol., 2008, Vol. 18, pp. 2817-2825.

ATTIX F. H., **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Madison: John Wiley & Sons, 1986.

AY M. R., *et al.*, **Monte Carlo simulation of X-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C**. Physics in Medicine and Biology, Vol. 49, n 21, pp. 4897-4917, 2004.

AZIZ, S. A., SAPARUDIN, A. K. M., HARUN, A. Z. **Evaluation of mean glandular dose and modulation transfer function for different tube potentials and target-filter combinations in computed radiography mammography**. Malays J Med Sci. Maio/julho de 2013, v. 20(3), pp 23-30.

BAKER J. A. e LO J. Y., **Breast Tomosynthesis: State-of-the-Art and Review of the Literature**, Academic Radiology, 2011, Vol. 18, n 10.

BAPTISTA M., *et al.*. **Image quality and dose assessment in digital breast tomosynthesis: A Monte Carlo study**, Radiation Physics and Chemistry, 2014.

BAPTISTA, MARIANA, *et al.*, 2015. **Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis: Measurements and Monte Carlo simulations using phantoms**, Medical Physics, Vol. 42, n 7, pp. 3788-3800.

BASSETT LAWRENCE W. e HENDRICK R. EDWARD. **Quality Determinants of Mammography: Clinical Practice Guideline**, DIANE Publishing, 2004, p. 170.

BERGER M. J. e HUBBELL J. H. **XCOM: photon cross sections on a personal computer NBSIR 87-3597**, National Bureau of Standards (US), 1987.

BERNHARDT P., MERTELMEIER T. e HOHEISEL M. **X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: Simulation and phantom study**, Medical Physics., 2006, vol. 33, n 11, pp. 4337-4349.

BOONE JOHN M. **Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment**, Medical Physics, 1999, vol. 213, n 1, pp. 23-37.

BOONE JOHN M. **Spectral modeling and compilation of quantum fluence in radiography and mammography**. Proceedings of the SPIE, 1998, vol. 3336, pp. 592-601.

BOONE JOHN M. **X-ray Production, Interaction, and Detection in Diagnostic Imaging**. Handbook of Medical Imaging, Physics and Psychophysics, 2009, Volume I.

BOONE J. M., FEWELL THOMAS R. e JENNINGS ROBERT J. **Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography**, Medical Physics., 1997, vol. 24, n 12, pp. 1863-1874.

BOONE J. M. e SEIBERT ANTHONY. **An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 kVp**", Medical Physics, 1997, vol. 24, n 11, pp. 1661-1670.

BOWMAN R. W., *et al.*. **Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessment**, Physics in Medicine and Biology, 2013, vol. 58, pp. 4423-4438.

BOWMAN R. W., *et al.*. **Average glandular dose in digital mammography and digital breast tomosynthesis: Comparison of phantom and patient data**, Physics in Medicine and Biology, 2015, vol. 60, pp. 7893-7907.

BOYD NORMAN F., *et al.* **Breast Tissue Composition and Susceptibility to Breast Cancer**, J Natl Cancer Inst, 2010, vol. 102, pp. 1224-1237.

BRASIL. Ministério da Saúde. **CONTROLE DOS CÂNCERES DO COLO DO ÚTERO E DA MAMA**, Brasília-DF, 2013.

BRASIL. Ministério da Saúde. **FALANDO SOBRE CÂNCER DE MAMA**. Rio de Janeiro, CONPREV, 2002 b.

BRASIL. Ministério da Saúde. **FALANDO SOBRE MAMOGRAFIA**. Rio de Janeiro, CONPREV, 2002.

BRASIL. Ministério da Saúde. **INCA - Estimativa 2018 - Incidência de câncer no Brasil**. Extraído do site:
<<http://www.inca.gov.br/estimativa/2018/estimativa-2018.pdf>>. Acesso em: 16 maio 2018.

BRUCE H. HASEGAWA. **Physics of Medical X-ray Imaging**, Medical Physics Pub Corp, 1987, 2ª ed.

BUSHBERG JERROLD T., **The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents – X-ray interactions**, RSNA, 1998. Disponível em:
<<https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.18.2.9536489>>.
Acesso em: 17 jul. 2018.

BUSHBERG JERROLD T., *et al.* **The Essential Physics of Medical Imaging**, Lippincott Williams & Wilkins, 2002, 2 ed.

BUSHONG STEWART CARLYLE. **Ciência Radiológica para Tecnólogos - Física, Biologia e Proteção**. Elsevier, 2010.

CALRTON RICHARD e ADLER ARLENE. **Principles of Radiographic Imaging: An Art and A Science**, Cengage Learning, 2012, p. 864.

CHAWLA AMARPREET S. **Optimized image acquisition for breast tomosynthesis in projection and reconstruction space**, Medical Physics, 2009, vol. 36, n. 11, pp. 4859-4869.

CORREIA IVEA KRISHNA DA SILVA. **Estudo por Monte Carlo de espectros de Raios-X de radiodiagnóstico para aplicações na Física Médica**. 2011. 76 f. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual de Santa Cruz. Ilhéus, 2011.

COUTINHO CÉLIA MARIA CAMPOS. **Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico**. 2009. 129 f. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio De Janeiro. Rio de Janeiro. 2009.

CRANLEY K., **Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data: Report No 78**, 1997, The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM).

DANCE D. R., **Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose**, 1990, Phys Med Biol., vol. 35, n 9, pp. 1211-1219.

DANCE, D. R., *et al.*, **Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose**

using the UK mammography dosimetry protocol, 2000, Physics in Medicine and Biology, vol. 45, n 11, pp. 3225-3240.

DANCE D. R., YOUNG K. C. e VAN ENGEN R. E., **Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols**, 2011, Physics in Medicine and Biology, vol. 56, n 2, pp. 453-471.

DANCE, D. R., SECHOPOULOS, I., **Dosimetry in X-ray based breast imaging**, 2016, Physics in Medicine and Biology, vol. 61, n 19, pp. 271-304.

DANCE, D. R., YOUNG, K. C., VAN ENGEN, R. E., **Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols**, 2009, Physics in Medicine and Biology, vol. 54, pp. 4361-4372.

DAVID M. G., *et al.*, **Espectros e deposição de dose em profundidade em phantom de mama de polimetilmetacrilato: obtenção experimental e por método de Monte Carlo**, 2012, Revista Brasileira de Física Médica, vol. 6, n 2, pp. 29-33.

DAVID M. G., *et al.*, **Experimental and Monte Carlo-simulated spectra of standard mammography-quality beams**, 2012, The British Journal of Radiology, Vol. 85, pp. 629-635.

DE PAREDES ELLEN SHAW, **Atlas of Mammography**, 2007, Lippincott Williams & Wilkins.

DI MARIA S., *et al.*, **Optimal photon energy comparison between digital breast tomosynthesis and mammography: A case study**, 2014, Physica Medica, Vol. 30, pp. 482-488.

DOBBINS JAMES T., **Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads**, 2009, Medical Physics, vol. 36, n 6, pp. 1956-1967.

DOBBINS III JAMES T. e GODFREY DEVON J., **Digital X-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential**, 2003, Physics in Medicine and Biology, vol. 48, pp. R65 - R106.

DUARTE, M. S. P., **Proteção radiológica em mamografia**. 2012. 101 f. Dissertação (Mestrado em Proteção contra radiações). Instituto Politécnico de Lisboa, Lisboa, 2012.

ELMORE J. G., *et al.*, **Variability in interpretive performance at screening mammography and radiologists' characteristics associated with accuracy**, 2009, Radiology, vol. 253. - pp. 641-651.

FENG STEVE SI JIA e SECHOPOULOS IOANNIS, **A software-based X-ray scatter correction method for breast tomosynthesis**, 2011, Medical Physics, vol. 38, n 12, pp.

6643-6653.

FERLAY, J. *et al.* **GLOBOCAN 2012 v1.0, cancer incidence and mortality worldwide.** Lyon, France: IARC, 2013. (IARC CancerBase, 11) Disponível em: <<http://globocan.iarc.fr>>. Acesso em: 24 maio 2018.

GENNARO, G., *et al.*, **Digital breast tomosynthesis versus digital mammography: a clinical performance study**, 2012, Eur Radiol., vol. 20, pp. 1545-1553.

GHOLAMKAR L., SADEGHI M., MOWLAVI A. A., ATHARI M, **Calculation of the X-ray spectrum of a mammography system with various voltages and different anode-filter combinations using MCNP code**, 2016, Iranian Journal of Medical Physics, vol. 13, n^o 3, September 2016, pp. 154-162.

GINGOLD E. L., WU X. e BARNES G. T., **Contrast and dose with Mo-Mo, Mo-Rh e Rh-Rh target-filter combinations in mammography**, 1995, Radiology, vol. 195, pp. 639-644.

GOODSITT MITCHELL M., *et al.*, **Digital breast tomosynthesis: studies of effects of acquisition geometry on contrast-to-noise ratio and observer preference of low-contrast objects in breast phantom images**, 2014, Physics in Medicine & Biology, vol. 59, pp. 5883-5902.

HAMMERSTEIN G. RICHARD, *et al.*, **Absorbed Radiation Dose in Mammography**, 1979, Radiology, vol. 130, pp. 485-491.

HARVEY J. A. e BOVBJERG V. E., **Quantitative assessment of mammographic breast density: relationship with breast cancer risk**, 2004, Radiology, vol. 230, pp. 29-41.

HENDEE WILLIAM R. e RITENOUR E RUSSEL, **Medical Imaging Physics**, 2002, Wiley-Liss, 4^a.

HERNANDEZ, A. M., BOONE, J. M., **Tungsten anode spectral model using interpolating cubic splines: unfiltered X-ray spectra from 20 kVp to 640 kVp**, Medical Physics, vol. 41 (4), April 2014.

HOFF, GABRIELA. **Cálculo da Dose em Glândula Mamária, Utilizando o Código de Tarnsporte de Monte Carlo MCNP, para as Energias Utilizadas em Mamografia.** 2005. Paginação irregular. Tese de doutorado, Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro. 2005.

HOLOGIC, **Selenia Dimensions User Manual MAN-01965**, 2010, Hologic.

INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP, **Annals of the ICRP**, 1988, Pergamon Press, EUA.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY - IAEA, **HUMAN HEALTH SERIES N0.17 - Quality Assurance Programme for Digital Mammography**, 2011, IAEA, Viena.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection**, 1992, Bethesda, USA.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMITTEE, **IEC 61674: Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging**. Disponível em:

< https://infostore.saiglobal.com/en-us/Standards/IEC-61674-2-0-567956_SAIG_IEC_IEC_1296406/ >. Acesso em: 03 out 2021.

KELARANTA, A., *et al.*, **Conformance of mean glandular dose phantom and patient data mammography**, Radiation Protection Dosimetry, 2015, vol. 164, n^o 3, pp. 342-53.

KARADŽIĆ *et al.*, **Estimation of mean glandular dose in mammography using voxel phantom and monte carlo simulation**, 2017, Radiation & Applications, 2017, vol. 2, issue 3, pp. 200-203.

LAZARINE ALEXIS D., **Medical Physics Calculations With Mcnp: A Primer**". 2006. Texas: DISSERTATION.Texas A&M University.

LEWIN J. M., HENDRICK R. E. e D'ORSI C. J., **Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4,945 paired examinations**, 2001, Radiology, vol. 218, pp. 873-880.

LIU B., GLICK S. e GONG X., **Scatter Radiation in Digital tomosynthesis**, 2005, Medical Physics, vol. 32.

MA, A. K., *et al.*, **Mean glandular dose estimation using MCNPX for a digital breast tomosynthesis system with tungsten/aluminum and tungsten/ aluminum + silver X-ray anode-filter combinations**, 2008, Med. Phys., vol. 35, n 12, pp. 5278-5289.

MALES MATIJA, MILETA DANIJEL e GRGIC MISLAV, **Digital Breast Tomosynthesis: A Technological Review**, 2011, 53nd International Symposium ELMAR. – Zadar, pp. 41-45.

MARKEY MIA K., **Physics of Mammographic Imaging**, 2012, Taylor & Francis.

MCNP/MCNPX *Visual Editor Computer Code Manual for Vised - Version 24E*. Produção: A. L. SCHWARZ, R. A. SCHWARZ, L. L. CARTER, Los Alamos - EUA, fevereiro, 2011. 1 DVD, widescreen, color.

MCKETTY, M. H. **The AAPM/RSNA Physics tutorial for residents – X-ray attenuation.** RSNA, 1998. Disponível em:
<<https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.18.1.9460114>>. Acesso em: 17 jul. 2018.

MCCONN JR, RJ, GESH, CJ, PAGH, RT, RUCKER, RA, WILLIAMS III, RG. **Compendium of material composition data for radiation transport modeling – Revision 1**, 2011, U. S. Department of Homeland Security, EUA.

NG K. P., KWOK C. S. e TANG F. H., **Monte Carlo simulation of X-ray spectra in mammography**, 2000, Physics in Medicine and Biology, vol. 45, pp. 1309-1318.

NIGAPRUKH KHATAYUT, *et al.*, **Monte Carlo Simulation of Average Glandular Dose and an Investigation of Influencing Factors**, 2010, J Radiat Res., vol. 51, pp. 441-448.

NIKLASON L. T., *et al.*, **Digital Tomosynthesis in Breast Imaging**, 1997, Radiology, pp. 399-406.

NIST - The National Institute of Standards and Technology. EUA, 2010. Disponível em:
<<https://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl>>. Acesso em: 03 jul. 2018.

OKUNO EMICO, CALDAS IBERÊ LUIZ e CHOW CECIL, **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas**, 1986. HARBRA, São Paulo.

OLIVEIRA, B. B., OLIVEIRA, M. A., PAIXÃO, L., TEIXEIRA, M. H. A., NOGUEIRA, M. S. **Dosimetria e avaliação da qualidade de imagem em um sistema de radiografia direta.** *Radiologia Brasileira*, v. 47 (6), p.361-367, 2014.

OLIVEIRA, B. B., PAIXÃO, L., SILVA, S. D., TEIXEIRA, M. H. A., NOGUEIRA, M. S. **Comparison of mean glandular dose values provided by a digital breast tomosynthesis system in Brazil.** *Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier, v. 100, p. 91-95, 2015.

OLIVEIRA B. B., OLIVEIRA M. A., PAIXÃO L., TEIXEIRA M. H. A., NOGUEIRA M. S., **Dosimetria e avaliação da qualidade da imagem em um sistema de radiografia direta**, 2014, Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem.

OLIVER ARNAU, *et al.*, **A Novel Breast Tissue density Classification Methodology**, 2008, IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, vol. 12, n 1, pp. 55-65.

PELOWITZ D. D., **MCNPX User's manual - Version 2.5.0**, 2005, Los Alamos National Laboratory Report, LA-CP-05-0369.

PELOWITZ D. D., **MCNPX User's manual - Version 2.7.0**, 2011, Los Alamos National Laboratory Report, LA-CP-11-00438.

PERRY, N., BROEDERS, M., DE WOLF, C., TÖRNBERG, S., HOLLAND, R., VON KARSA, L., **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis**, 2006, Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, fourth edition, Belgium.

PODGOSARK E. B., **Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**, 2004, Educational Report Series, IAEA, Viena.

PTW – Physikalisch-Technische Werkstätten (Alemanha). **NOMEX Multimeter - Commercial Note D909.199.01/00**. Disponível em:
< http://www.chunsung.kr/pdf/nomex/NOMEX_Multimeter_Note_en_90919901_00.pdf>.
Acesso em: 03 out. 2021.

PTW – Physikalisch-Technische Werkstätten (Alemanha). **User manual – NOMEX Multimeter T11049 and NOMEX Software S030008**, 2017, p.1. 1 DVD, widescreen, color.

REN B., SMITH A. P., JING Z. **Local versus whole breast volumetric breast density assessments and implications Breast Imaging** (Philadelphia, 2012), vol. 7361, ed. A D Maidment *et al* (Berlin:Springer) pp. 775–82.

RODRIGUES, L., **Utilização da técnica de Monte Carlo para o estudo da dose glandular média e qualidade de imagem em tomossíntese mamária digital**. 2016. 116 f. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro. 2016.

SALVAGININI ELENA, *et al.*, **Quantification of scattered radiation in projection mammography: Four practical methods compared**, 2012, Medical Physics, vol. 39, n 6, pp. 3167-3180.

SCHOPPER D. e De WOLF C., **How effective are breast cancer screening programmes by mammography? Review of the current evidence**, 2009, Eur J Cancer, pp. 45 (11): 1916-23.

SECHOPOULOS I., *et al.*, **Radiation dosimetry in digital breast tomosynthesis: Report of Tomosynthesis Subcommittee Task Group 223**, 2014, Med. Phys., vol. 41, n° 9.

SECHOPOULOS I., **A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process**, 2013, Med. Phys., vol. 40, n° 1.

SECHOPOULOS IOANNIS, *et al.*, **Computation of the glandular radiation dose in digital tomosynthesis of the breast**, 2007, Med. Phys., vol. 34, n 1, pp. 221-232.

SEIBERT, J. A., **The AAPM/RSNA Physics tutorial for residents – X-ray Generators**, RSNA, 1997. Disponível em:
<<https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.17.6.9397462>>. Acesso em: 17 jul. 2018.

SHAFER CHRISTINA M., SAMEI EHSAN e LO JOSEPH Y., **The quantitative potential for breast tomosynthesis**, 2010, Medical Physics, vol. 1004.

SHORES ERIK F., FLAMING DUANE P. e ZUMBRO JOHN D., **Radiography Test Problem for MCNP**, 2011, Los Alamos National Laboratory (LA-UR-11-04757).

SHULTIS, J. K., FAW, R. E. **An MCNP Primer**. Department of Mechanical and Nuclear Engineering, Kansas State University, 2006, p.18.

SIEGEL ELIOT, *et al.*, **Digital Mammography Image Quality: Image Display**, 2006, J Am Coll Radiol., vol. 3, pp. 615-627.

SIEMENS, **Mammomat Inspiration eco**. Siemens Healthineers. Disponível em: <<https://www.siemens-healthineers.com/refurbished-systems-medical-imaging-and-therapy/ecoline-refurbished-systems/x-ray-ecoline/mammomat-inspiration-eco>> Acesso em: 03 out 2021.

SIEMENS, **Siemens OEM Products: X-ray Toolbox**. Siemens AG. Disponível em: <<https://www.oem-xray-components.siemens.com/X-ray-spectra-simulation>> Acesso em: 20 fev 2019.

SMITH ANDREW, **Fundamentals of Breast Tomosynthesis: Improving the Performance of Mammography**, 2012, White paper, HOLOGIC.

SOUZA, EDIMILSON MONTEIRO. **MODELAGEM DE SISTEMA E PROCEDIMENTO PARA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA OFFSHORE**. 2008. 142 f. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro. 2008.

STANTON, L., *et al.*, **Dosage evaluation in mammography**, 1984, Radiology, vol. 163, nº 2, pp. 471-479.

TAGLIAFICO, A. S., *et al.*, **Estimation of percentage breast tissue density: comparison between digital mammography (2D full field digital mammography) and digital breast tomosynthesis according to different BI-RADS categories**, 2013, Br. J. Radiol., vol. 86, pp. 1-6.

TAUHATA, L., DI PRINZIO I. P. A., R., DI PRINZIO, M. A. R. R, **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos** – 10^a revisão, 2014. Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD/CNEN, Rio de Janeiro.

TOMAL A, CUNHA D. M. e POLETTI M. E., **Comparison of beam quality parameters computed from mammographic X-ray spectra measured with different high-resolution**

semiconductor detectors, 2014, Radiation Physics and Chemistry, vol. 95, pp. 217-220.

TUCKER A. W., LU J. e ZHOU O., **Dependency of image quality on system configuration parameters in a stationary digital breast tomosynthesis system**, 2013, Medical Physics, vol. 40, n 3, pp. 031917-1-10.

UNITED STATES PATENT. Clinton M. Logan, Pleasanton, Calif. **X-ray source for mammography**. 5375158, 21 de março de 1994, 20 de dezembro de 1994.

UNITED STATES PATENT. Yoshitaka Seki, Kanane Tanabe. **Rotating-anode X-ray tube with multiple focal areas**. 3610984, 23 de dezembro de 1968, 5 de outubro de 1971.

UNIVERSIDADE TÉCNICA FEDERAL DO PARANÁ. **Tubo de Raios-X**. Universidade Técnica Federal do Paraná. Disponível em:

<<http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-intervencionista/tecnologias-funcionamento-e-formacao-de-imagens-inter/tubo-de-Raios-X#anodo-e-catodo>>. Acesso em: 29 ago. 2018.

VAN ENGEN R., *et al.*, **European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening - 2b Digital mammography**. Holanda, 2006. Disponível em: <<http://www.euref.org/downloads?download=26:physico-technical-protocol>>. Acesso em: 03 jul. 2018.

VAN ENGEN, R., *et al.* **Protocol for the quality control of the physical and technical aspects of digital breast tomosynthesis systems. Draft version 1.03**. European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services.

Disponível em: <<http://www.euref.org/downloads?download=55:euref-tomosynthesis-protocol-version-1-03>>. Acesso em: 03 jul. 2018.

VAREX IMAGING, **M-147 DATASHEET**. Disponível em:

<<https://www.vareximaging.com/file/m-147pdspdf-0>>. Acesso em: 17 jul. 2018.

VEDANTHAM S. e KARELLAS A., **X-ray phase contrast imaging of the breast: Analysis of tissue simulating materials**, 2013, Medical Physics, vol. 40, n° 4, pp. 041906-1-8.

VILLAFANA, T., BALTER, S., **Generators, AAPM Tutorial – X-ray tube, and exposure geometry in mammography**. RSNA, 1990. Disponível em:

<<https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.10.3.2343172>>. Acesso em: 17 jul. 2018.

WALLIS, M. G., *et al.*, **Two-view and single-view tomosynthesis versus full-field digital mammography: high resolution X-ray imaging observer study**, 2012, Radiology, vol. 262, pp. 780-796.

WEI JUN, *et al.*, **Multichannel response analysis on 2D projection views for detection of**

clustered microcalcifications in digital breast tomosynthesis, 2014, *Medical Physics*, vol. 41, n 4, pp. 041913-1:11.

WILKINSON L. E., JOHNSTON P. N. e HEGGIE C. P. A., **Comparison of mammography spectral measurements with spectra produced using several different mathematical models**, 2001, *Physics Medicine and Biology*, vol. 46, pp. 1575-1589.

WU G., *et al.*, **Evaluation of scatter effects on image quality for breast tomosynthesis**, 2009, *Med. Phys.*, vol. 10, pp. 4425-32.

WU GANG, **IMAGE QUALITY OF DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS: OPTIMIZATION IN IMAGE ACQUISITION AND RECONSTRUCTION**, 2014, Toronto: Thesis. University of Toronto.

WU, X., *et al.*, **Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography**, 1994, *Radiology*, vol. 193, pp. 83-89.

WU, X., *et al.*, **Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography**, 1991, *Radiology*, vol. 179, n° 1, pp. 143-148.

YOUNG K. C., ODUKO, J. M., ALSAGER, A., **Technical evaluation of the Sectra MDM-L30 full field digital mammography system NHSBSP Report 0805**, 2008, *Sheffield: NHS Cancer Screening Programmes*, Reino Unido.

ZHANG DA, XINHUA LI e BOB LIU, **X-ray spectral measurements for tungsten-anode from 20 to 49 kVpp on a digital breast tomosynthesis system**, 2009, *Medical Physics*, vol. 39 (6), pp. 3493-3500.

ZINK, F. E., *et al.* **The AAPM/RSNA Physics tutorial for residents – X-ray Tubes**, RSNA, 1997. Disponível em:

<<https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.17.5.9308113>>.

Acesso em: 17 jul. 2018.

ANEXO

1. Inputs do tubo T1, para a obtenção dos espectros

- Obs.1: não é necessário mudar os *bins* de energia, pois todos eles irão até 32 kVp. Porém, obviamente a energia irá variar com a tensão do tubo. Por exemplo, se a tensão no tubo for de 28 kVp, os *bins* de energia registrarão o número de fótons por centímetro quadrado, até aproximadamente 28,5 keV. Após este valor, será registrado o valor zero.
- Obs.2: para mudar a tensão no tubo, modifique os valores nos parâmetros *phys:p*, *phys:e* e *erg*, localizados no cartão de dados. Por exemplo: para simular com a tensão de 30 kV, insira no *phys:p* 0.030 (o primeiro número **imediatamente** após este comando), 0.030 no *phys:e* (o primeiro número **imediatamente** após este comando), e *erg* = 0.030 no *sdef*.

1.1 Input da combinação Mo/Mo (26 kV)

```
c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO Mo/Mo
c TUBO T1
c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 26 KeV.
c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<
c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****
c ***** anodo e ampola de vidro *****
  1  3  -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 $ base do alvo rotativo
  2  2 -10.22 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 $ superfície cônica Mo
  3  3  -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3 ) imp:p,e=1 vol=55.864 $ rotor
  4  4  -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
      (25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
      (26 17 -18 ) imp:p,e=1 vol=162.09 $ ampola vidro
c ***** catodo *****
  5  3  -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 $ catodo 1ª parte
  6  3  -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 $ catodo 2ª parte
  7  3  -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 $ catodo 3ª parte
c ***** vácuo dentro da ampola *****
  8  0  ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
      (26 -16 3 )) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
  9  5  -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=0.71568 $ janela de berílio
c ***** ar fora do case *****
52  1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
```

#120 #130 #170 #180 #190 #200 #201 #202 #300 #301 #302 #303 imp:p,e=1 vol=0 \$ ar fora do case

c ***** vácuo fora do sistema *****

53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 \$ vácuo fora do sistem

54 2 -10.22 -200 imp:p,e=1 vol=4.8 \$filtro de Mo

c ***** Placa de suporte *****

120 72 -1.2 -400 500 imp:p,e=1 vol=252

c ** Pele **

130 73 -1.19 -500 imp:p,e=1 vol=1944

c ***** Esfera detector 1 *****

170 1 -0.001205 -301 imp:p,e=1 vol=33.51

c ** Esfera detector 2 *****

180 1 -0.001205 -302 imp:p,e=1 vol=33.51

c ** Esfera detector 3 *****

190 1 -0.001205 -303 imp:p,e=1 vol=33.51

c ** Esfera detector 4 *****

200 1 -0.001205 -304 imp:p,e=1 vol=33.51

c ** Esfera detector 5 *****

201 1 -0.001205 -305 imp:p,e=1 vol=33.51

c ** Esfera detector 6 *****

202 1 -0.001205 -306 imp:p,e=1 vol=33.51

c ** Espaçadores **

300 73 -1.19 -700 imp:p,e=1 vol=5.654 \$espaçador 1

301 73 -1.19 -701 imp:p,e=1 vol=5.654 \$espaçador 2

302 73 -1.19 -702 imp:p,e=1 vol=5.654 \$espaçador 3

303 73 -1.19 -703 imp:p,e=1 vol=5.654 \$espaçador 4

c ***** CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****

c ***** tubo de R-X *****

1 c/x 0 73.1 3.55 \$ lateral do alvo de *tungstênio*

2 c/x 0 73.1 0.4 \$ parafuso do alvo de tungstênio

3 c/x 0 73.1 1.3 \$ lateral do rotor

4 c/x 0 73.1 1.78 \$ face interna do vidro junto ao rotor

5 c/x 0 73.1 2.12 \$ face externa do vidro junto ao rotor

6 c/x 0 73.1 4.26 \$ face interna do vidro, altura do alvo de W

7 c/x 0 73.1 4.6 \$ face externa do vidro, altura do alvo de W

10 c/x 0 73.1 3.35

11 c/x 0 73.1 3

12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58

13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 \$ equipamento auxiliar do catodo

14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa

15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna

16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 \$ limite esquerdo do eixo do rotor

17 s 11 0 73.1 1.78 \$esfera de vidro esquerda superior interna

18 s 11 0 73.1 2.12 \$esfera de vidro esquerda superior externa

19 s -3.1 0 70.3 0.4 \$ parte esquerda do catodo


```

20    rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 $componente abaixo do catodo
21    px -6.8
22    px -6.5
24    px -4.45
25    px -4.75 $plano próximo ao cone de vidro intermediário
26    px 10.87 $limite esquerdo do eixo do rotor
28    px 1.332 $ base do alvo de tungstênio
29    px 0.3 $ base do alvo de tungstênio
30    px -0.448 $ topo do alvo de tungstênio
31    px -0.074 $ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
32    k/x -0.517 0 73.1 99.9689 1 $ superfície cônica-alvo de W, 10 graus
33    rpp -5.12 2.28 -2 2 67.241 67.304 $ janela de berílio de 0.63mm
c ***** limite do sistema considerado *****
100    so 100 $ esfera centrada no isocentro
200    rpp -20 20 -20 20 64.816 64.819 $filtro de Mo=0,03mm
c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
301    s -4 3 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
302    s -13 3 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
303    s -13 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
304    s -9 3 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
305    s -4 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
306    s -9 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.3 cm)**
400    rpp -14 14 -15 15 6.236 6.526 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c  Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;4.5 cm)**
500    rpp -13.7 4.3 -12 12 6.6 11.1 $fantoma PMMA 18x24x4.5cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 0.8 cm)**
700    rcc -11.21 -9.71 11.3396 0 0 0.8 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
701    rcc -11 9.71 11.3396 0 0 0.8 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702    rcc 2 -9.71 11.3396 0 0 0.8 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703    rcc 2 9.71 11.3396 0 0 0.8 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

c ***** CARTÕES DE DADOS *****
mode p e
phys:p 0.026 0 1 0 0 $ 0.026 MeV, brems, no coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
phys:e 0.026 0 0 1 0 1000 8 0 0 0
c muda altura dos picos
c phys:e emax ides iphot ibad istrg bnum xnum rnok numb efac
c cartão PHYS:E no manual
c ***** fonte de elétrons de 26 KeV *****

```

```

sdef par=3 erg=0.026 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
axs=0.592 0 0.099 dir=1 x=d1 y=d2 z=d3
SI1 A -2.7 2.7 $ x-range limits for source volume
SP1 0 1 $ uniform probability over x-range
SI2 A -2 2 $ y-range limits for source volume
SP2 0 1 $ uniform probability over y-range
SI3 A 69.9 70.7 $ z-range limits for source volume
SP3 0 1 $ uniform probability over z-range
c ***** materiais *****
m1 6000. -0.000124 $ ar, rho = 0.001205 g/cm3
    7000. -0.755268
    8000. -0.231781
    18000. -0.012827
m2 42000. -1 $ molibdênio, rho = 10.28 g/cm3
m3 6000. -0.005000 $ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
    26000. -0.995000
m4 5000. -0.040064 $ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
    8000. -0.539562
    11000. -0.028191
    13000. -0.011644
    14000. -0.377220
    19000. -0.003321
m5 4000. -1 $ berílio, rho = 1.848 g/cm3
m72 1000. -0.055491 $ policarbonato
    6000. -0.755751
    8000. -0.188758
m73 1000. -0.080538 $ PMMA(polimetacrilato)
    6000. -0.599848
    8000. -0.319614
c ***** tally *****
f5:p -1 3 -2 0.5 $ Ver comentários (75 cm do alvo)
e5 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
    3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
    5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
    8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
    10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
    13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
    15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
    18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
    20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
    23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
    25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
    28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
    30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
f15:p -13 3 -2 0.5 $ Ver comentários (75 cm do alvo)

```

e15 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03

f25:p -13 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e25 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03

f35:p -9 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e35 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03

f45:p -4 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e45 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03

8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03

f55:p -9 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e55 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03

ctme 2000

fcl:p 1 6r 0 1 0 r 1 12r

c COMENTÁRIOS

- c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessmentent" e "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system"
- c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".
- c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23
- c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18
- c 5. Sobre o comando PHYS:E, ler o MCNPX User's Manual, v .2.7.0, páginas 5-45 a 5-47

1.2 Input da combinação Mo/Rh (26 kV)

c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO Mo/Rh

c TUBO T1

c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 26 KeV.

c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<

c *** CARTÕES DE CÉLULAS *****

c ***** anodo e ampola de vidro *****

```

1 3 -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 $ base do alvo rotativo
2 2 -10.22 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 $ superfície cônica Mo
3 3 -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3) imp:p,e=1 vol=55.864 $ rotor
4 4 -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
    (25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
    (26 17 -18) imp:p,e=1 vol=162.09 $ ampola vidro
c ***** catodo *****
5 3 -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 $ catodo 1ª parte
6 3 -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 $ catodo 2ª parte
7 3 -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 $ catodo 3ª parte
c ***** vácuo dentro da ampola *****
8 0 ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
(26 -16 3)) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
9 5 -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=0.8568 $ janela de berílio
c ***** ar fora do case *****
52 1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
#120 #130 #150 #151 #152 #153 #170 #180 #190 &
#200 #201 #202 imp:p,e=1 vol=0 $ ar fora do case
c ***** vácuo fora do sistema *****
53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 $ vácuo fora do sistema
54 20 -12.41 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 $ filtro de Rh
c ***** Detector *****
c 110 71 -0.001205 -300 400 imp:p,e=1 vol=201.6
c ***** Placa de suporte *****
120 72 -1.2 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
c ** Pele **
130 73 -1.19 -500 imp:p,e=1 vol=1944
c ** Espaçadores **
150 73 -1.19 -700 imp:p,e=1 vol=5.654 $espaçador 1 (ver com.8)
151 73 -1.19 -701 imp:p,e=1 vol=5.654 $espaçador 2 (ver com.8)
152 73 -1.19 -702 imp:p,e=1 vol=5.654 $espaçador 3 (ver com.8)
153 73 -1.19 -703 imp:p,e=1 vol=5.654 $espaçador 4 (ver com.8)
c ***** Esfera detector 1 *****
170 1 -0.001205 -301 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 2 *****
180 1 -0.001205 -302 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 3 *****
190 1 -0.001205 -303 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 4 *****
200 1 -0.001205 -304 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 5 *****
201 1 -0.001205 -305 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 6 *****
202 1 -0.001205 -306 imp:p,e=1 vol=33.51

```

c **** CARTÕES DE SUPERFÍCIES ****

c ***** tubo de R-X *****

- 1 c/x 0 73.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
- 2 c/x 0 73.1 0.4 \$ parafuso do alvo de tungstênio
- 3 c/x 0 73.1 1.3 \$ lateral do rotor
- 4 c/x 0 73.1 1.78 \$ face interna do vidro junto ao rotor
- 5 c/x 0 73.1 2.12 \$ face externa do vidro junto ao rotor
- 6 c/x 0 73.1 4.26 \$ face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
- 7 c/x 0 73.1 4.6 \$ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
- 10 c/x 0 73.1 3.35
- 11 c/x 0 73.1 3
- 12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
- 13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 \$ equipamento auxiliar do catodo
- 14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa
- 15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
- 16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 \$ limite esquerdo do eixo do rotor
- 17 s 11 0 73.1 1.78 \$esfera de vidro esquerda superior interna
- 18 s 11 0 73.1 2.12 \$esfera de vidro esquerda superior externa
- 19 s -3.1 0 70.3 0.4 \$ parte esquerda do catodo
- 20 rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 \$componente abaixo do catodo
- 21 px -6.8
- 22 px -6.5
- 24 px -4.45
- 25 px -4.75 \$plano próximo ao cone de vidro intermediário
- 26 px 10.87 \$limite esquerdo do eixo do rotor
- 28 px 1.332 \$ base do alvo de tungstênio
- 29 px 0.4 \$ base do alvo de tungstênio
- 30 px -0.448 \$ topo do alvo de tungstênio
- 31 px 0.074 \$ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
- 32 k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 \$ superfície cônica do alvo de tungstênio
- 33 rpp -3.12 0.28 -2 2 68.241 68.304 \$ janela de berílio

c ***** limite do sistema considerado *****

- 100 so 100 \$ esfera centrada no isocentro
- 200 rpp -30 30 -30 30 61.816 61.8185 \$filtro de Rh=0,025mm

c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **

- 301 s -4 3 -2 2 \$esfera de ar

c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **

- 302 s -13 3 -2 2 \$esfera de ar

c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **

- 303 s -13 -6 -2 2 \$esfera de ar

c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **

- 304 s -9 3 -2 2 \$esfera de ar

c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **

- 305 s -4 -6 -2 2 \$esfera de ar

```

c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
306 s -9 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.3 cm)**
400 rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;4.5 cm)**
500 rpp -13.7 4.3 -12 12 3.3 7.8 $fantoma PMMA 18x24x4.5cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 0.8 cm)**
700 rcc -12.21 0 8 0 0 0.8 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
701 rcc -7.71 0 8 0 0 0.8 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702 rcc -3.21 0 8 0 0 0.8 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703 rcc 1.29 0 8 0 0 0.8 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

c ***** CARTÕES DE DADOS *****
mode p e
phys:p 0.026 0 1 0 0
c 0.026 MeV, brems, no coh scat, no photonuc, Doppler
c (cartão PHYS:P no manual)
phys:e 0.026 0 0 1 0 5 .8 0 0 0
c muda altura dos picos
c phys:e emax ides iphot ibad istrg bnum xnum rnok numb efac
c (cartão PHYS:E no manual)
c ***** fonte de elétrons de 26 KeV *****
sdef par=3 erg=0.026 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
axs=0.592 0 0.099 dir=1 x=d1 y=d2 z=d3
SI1 A -2.7 2.7 $ x-range limits for source volume
SP1 0 1 $ uniform probability over x-range
SI2 A -2 2 $ y-range limits for source volume
SP2 0 1 $ uniform probability over y-range
SI3 A 69.9 70.7 $ z-range limits for source volume
SP3 0 1 $ uniform probability over z-range
c ***** materiais *****
m1 6000. -0.000124 $ ar, rho = 0.001205 g/cm3
7000. -0.755268
8000. -0.231781
18000. -0.012827
m2 42000. -1 $ molibdênio, rho = 10.22 g/cm3
m3 6000. -0.005000 $ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
26000. -0.995000
m4 5000. -0.040064 $ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
8000. -0.539562
11000. -0.028191
13000. -0.011644
14000. -0.377220
19000. -0.003321
m5 4000. -1 $ berílio, rho = 1.848 g/cm3

```

m20 45000. -1 \$filtro de Rh = 12.41 g/cm3
m72 1000. -0.055491 \$policarbonato
6000. -0.755751
8000. -0.188758
m73 1000. -0.080538 \$PMMA(polimetacrilato)
6000. -0.599848
8000. -0.319614

c ***** tally *****

f5:p -1 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e5 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03

f15:p -13 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e15 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03

f25:p -13 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e25 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03

20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 f35:p -9 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e35 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 f45:p -4 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e45 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 f55:p -9 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e55 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03

28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03

fc1:p 1 6r 0 1 0 r 13r
ctme 2000

c COMENTÁRIOS

- c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessmentent" e "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system"
- c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".
- c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23
- c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18
- c 5. Sobre o comando PHYS:E, ler o MCNPX User's Manual, v .2.7.0, páginas 5-45 a 5-47

1.3 Input da combinação Rh/Rh (26kV)

c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO Rh/Rh

c TUBO T1

c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 26 KeV.

c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<

c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****

c ***** anodo e ampola de vidro *****

```
1 3 -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 $ base do alvo rotativo
2 2 -12.41 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 $ superfície cônica Rh
3 3 -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3 ) imp:p,e=1 vol=55.864 $ rotor
4 4 -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
    (25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
    (26 17 -18 ) imp:p,e=1 vol=162.09 $ ampola vidro
```

c ***** catodo *****

```
5 3 -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 $ catodo 1ª parte
6 3 -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 $ catodo 2ª parte
7 3 -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 $ catodo 3ª parte
```

c ***** vácuo dentro da ampola *****

```
8 0 ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
(26 -16 3 )) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
```

c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****

```
9 5 -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=0.568 $ janela de berílio
```

c ***** ar fora do case *****

```
52 1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
#120 #130 #170 #180 #190 #200 #201 #202 imp:p,e=1 vol=0 $ar fora do case
```

c ***** vácuo fora do sistema *****

```
53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 $ vácuo fora do sistema
54 2 -12.41 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 $filtro de Rh
```

c ***** Placa de suporte *****

120 72 -1.2 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
c ** Pele **
130 73 -1.19 -500 imp:p,e=1 vol=1944
c ** Espaçadores **
150 73 -1.19 -700 imp:p,e=1 vol=5.654 \$espaçador 1 (ver com.8)
151 73 -1.19 -701 imp:p,e=1 vol=5.654 \$espaçador 2 (ver com.8)
152 73 -1.19 -702 imp:p,e=1 vol=5.654 \$espaçador 3 (ver com.8)
153 73 -1.19 -703 imp:p,e=1 vol=5.654 \$espaçador 4 (ver com.8)
c ***** Esfera detector 1 *****
170 1 -0.001205 -301 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 2 *****
180 1 -0.001205 -302 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 3 *****
190 1 -0.001205 -303 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 4 *****
200 1 -0.001205 -304 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 5 *****
201 1 -0.001205 -305 imp:p,e=1 vol=33.51
c ** Esfera detector 6 *****
202 1 -0.001205 -306 imp:p,e=1 vol=33.51

c ***** CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****
c ***** tubo de R-X *****
1 c/x 0 73.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
2 c/x 0 73.1 0.4 \$ parafuso do alvo de tungstênio
3 c/x 0 73.1 1.3 \$ lateral do rotor
4 c/x 0 73.1 1.78 \$ face interna do vidro junto ao rotor
5 c/x 0 73.1 2.12 \$ face externa do vidro junto ao rotor
6 c/x 0 73.1 4.26 \$ face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
7 c/x 0 73.1 4.6 \$ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
10 c/x 0 73.1 3.35
11 c/x 0 73.1 3
12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 \$ equipamento auxiliar do catodo
14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa
15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 \$ limite esquerdo do eixo do rotor
17 s 11 0 73.1 1.78 \$esfera de vidro esquerda superior interna
18 s 11 0 73.1 2.12 \$esfera de vidro esquerda superior externa
19 s -3.1 0 70.3 0.4 \$ parte esquerda do catodo
20 rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 \$componente abaixo do catodo
21 px -6.8
22 px -6.5
24 px -4.45
25 px -4.75 \$plano próximo ao cone de vidro intermediário

```

26    px 10.87 $limite esquerdo do eixo do rotor
28    px 1.332 $ base do alvo de tungstênio
29    px 0.4 $ base do alvo de tungstênio
30    px -0.448 $ topo do alvo de tungstênio
31    px 0.074 $ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
32    k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 $ superfície cônica do alvo de tungstênio
33    rpp -3.12 0.28 -2 2 68.241 68.291 $ janela de berílio 0.5 mm
c ***** limite do sistema considerado *****
100    so 100 $ esfera centrada no isocentro
200    rpp -30 30 -30 30 67.816 67.8185 $filtro de Rh=0,025mm
c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
301    s -4 3 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
302    s -13 3 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
303    s -13 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
304    s -9 3 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
305    s -4 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
306    s -9 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.3 cm)**
400    rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c    Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;4.5 cm)**
500    rpp -14 4 -12 12 3.3 7.8 $fantoma PMMA 18x24x4.5cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 0.8 cm)**
700    rcc -12.21 0 7 0 0 0.8 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
701    rcc -7.71 0 7 0 0 0.8 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702    rcc -3.21 0 7 0 0 0.8 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703    rcc 1.29 0 7 0 0 0.8 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

c ***** CARTÕES DE DADOS *****
mode p e
phys:p 0.026 0 1 0 0
c 0.026 MeV, brems, no coh scat, no photonuc, Doppler
c (cartão PHYS:P no manual)
c phys:e 0.026 0 0 1 0 20 85 0 0 0
c muda altura dos picos
c phys:e emax ides iphot ibad istrg bnum xnum mnok numb efac
c (cartão PHYS:E no manual)
c ***** fonte de elétrons de 26 KeV *****
sdef par=3 erg=0.026 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
axs=0.592 0 0.099 dir=1 x=d1 y=d2 z=d3
SI1 -2.7 2 $ x-range limits for source volume

```

SP1 0 1 \$ uniform probability over x-range
 SI2 -2 2 \$ y-range limits for source volume
 SP2 0 1 \$ uniform probability over y-range
 SI3 69.9 70.7 \$ z-range limits for source volume
 SP3 0 1 \$ uniform probability over z-range
 c ***** materiais *****
 m1 6000. -0.000124 \$ ar, rho = 0.001205 g/cm3
 7000. -0.755268
 8000. -0.231781
 18000. -0.012827
 m2 45000. -1 \$ anodo de Rh = 12.41 g/cm3
 m3 6000. -0.005000 \$ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
 26000. -0.995000
 m4 5000. -0.040064 \$ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
 8000. -0.539562
 11000. -0.028191
 13000. -0.011644
 14000. -0.377220
 19000. -0.003321
 m5 4000. -1 \$ berílio, rho = 1.848 g/cm3
 m72 1000. -0.055491 \$ policarbonato
 6000. -0.755751
 8000. -0.188758
 m73 1000. -0.080538 \$ PMMA(polimetacrilato)
 6000. -0.599848
 8000. -0.319614
 c ***** tally *****
 f5:p -1 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e5 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 f15:p -13 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e15 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03

8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 f25:p -13 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e25 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 f35:p -9 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e35 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 f45:p -4 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e45 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03

15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 f55:p -9 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e55 1.2E-03 1.7E-03 2.2E-03 2.7E-03
 3.2E-03 3.7E-03 4.2E-03 4.7E-03 5.2E-03
 5.7E-03 6.2E-03 6.7E-03 7.2E-03 7.7E-03
 8.2E-03 8.7E-03 9.2E-03 9.7E-03 10.2E-03
 10.7E-03 11.2E-03 11.7E-03 12.2E-03 12.7E-03
 13.2E-03 13.7E-03 14.2E-03 14.7E-03 15.2E-03
 15.7E-03 16.2E-03 16.7E-03 17.2E-03 17.7E-03
 18.2E-03 18.7E-03 19.2E-03 19.7E-03 20.2E-03
 20.7E-03 21.2E-03 21.7E-03 22.2E-03 22.7E-03
 23.2E-03 23.7E-03 24.2E-03 24.7E-03 25.2E-03
 25.7E-03 26.2E-03 26.7E-03 27.2E-03 27.7E-03
 28.2E-03 28.7E-03 29.2E-03 29.7E-03 30.2E-03
 30.7E-03 31.2E-03 31.7E-03 32.2E-03
 fcl:p 1 6r 0 1 0 r 13r
 ctme 3000

c COMENTÁRIOS

- c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessment" e "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system"
- c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".
- c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23
- c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18
- c 5. Sobre o comando PHYS:E, ler o MCNPX User's Manual, v .2.7.0, páginas 5-45 a 5-47

1.4 *Input* da combinação W/Rh (25 kV)

c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO W/Rh
 c FANTOMA DE 2 CM + 0,1 CM DE ESPAÇADORES
 c TUBO T1
 c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 25 KeV.
 c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<
 c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****
 c ***** anodo e ampola de vidro *****
 1 3 -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 \$ base do alvo rotativo

2 2 -19.30 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 \$ superfície cônica de W
 3 3 -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3) imp:p,e=1 vol=55.864 \$ rotor
 4 4 -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
 (25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
 (26 17 -18) imp:p,e=1 vol=162.09 \$ ampola vidro
 c ***** catodo *****
 5 3 -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 \$ catodo 1ª parte
 6 3 -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 \$ catodo 2ª parte
 7 3 -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 \$ catodo 3ª parte
 c ***** vácuo dentro da ampola *****
 8 0 ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
 (26 -16 3)) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
 c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
 9 5 -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=1.136 \$ janela de berílio
 c ***** ar fora do case *****
 52 1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
 #120 #130 #150 #151 #152 #153 #170 #180 #190 &
 #200 #201 #202 imp:p,e=1 vol=0 \$ ar fora do case
 c ***** vácuo fora do sistema *****
 53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 \$ vácuo fora do sistema
 54 20 -12.41 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 \$ filtro de Rh
 c ***** Detector *****
 c 110 71 -4.5 -300 400 imp:p,e=1 vol=201.6
 c ***** Placa de suporte *****
 120 71 -1.2 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
 c ** Pele **
 130 72 -1.19 -500 700 701 702 703 imp:p,e=1 vol=1944
 c ** Espaçadores **
 150 72 -1.19 -700 imp:p,e=1 vol=0.70686 \$ espaçador 1 (ver com.8)
 151 72 -1.19 -701 imp:p,e=1 vol=0.70686 \$ espaçador 2 (ver com.8)
 152 72 -1.19 -702 imp:p,e=1 vol=0.70686 \$ espaçador 3 (ver com.8)
 153 72 -1.19 -703 imp:p,e=1 vol=0.70686 \$ espaçador 4 (ver com.8)
 c ***** Esfera detector 1 *****
 170 1 -0.001205 -301 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 2 *****
 180 1 -0.001205 -302 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 3 *****
 190 1 -0.001205 -303 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 4 *****
 200 1 -0.001205 -304 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 5 *****
 201 1 -0.001205 -305 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 6 *****
 202 1 -0.001205 -306 imp:p,e=1 vol=33.51

c ***** CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****

c ***** tubo de R-X *****

1 c/x 0 73.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
2 c/x 0 73.1 0.4 \$ parafuso do alvo de tungstênio
3 c/x 0 73.1 1.3 \$ lateral do rotor
4 c/x 0 73.1 1.78 \$ face interna do vidro junto ao rotor
5 c/x 0 73.1 2.12 \$ face externa do vidro junto ao rotor
6 c/x 0 73.1 4.56 \$ face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
7 c/x 0 73.1 4.6 \$ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
10 c/x 0 73.1 3.35
11 c/x 0 73.1 3
12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 \$ equipamento auxiliar do catodo
14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa
15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 \$ limite esquerdo do eixo do rotor
17 s 11 0 73.1 1.78 \$esfera de vidro esquerda superior interna
18 s 11 0 73.1 2.12 \$esfera de vidro esquerda superior externa
19 s -3.1 0 70.3 0.4 \$ parte esquerda do catodo
20 rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 \$componente abaixo do catodo
21 px -6.8
22 px -6.5
24 px -4.45
25 px -4.75 \$plano próximo ao cone de vidro intermediário
26 px 10.87 \$limite esquerdo do eixo do rotor
28 px 1.332 \$ base do alvo de tungstênio
29 px 0.4 \$ base do alvo de tungstênio
30 px -0.448 \$ topo do alvo de tungstênio
31 px 0.074 \$ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
32 k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 \$ superfície cônica do alvo de tungstênio
33 rpp -3.12 0.28 -2 2 68.241 68.341 \$ janela de berílio

c ***** limite do sistema considerado *****

100 so 100 \$ esfera centrada no isocentro
200 rpp -30 30 -30 30 64.816 64.821 \$filtro de Rh=0,05mm

c ** Placa do Detector(x,y,z)=(24cm, 30 cm, 0.025 cm)**

c 300 s -4 1 1.99 2 \$detector 24x28x0.125cm

c ** Esfera 1 de volume 1 cm³ **

301 s -4 3 -2 2 \$esfera de ar

c ** Esfera 2 de volume 1 cm³ **

302 s -13 3 -2 2 \$esfera de ar

c ** Esfera 3 de volume 1 cm³ **

303 s -13 -6 -2 2 \$esfera de ar

c ** Esfera 4 de volume 1 cm³ **

304 s -9 3 -2 2 \$esfera de ar

c ** Esfera 5 de volume 1 cm³ **

```

305 s -4 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
306 s -9 -6 -2 2 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.3 cm)**
  400   rpp -14 14 -15 15 4.8 5.1 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c ** Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;2 cm)**
  500   rpp -13.7 4.3 -12 12 5.3 7.3 $fantoma PMMA 18x24x2cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 0.1 cm)**
  700   rcc -12.21 0 7.3396 0 0 0.1 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
  701   rcc -7.71 0 7.3396 0 0 0.1 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
  702   rcc -3.21 0 7.3396 0 0 0.1 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
  703   rcc 1.29 0 7.3396 0 0 0.1 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

c ***** CARTÕES DE DADOS*****
mode p e
phys:p 0.025 0 1 0 0 $ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
phys:e 0.025 0 0 1 0 1000 1 0 0 0
c phys:e emax ides iphot ibad istrg bnum xnum rnok numb efac
c (cartão PHYS:E no manual)
c ***** fonte de elétrons de 25 KeV *****
sdef par=3 erg=0.025 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
axs=0.592 0 0.099 dir=1 x=d1 y=d2 z=d3
SI1 -2.7 2.7 $ x-range limits for source volume
SP1 0 1 $ uniform probability over x-range
SI2 -2 2 $ y-range limits for source volume
SP2 0 1 $ uniform probability over y-range
SI3 69 70.7 $ z-range limits for source volume
SP3 0 1 $ uniform .9probability over z-range
c ***** materiais *****
m1  6000.    -0.000124 $ ar, rho = 0.001205 g/cm3
      7000.    -0.755268
      8000.    -0.231781
     18000.    -0.012827
m2  74000.    -1 $ tungstênio, rho = 19.30 g/cm3
m3  6000.    -0.005000 $ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
     26000.    -0.995000
m4  5000.    -0.040064 $ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
      8000.    -0.539562
     11000.    -0.028191
     13000.    -0.011644
     14000.    -0.377220
     19000.    -0.003321
m5  4000.    -1 $ berílio, rho = 1.848 g/cm3
m20 45000.    -1 $filtro de Rh = 12.41 g/cm3
m71 1000.    -0.055491 $policarbonato

```

	6000.	-0.755751	
	8000.	-0.188758	
m72	1000.	-0.080538	\$PMMA(polimetacrilato)
	6000.	-0.599848	
	8000.	-0.319614	

fcl:p 1 6r 0 1 0 r 13r

c ***** tally *****

f5:p -4 1 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e5 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03

f15:p -13 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e15 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03

f25:p -13 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e25 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03

18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
33e-03 33.5E-03

f35:p -9 3 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e35 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
33e-03 33.5E-03

f45:p -4 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e45 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
33e-03 33.5E-03

f55:p -9 -6 -2 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e55 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03

18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03

ctme 3000

c COMENTÁRIOS

- c 1. As medidas do detector foram tiradas dos artigos "Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessment" e "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system"
- c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".
- c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23
- c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18
- c 5. Sobre o comando PHYS:E, ler o MCNPX User's Manual, v .2.7.0, páginas 5-45 a 5-47

➤ Obs. 4: Para o ajuste da espessura de PMMA, modifique os comandos abaixo no cartão de superfícies, para 26 kV:

c Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;3 cm)**
 500 rpp -13.7 4.3 -12 12 5.3 8.3 \$fantoma PMMA 18x24x2cm
 c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 0.2 cm)**
 700 rcc -12.21 0 8.3396 0 0 0.2 1.5 \$espaçador 1,acima do fantoma
 701 rcc -7.71 0 8.3396 0 0 0.2 1.5 \$espaçador 2,acima do fantoma
 702 rcc -3.21 0 8.3396 0 0 0.2 1.5 \$espaçador 3,acima do fantoma
 703 rcc 1.29 0 8.3396 0 0 0.2 1.5 \$espaçador 4,acima do fantoma

- Obs. 5: Para o ajuste da espessura de PMMA, modifique os comandos abaixo no cartão de superfícies, para 28 kV:

c ** Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;4 cm)**
 500 rpp -13.7 4.3 -12 12 5.3 9.3 \$fantoma PMMA 18x24x4cm
 c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 0.5 cm)**
 700 rcc -12.21 0 9.3396 0 0 0.5 1.5 \$espaçador 1,acima do fantoma
 701 rcc -7.71 0 9.3396 0 0 0.5 1.5 \$espaçador 2,acima do fantoma
 702 rcc -3.21 0 9.3396 0 0 0.5 1.5 \$espaçador 3,acima do fantoma
 703 rcc 1.29 0 9.3396 0 0 0.5 1.5 \$espaçador 4,acima do fantoma

- Obs. 6: Para o ajuste da espessura de PMMA, modifique os comandos abaixo no cartão de superfícies, para 31 kV:

c ** Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;5 cm)**

500 rpp -13.7 4.3 -12 12 5.3 10.3 \$fantoma PMMA 18x24x2cm
 c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 1 cm)**
 700 rcc -12.21 0 10.5 0 0 1 1.5 \$espaçador 1,acima do fantoma
 701 rcc -7.71 0 10.5 0 0 1 1.5 \$espaçador 2,acima do fantoma
 702 rcc -3.21 0 10.5 0 0 1 1.5 \$espaçador 3,acima do fantoma
 703 rcc 1.29 0 10.5 0 0 1 1.5 \$espaçador 4,acima do fantoma

1.5 Input da combinação W/Ag (31 kV)

c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO W/AG - HOLOGIC
 c FANTOMA DE 6 CM + 1,5 CM DE ESPAÇADORES
 c TUBO T1
 c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 31 KeV.
 c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<<
 c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****
 c ***** anodo e ampola de vidro *****
 1 3 -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 \$ base do alvo rotativo
 2 2 -19.30 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 \$ superfície cônica de W
 3 3 -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3) imp:p,e=1 vol=55.864 \$ rotor
 4 4 -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
 (25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
 (26 17 -18) imp:p,e=1 vol=162.09 \$ ampola vidro
 c ***** catodo *****
 5 3 -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 \$ catodo 1ª parte
 6 3 -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 \$ catodo 2ª parte
 7 3 -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 \$ catodo 3ª parte
 c ***** vácuo dentro da ampola *****
 8 0 ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
 (26 -16 3)) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
 c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
 9 5 -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=1.136 \$ janela de berílio
 c ***** ar fora do case *****
 52 1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
 #120 #130 #150 #151 #152 #153 #170 #180 #190 #200 #201 &
 #202 imp:p,e=1 vol=0 \$ar fora do case
 c ***** vácuo fora do sistema *****
 53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 \$ vácuo fora do sistema
 54 20 -10.50 -200 imp:p,e=1 vol=8 \$filtro de Ag
 c ***** Detector *****
 c 110 71 -4.5 -300 400 imp:p,e=1 vol=6.12
 c ***** Placa de suporte *****
 120 72 -1.2 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
 c ** Pele **
 130 73 -1.19 -500 700 701 702 703 imp:p,e=1 vol=2592
 c ** Espaçadores **

150 73 -1.19 -700 imp:p,e=1 vol=10.602 \$espaçador 1 (ver com.8)
 151 73 -1.19 -701 imp:p,e=1 vol=10.602 \$espaçador 2 (ver com.8)
 152 73 -1.19 -702 imp:p,e=1 vol=10.602 \$espaçador 3 (ver com.8)
 153 73 -1.19 -703 imp:p,e=1 vol=10.602 \$espaçador 4 (ver com.8)
 c ***** Esfera detector 1 *****
 170 1 -0.001205 -301 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 2 *****
 180 1 -0.001205 -302 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 3 *****
 190 1 -0.001205 -303 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 4 *****
 200 1 -0.001205 -304 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 5 *****
 201 1 -0.001205 -305 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 6 *****
 202 1 -0.001205 -306 imp:p,e=1 vol=33.51

 c ***** CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****
 c ***** tubo de R-X *****
 1 c/x 0 73.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
 2 c/x 0 73.1 0.4 \$ parafuso do alvo de tungstênio
 3 c/x 0 73.1 1.3 \$ lateral do rotor
 4 c/x 0 73.1 1.78 \$ face interna do vidro junto ao rotor
 5 c/x 0 73.1 2.12 \$ face externa do vidro junto ao rotor
 6 c/x 0 73.1 4.26 \$ face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
 7 c/x 0 73.1 4.6 \$ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
 10 c/x 0 73.1 3.35
 11 c/x 0 73.1 3
 12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
 13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 \$ equipamento auxiliar do catodo
 14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa
 15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
 16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 \$ limite esquerdo do eixo do rotor
 17 s 11 0 73.1 1.78 \$esfera de vidro esquerda superior interna
 18 s 11 0 73.1 2.12 \$esfera de vidro esquerda superior externa
 19 s -3.1 0 70.3 0.4 \$ parte esquerda do catodo
 20 rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 \$componente abaixo do catodo
 21 px -6.8
 22 px -6.5
 24 px -4.45
 25 px -4.75 \$plano próximo ao cone de vidro intermediário
 26 px 10.87 \$limite esquerdo do eixo do rotor
 28 px 1.332 \$ base do alvo de tungstênio
 29 px 0.4 \$ base do alvo de tungstênio
 30 px -0.448 \$ topo do alvo de tungstênio

```

31    px 0.074 $ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
32    k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 $ superfície cônica do alvo de tungstênio
33    rpp -5.12 2.28 -2 2 67.241 67.341 $ janela de berílio de 1mm
c ***** limite do sistema considerado *****
100    so 100 $ esfera centrada no isocentro
200    rpp -20 20 -20 20 64.816 64.821 $filtro de Ag=0,05mm
c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
301    s -4 3 -4.036 2 $esfera de ar
c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
302    s -13 3 -4.036 2 $esfera de ar
c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
303    s -13 -6 -4.036 2 $esfera de ar
c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
304    s -9 3 -4.036 2 $esfera de ar
c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
305    s -4 -6 -4.036 2 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
306    s -9 -6 -4.036 2 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.3 cm)**
400    rpp -14 14 -15 15 4.2345 4.5345 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;6 cm)**
500    rpp -13.7 4.3 -12 12 5.1 11.1 $fantoma PMMA 18x24x6cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 1.5 cm)**
700    rcc -12.21 0 11.3396 0 0 1.5 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
701    rcc -7.71 0 11.3396 0 0 1.5 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702    rcc -3.21 0 11.3396 0 0 1.5 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703    rcc 1.29 0 11.3396 0 0 1.5 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

c ***** CARTÕES DE DADOS*****
mode p e
c ***** fonte de elétrons de 31 KeV *****
sdef par=3 erg=0.031 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
axs=0.592 0 0.099 dir=1 x=d1 y=d2 z=d3
SI1 -2.7 2.7 $ x-range limits for source volume
SP1 0 1 $ uniform probability over x-range
SI2 -2 2 $ y-range limits for source volume
SP2 0 1 $ uniform probability over y-range
SI3 69.9 70.7 $ z-range limits for source volume
SP3 0 1 $ uniform probability over z-range
phys:p 10 0 0 0 0 $ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
c ***** materiais *****
m1    6000.    -0.000124 $ ar, rho = 0.001205 g/cm3
      7000.    -0.755268
      8000.    -0.231781
      18000.   -0.012827

```


m2 74000. -1 \$ tungstênio, rho = 19.30 g/cm3
 m3 6000. -0.005000 \$ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
 26000. -0.995000
 m4 5000. -0.040064 \$ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
 8000. -0.539562
 11000. -0.028191
 13000. -0.011644
 14000. -0.377220
 19000. -0.003321
 m5 4000. -1 \$ berílio, rho = 1.848 g/cm3
 m20 47000. -1 \$ filtro de Ag = 10.50 g/cm3
 c m71 34000. -1 \$ selenio = 4.5g/cm3, ver com. 7
 m72 1000. -0.055491 \$ policarbonato
 6000. -0.755751
 8000. -0.188758
 m73 1000. -0.080538 \$ PMMA(polimetacrilato)
 6000. -0.599848
 8000. -0.319614

c ***** tally *****

f5:p -4 1 10.5 0.2 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e5 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03

f15:p -4 3 -4.036 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e15 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03

25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03
 f25:p -13 3 -4.036 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e25 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
 3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03
 f35:p -13 -6 -4.036 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e35 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
 3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03
 f45:p -4 -6 -4.036 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e45 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
 3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03

```

25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
33e-03 33.5E-03
f55:p -9 -6 -4.036 0.5 $ Ver comentários (75 cm do alvo)
e55 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
33e-03 33.5E-03
fcl:p 1 6r 0 1 0 r 13r
ctme 7000

```

c COMENTÁRIOS

- c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessmentent" e "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system"
- c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".
- c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23
- c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18
- c 5. Sobre o comando PHYS:E, ler o MCNPX User's Manual, v .2.7.0, páginas 5-45 a 5-47

- Obs. 7: Para o ajuste da espessura de PMMA, modifique os comandos abaixo no cartão de superfícies, para 33 kV:

```

c Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm; 24 cm; 7 cm)**
500 rpp -13.7 4.3 -12 12 5.1 12.1 $fantoma PMMA 18x24x6cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 2 cm)**
700 rcc -12.21 0 12.3396 0 0 2 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
701 rcc -7.71 0 12.3396 0 0 2 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702 rcc -3.21 0 12.3396 0 0 2 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703 rcc 1.29 0 12.3396 0 0 2 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

```

2. Input do tubo T1, para a obtenção da energia depositada na célula

- Obs.1: não é necessário mudar os *bins* de energia, porém obviamente a energia irá variar com a tensão do tubo. Por exemplo, se a tensão no tubo for de 28 kVp, os *bins* de energia registrarão o número de fótons por centímetro quadrado, até aproximadamente 28,5 keV. Após este valor, será registrado o valor zero.
- Obs.2: para mudar a tensão no tubo, modifique os valores no parâmetro *erg*, localizados no cartão de dados. Por exemplo: para simular com a tensão de 30 kV, insira *erg* = 0.030, no *sdef*.

2.1 Input da combinação Mo/Mo (26 kVp)

```
c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO Mo/Mo
c TUBO T1
c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 26 KeV.
c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<
c ***** CARTÕES DE CÉLULAS*****
c ***** anodo e ampola de vidro *****
  1  3  -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 $ base do alvo rotativo
  2  2 -10.22 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 $ superfície cônica
  3  3  -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3 ) imp:p,e=1 vol=55.864 $ rotor
  4  4  -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
      (25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
      (26 17 -18 ) imp:p,e=1 vol=162.09 $ ampola vidro
c ***** catodo *****
  5  3  -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 $ catodo 1ª parte
  6  3  -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 $ catodo 2ª parte
  7  3  -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 $ catodo 3ª parte
c ***** vácuo dentro da ampola *****
  8  0  ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
      (26 -16 3 )) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
  9  5 -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=0.8568 $ janela de berílio
c ***** ar fora do case *****
 52  1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
#110 #120 #130 #150 #160 #170 #180 imp:p,e=1 vol=0 $ ar fora do case
c ***** vácuo fora do sistema *****
 53  0  100 imp:p,e=0 vol=0 $ vácuo fora do sistema
 54  2 -10.22 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 $filtro de Mo
c ***** Esfera detector 1 *****
110  1 -0.001205 -300 400 imp:p,e=1 vol=0.99
```

```

c ***** Placa de suporte *****
120 71 -1.19 300 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
c ** Esfera detector 2 *****
130 1 -0.001205 -500 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 3 *****
150 1 -0.001205 -700 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 4 *****
160 1 -0.001205 -800 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 5 *****
170 1 -0.001205 -900 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 6 *****
180 1 -0.001205 -1000 imp:p,e=1 vol=0.99
c *****CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****
c ***** tubo de R-X *****
1 c/x 0 73.1 3.55 $ lateral do alvo de tungstênio
2 c/x 0 73.1 0.4 $ parafuso do alvo de tungstênio
3 c/x 0 73.1 1.3 $ lateral do rotor
4 c/x 0 73.1 1.78 $ face interna do vidro junto ao rotor
5 c/x 0 73.1 2.12 $ face externa do vidro junto ao rotor
6 c/x 0 73.1 4.26 $ face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
7 c/x 0 73.1 4.6 $ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
10 c/x 0 73.1 3.35
11 c/x 0 73.1 3
12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 $ equipamento auxiliar do catodo
14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 $ cone de vidro intermediário, face externa
15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 $ cone de vidro intermediário, face interna
16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 $ limite esquerdo do eixo do rotor
17 s 11 0 73.1 1.78 $esfera de vidro esquerda superior interna
18 s 11 0 73.1 2.12 $esfera de vidro esquerda superior externa
19 s -3.1 0 70.3 0.4 $ parte esquerda do catodo
20 rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 $componente abaixo do catodo
21 px -6.8
22 px -6.5
24 px -4.45
25 px -4.75 $plano próximo ao cone de vidro intermediário
26 px 10.87 $limite esquerdo do eixo do rotor
28 px 1.332 $ base do alvo de tungstênio
29 px 0.4 $ base do alvo de tungstênio
30 px -0.448 $ topo do alvo de tungstênio
31 px 0.074 $ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
32 k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 $ superfície cônica do alvo de tungstênio
33 rpp -3.12 0.28 -2 2 68.241 68.304 $ janela de berílio
c ***** limite do sistema considerado *****
100 so 100 $ esfera centrada no isocentro

```

```

200 rpp -30 30 -30 30 61.816 61.819 $filtro de Mo=0.03mm
c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
300 s -4.22 -3 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.12 cm)**
400 rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
500 s 2 -3.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
700 s -4 -4.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
800 s -2.22 0 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
900 s -5 -7.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
1000 s -6 -1.22 5.86 0.6203 $esfera de ar

c ***** CARTÕES DE DADOS *****
mode p e
phys:p 10 0 0 0 $ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
c ***** fonte de elétrons de 26 KeV *****
sdef par=3 erg=0.026 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
dir=1 rad=d4 x=d1 y=d2 z=d3
si1 -10 10
sp1 0 1
si2 -15 15
sp2 0 1
si3 -20 20
sp3 0 1
si4 0 0.005 $ radial sampling range: 0 to Rmax (=0.05 cm)
sp4 -21 1 $ radial sampling weighting: r^1 for disk
c ***** materiais *****
m1 6000. -0.000124 $ ar, rho = 0.001205 g/cm3
7000. -0.755268
8000. -0.231781
18000. -0.012827
m2 42000. -1 $ molibdênio, rho = 10.22 g/cm3
m3 6000. -0.005 $ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
26000. -0.995
m4 5000. -0.040064 $ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
8000. -0.539562
11000. -0.028191
13000. -0.011644
14000. -0.377220
19000. -0.003321
m5 4000. -1 $ berílio, rho = 1.848 g/cm3

```

m71 1000. -0.055491 \$policarbonato
 6000. -0.755751
 8000. -0.188758

c ***** tally *****

*f8:p (130 150 160 170 180)

e8 0.5E-03 1E-03 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
 3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03

*f18:p (110 130 150 160 170 180)

e18 0.5E-03 1E-03 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
 3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03

ctme 900

print 10 110 170

c COMENTÁRIOS

c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality

c control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessmentent" e

c "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector
 c in a breast tomosynthesis system"

c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".

c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23

c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18

2.2 Input da combinação Mo/Rh (26 kVp)

```
c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO Mo/Rh
c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 26 KeV.
c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<
c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****
c ***** anodo e ampola de vidro *****
  1  3  -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 $ base do alvo rotativo
  2  2 -10.22 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 $ superfície cônica
  3  3  -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3 ) imp:p,e=1 vol=55.864 $ rotor
  4  4  -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
      (25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
      (26 17 -18 ) imp:p,e=1 vol=162.09 $ ampola vidro
c ***** catodo *****
  5  3  -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 $ catodo 1ª parte
  6  3  -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 $ catodo 2ª parte
  7  3  -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 $ catodo 3ª parte
c ***** vácuo dentro da ampola *****
  8  0  ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
      (26 -16 3 )) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
  9  5  -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=0.8568 $ janela de berílio
c ***** ar fora do case *****
 52  1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
      #110 #120 #130 #150 #160 #170 #180 imp:p,e=1 vol=0 $ ar fora do case
c ***** vácuo fora do sistema *****
 53  0  100 imp:p,e=0 vol=0 $ vácuo fora do sistema
 54  20 -12.41 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 $filtro de Rh
c ***** Esfera detector 1 *****
110  1 -0.001205 -300 400 imp:p,e=1 vol=0.99
c ***** Placa de suporte *****
120  71 -1.19 300 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
c ** Esfera detector 2 *****
130  1 -0.001205 -500 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 3 *****
150  1 -0.001205 -700 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 4 *****
160  1 -0.001205 -800 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 5 *****
170  1 -0.001205 -900 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 6 *****
180  1 -0.001205 -1000 imp:p,e=1 vol=0.99

c ***** CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****
c ***** tubo de R-X *****
```


1 c/x 0 73.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
 2 c/x 0 73.1 0.4 \$ parafuso do alvo de tungstênio
 3 c/x 0 73.1 1.3 \$ lateral do rotor
 4 c/x 0 73.1 1.78 \$ face interna do vidro junto ao rotor
 5 c/x 0 73.1 2.12 \$ face externa do vidro junto ao rotor
 6 c/x 0 73.1 4.26 \$ face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
 7 c/x 0 73.1 4.6 \$ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
 10 c/x 0 73.1 3.35
 11 c/x 0 73.1 3
 12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
 13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 \$ equipamento auxiliar do catodo
 14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa
 15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
 16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 \$ limite esquerdo do eixo do rotor
 17 s 11 0 73.1 1.78 \$esfera de vidro esquerda superior interna
 18 s 11 0 73.1 2.12 \$esfera de vidro esquerda superior externa
 19 s -3.1 0 70.3 0.4 \$ parte esquerda do catodo
 20 rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 \$componente abaixo do catodo
 21 px -6.8
 22 px -6.5
 24 px -4.45
 25 px -4.75 \$plano próximo ao cone de vidro intermediário
 26 px 10.87 \$limite esquerdo do eixo do rotor
 28 px 1.332 \$ base do alvo de tungstênio
 29 px 0.4 \$ base do alvo de tungstênio
 30 px -0.448 \$ topo do alvo de tungstênio
 31 px 0.074 \$ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
 32 k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 \$ superfície cônica do alvo de tungstênio
 33 rpp -3.12 0.28 -2 2 68.241 68.304 \$ janela de berílio
 c ***** limite do sistema considerado *****
 100 so 100 \$ esfera centrada no isocentro
 200 rpp -30 30 -30 30 61.816 61.8185 \$filtro de Rh=0,025mm
 c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
 300 s -4.22 -3 5.86 0.6203 \$esfera de ar
 c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.12 cm)**
 400 rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 \$suporte pras mamas 28x30x0.3cm
 c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
 500 s 2 -3.22 5.86 0.6203 \$esfera de ar
 c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
 700 s -4 -4.22 5.86 0.6203 \$esfera de ar
 c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
 800 s -2.22 0 5.86 0.6203 \$esfera de ar
 c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
 900 s -5 -7.22 5.86 0.6203 \$esfera de ar
 c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **

1000 s -6 -1.22 5.86 0.6203 \$esfera de ar

c *****CARTÕES DE DADOS *****

mode p e

phys:p 10 0 0 0 0 \$ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler \$ ver coments

c ***** fonte de elétrons de 26 KeV *****

sdef par=3 erg=0.026 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
dir=1 rad=d4 x=d1 y=d2 z=d3

si1 -10 10

sp1 0 1

si2 -15 15

sp2 0 1

si3 -20 20

sp3 0 1

si4 0 0.005 \$ radial sampling range: 0 to Rmax (=0.05 cm)

sp4 -21 1 \$ radial sampling weighting: r^1 for disk

c ***** materiais *****

m1 6000. -0.000124 \$ ar, rho = 0.001205 g/cm3

7000. -0.755268

8000. -0.231781

18000. -0.012827

m2 42000. -1 \$ molibdênio, rho = 10.22 g/cm3

m3 6000. -0.005 \$ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3

26000. -0.995

m4 5000. -0.040064 \$ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3

8000. -0.539562

11000. -0.028191

13000. -0.011644

14000. -0.377220

19000. -0.003321

m5 4000. -1 \$ berílio, rho = 1.848 g/cm3

m20 45000. -1 \$filtro de Rh = 12.41 g/cm3

m71 1000. -0.055491 \$policarbonato

6000. -0.755751

8000. -0.188758

c ***** tally *****

*f8:p (130 150 160 170 180)

e8 0.5E-03 1E-03 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03

5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03

8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03

10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03

13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03

15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03

18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03

```

20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
*f18:p (110 130 150 160 170 180)
e18 0.5E-03 1E-03 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
ctme 900
print 10 110 170

```

c COMENTÁRIOS

- c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessmentent" e "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system"
- c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".
- c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23
- c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18

2.3 Input da combinação Rh/Rh (26 kVp)

```

c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO Rh/Rh
c TUBO T1
c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 26 KeV.
c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<
c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****
c ***** anodo e ampola de vidro *****
1 3 -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 $ base do alvo rotativo
2 2 -12.41 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 $ superfície cônica
3 3 -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3 ) imp:p,e=1 vol=55.864 $ rotor
4 4 -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
(25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
(26 17 -18 ) imp:p,e=1 vol=162.09 $ ampola vidro

```

```

c ***** catodo *****
5 3 -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 $ catodo 1ª parte
6 3 -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 $ catodo 2ª parte
7 3 -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 $ catodo 3ª parte
c ***** vácuo dentro da ampola *****
8 0 ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
(26 -16 3)) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
9 5 -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=0.8568 $ janela de berílio
c ***** ar fora do case *****
52 1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
#110 #120 #130 #150 #160 #170 #180 imp:p,e=1 vol=0 $ ar fora do case
c ***** vácuo fora do sistema *****
53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 $ vácuo fora do sistema
54 20 -12.41 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 $ filtro de Rh
c ***** Esfera detector 1 *****
110 1 -0.001205 -300 400 imp:p,e=1 vol=0.99
c ***** Placa de suporte *****
120 71 -1.19 300 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
c ** Esfera detector 2 *****
130 1 -0.001205 -500 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 3 *****
150 1 -0.001205 -700 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 4 *****
160 1 -0.001205 -800 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 5 *****
170 1 -0.001205 -900 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 6 *****
180 1 -0.001205 -1000 imp:p,e=1 vol=0.99
c ***** CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****
c ***** tubo de R-X *****
1 c/x 0 73.1 3.55 $ lateral do alvo de tungstênio
2 c/x 0 73.1 0.4 $ parafuso do alvo de tungstênio
3 c/x 0 73.1 1.3 $ lateral do rotor
4 c/x 0 73.1 1.78 $ face interna do vidro junto ao rotor
5 c/x 0 73.1 2.12 $ face externa do vidro junto ao rotor
6 c/x 0 73.1 4.26 $ face interna do vidro, altura do alvo de tungstêni
7 c/x 0 73.1 4.6 $ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
10 c/x 0 73.1 3.35
11 c/x 0 73.1 3
12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 $ equipamento auxiliar do catodo
14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 $ cone de vidro intermediário, face externa
15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 $ cone de vidro intermediário, face interna
16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 $ limite esquerdo do eixo do rotor

```

```

17      s 11 0 73.1 1.78 $esfera de vidro esquerda superior interna
18      s 11 0 73.1 2.12 $esfera de vidro esquerda superior externa
19      s -3.1 0 70.3 0.4 $ parte esquerda do catodo
20      rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 $componente abaixo do catodo
21      px -6.8
22      px -6.5
24      px -4.45
25      px -4.75 $plano próximo ao cone de vidro intermediário
26      px 10.87 $limite esquerdo do eixo do rotor
28      px 1.332 $ base do alvo de tungstênio
29      px 0.4 $ base do alvo de tungstênio
30      px -0.448 $ topo do alvo de tungstênio
31      px 0.074 $ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
32      k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 $ superfície cônica do alvo de tungstênio
33      rpp -3.12 0.28 -2 2 68.241 68.304 $ janela de berílio
c ***** limite do sistema considerado *****
100     so 100 $ esfera centrada no isocentro
200     rpp -30 30 -30 30 61.816 61.8185 $filtro de Rh=0,025mm
c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
300     s -4.22 -3 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.12 cm)**
400     rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
500     s 2 -3.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
700     s -4 -4.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
800     s -2.22 0 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
900     s -5 -7.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
1000    s -6 -1.22 5.86 0.6203 $esfera de ar

c ***** CARTÕES DE DADOS *****
mode p e
phys:p 10 0 0 0 0 $ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
c ***** fonte de elétrons de 26 KeV *****
sdef par=3 erg=0.026 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
  dir=1 x=d1 y=d2 z=d3
si1 -10 10
sp1 0 1
si2 -15 15
sp2 0 1
si3 -20 20
sp3 0 1

```

c ***** materiais *****

m1 6000. -0.000124 \$ ar, rho = 0.001205 g/cm3
7000. -0.755268
8000. -0.231781
18000. -0.012827
m2 45000. -1 \$anodo de Rh = 12.41 g/cm3
m3 6000. -0.005000 \$ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
26000. -0.995000
m4 5000. -0.040064 \$ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
8000. -0.539562
11000. -0.028191
13000. -0.011644
14000. -0.377220
19000. -0.003321
m5 4000. -1 \$ berílio, rho = 1.848 g/cm3
m20 45000. -1 \$filtro de Rh = 12.41 g/cm3

c ***** tally *****

*f8:p (110 130 150 160 170 180)

e8 0.5E-03 1E-03 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03

ctme 900

print 10 110 170

c COMENTÁRIOS

c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality

c control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessment" e

c "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector
c in a breast tomosynthesis system"

c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".

c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23

c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18

2.4 Input da combinação W/Rh (25 kVp)

```
c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO W/Rh
c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 25 KeV.
c TUBO T1
c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<
c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****
c ***** anodo e ampola de vidro *****
  1  3  -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 $ base do alvo rotativo
  2  2 -19.30 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 $ superfície cônica de W
  3  3  -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3 ) imp:p,e=1 vol=55.864 $ rotor
  4  4  -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&
      (25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&
      (26 17 -18 ) imp:p,e=1 vol=162.09 $ ampola vidro
c ***** catodo *****
  5  3  -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=0 $ catodo 1ª parte
  6  3  -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 $ catodo 2ª parte
  7  3  -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 $ catodo 3ª parte
c ***** vácuo dentro da ampola *****
  8  0  ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&
      (26 -16 3 )) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0
c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
  9  5  -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=0.8568 $ janela de berílio
c ***** ar fora do case *****
 52  1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &
#110 #120 #130 #150 #160 #170 #180 imp:p,e=1 vol=0 $ ar fora do case
c ***** vácuo fora do sistema *****
 53  0 100 imp:p,e=0 vol=0 $ vácuo fora do sistema
 54 20 -12.41 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 $filtro de Rh
c ***** Esfera detector 1 *****
110  1 -0.001205 -300 400 imp:p,e=1 vol=0.99
c ***** Placa de suporte *****
120 71 -1.19 300 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
c ** Esfera detector 2 *****
130  1 -0.001205 -500 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 3 *****
150  1 -0.001205 -700 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 4 *****
160  1 -0.001205 -800 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 5 *****
170  1 -0.001205 -900 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 6 *****
180  1 -0.001205 -1000 imp:p,e=1 vol=0.99

c *****CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****
```

c ***** tubo de R-X *****

- 1 c/x 0 73.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
- 2 c/x 0 73.1 0.4 \$ parafuso do alvo de tungstênio
- 3 c/x 0 73.1 1.3 \$ lateral do rotor
- 4 c/x 0 73.1 1.78 \$ face interna do vidro junto ao rotor
- 5 c/x 0 73.1 2.12 \$ face externa do vidro junto ao rotor
- 6 c/x 0 73.1 4.26 \$ face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
- 7 c/x 0 73.1 4.6 \$ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
- 10 c/x 0 73.1 3.35
- 11 c/x 0 73.1 3
- 12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
- 13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 \$ equipamento auxiliar do catodo
- 14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa
- 15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
- 16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 \$ limite esquerdo do eixo do rotor
- 17 s 11 0 73.1 1.78 \$esfera de vidro esquerda superior interna
- 18 s 11 0 73.1 2.12 \$esfera de vidro esquerda superior externa
- 19 s -3.1 0 70.3 0.4 \$ parte esquerda do catodo
- 20 rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 \$componente abaixo do catodo
- 21 px -6.8
- 22 px -6.5
- 24 px -4.45
- 25 px -4.75 \$plano próximo ao cone de vidro intermediário
- 26 px 10.87 \$limite esquerdo do eixo do rotor
- 28 px 1.332 \$ base do alvo de tungstênio
- 29 px 0.4 \$ base do alvo de tungstênio
- 30 px -0.448 \$ topo do alvo de tungstênio
- 31 px 0.074 \$ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
- 32 k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 \$ superfície cônica do alvo de tungstênio
- 33 rpp -3.12 0.28 -2 2 68.241 68.304 \$ janela de berílio

c ***** limite do sistema considerado *****

- 100 so 100 \$ esfera centrada no isocentro
- 200 rpp -30 30 -30 30 61.816 61.821 \$filtro de Rh=0,05mm

c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **

- 300 s -4.22 -3 5.86 0.6203 \$esfera de ar

c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.12 cm)**

- 400 rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 \$suporte pras mamas 28x30x0.3cm

c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **

- 500 s 2 -3.22 5.86 0.6203 \$esfera de ar

c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **

- 700 s -4 -4.22 5.86 0.6203 \$esfera de ar

c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **

- 800 s -2.22 0 5.86 0.6203 \$esfera de ar

c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **

- 900 s -5 -7.22 5.86 0.6203 \$esfera de ar


```

c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
1000 s -6 -1.22 5.86 0.6203 $esfera de ar

c *****CARTÕES DE DADOS *****
mode p e
c ***** fonte de elétrons de 25 KeV *****
sdef par=3 erg=0.025 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
  dir=1 x=d1 y=d2 z=d3
si1 -10 10
sp1 0 1
si2 -15 15
sp2 0 1
si3 -20 20
sp3 0 1
phys:p 10 0 0 0 0 $ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
c ***** materiais *****
m1 6000. -0.000124 $ ar, rho = 0.001205 g/cm3
    7000. -0.755268
    8000. -0.231781
    18000. -0.012827
m2 74000. -1 $ tungstênio, rho = 19.30 g/cm3
m3 6000. -0.005000 $ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
    26000. -0.995000
m4 5000. -0.040064 $ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
    8000. -0.539562
    11000. -0.028191
    13000. -0.011644
    14000. -0.377220
    19000. -0.003321
m5 4000. -1 $ berílio, rho = 1.848 g/cm3
m20 45000. -1 $filtro de Rh = 12.41 g/cm3
m71 1000. -0.055491 $policarbonato
    6000. -0.755751
    8000. -0.188758
c ***** tally *****
*f8:p (110 130 150 160 170 180)
e8 0.5E-03 1E-03 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
    3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
    5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
    8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
    10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
    13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
    15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
    18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
    20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03

```

23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5E-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03

ctme 900

print 10 110 170

c COMENTÁRIOS

c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality

c control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessmentent" e

c "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector

c in a breast tomosynthesis system"

c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".

c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23

c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18

2.5 Input da combinação W/Ag (31 kVp)

c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO W/Ag

c TUBO T1

c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 31 KeV.

c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<<

c *****CARTÕES DE CÉLULAS*****

c ***** anodo e ampola de vidro *****

1 3 -7.82 31 -29 -1 imp:p,e=1 vol=12.906 \$ base do alvo rotativo

2 2 -19.30 -31 30 -29 -32 -1 imp:p,e=1 vol=7.7735 \$ superfície cônica de W

3 3 -7.82 (29 -28 -2):(28 -16 -3) imp:p,e=1 vol=55.864 \$ rotor

4 4 -2.23 (21 -22 -10):(22 -25 11 -10):&

(25 -24 11 -7):(24 -14 6 -7):(-6 4 15 -14):(14 -5 4 -26):&

(26 17 -18) imp:p,e=1 vol=162.09 \$ ampola vidro

c ***** catodo *****

5 3 -7.82 -12:-19 imp:p,e=1 vol=9.830 \$ catodo 1ª parte

6 3 -7.82 -13 imp:p,e=1 vol=2.464 \$ catodo 2ª parte

7 3 -7.82 -20 imp:p,e=1 vol=17 \$ catodo 3ª parte

c ***** vácuo dentro da ampola *****

8 0 ((22 -24 -11):(24 -15 -6):(15 -26 -4):(26 16 -17):&

(26 -16 3)) #1 #2 #3 #5 #6 #7 #9 imp:p,e=1 vol=0

c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****

9 5 -1.848 -33 imp:p,e=1 vol=0.8568 \$ janela de berílio

c ***** ar fora do case *****

52 1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #54 &

#110 #120 #130 #150 #160 #170 #180 imp:p,e=1 vol=0 \$ ar fora do case

c ***** vácuo fora do sistema *****

53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 \$ vácuo fora do sistema

54 20 -10.50 -200 imp:p,e=1 vol=18 \$filtro de Ag

```

c ***** Esfera detector 1 *****
110 1 -0.001205 -300 400 imp:p,e=1 vol=0.99
c ***** Placa de suporte *****
120 71 -1.19 300 -400 500 imp:p,e=1 vol=252
c ** Esfera detector 2 *****
130 1 -0.001205 -500 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 3 *****
150 1 -0.001205 -700 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 4 *****
160 1 -0.001205 -800 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 5 *****
170 1 -0.001205 -900 imp:p,e=1 vol=0.99
c ** Esfera detector 6 *****
180 1 -0.001205 -1000 imp:p,e=1 vol=0.99

c ***** CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****
c ***** tubo de R-X *****
1 c/x 0 73.1 3.55 $ lateral do alvo de tungstênio
2 c/x 0 73.1 0.4 $ parafuso do alvo de tungstênio
3 c/x 0 73.1 1.3 $ lateral do rotor
4 c/x 0 73.1 1.78 $ face interna do vidro junto ao rotor
5 c/x 0 73.1 2.12 $ face externa do vidro junto ao rotor
6 c/x 0 73.1 4.26 $ face interna do vidro, altura do alvo de tungstêni
7 c/x 0 73.1 4.6 $ face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
10 c/x 0 73.1 3.35
11 c/x 0 73.1 3
12 rpp -3 -2.7 -2 2 69.68 74.58
13 rpp -2.7 -2 -2 2 69.9 70.7 $ equipamento auxiliar do catodo
14 k/x 4.48 0 73.1 9 -1 $ cone de vidro intermediário, face externa
15 k/x 4.07 0 73.1 9 -1 $ cone de vidro intermediário, face interna
16 ell -7.3 0 73.1 -8.3 0 73.1 20 $ limite esquerdo do eixo do rotor
17 s 11 0 73.1 1.78 $esfera de vidro esquerda superior interna
18 s 11 0 73.1 2.12 $esfera de vidro esquerda superior externa
19 s -3.1 0 70.3 0.4 $ parte esquerda do catodo
20 rpp -6.1 -3 -2 2 72.5 74.2 $componente abaixo do catodo
21 px -6.8
22 px -6.5
24 px -4.45
25 px -4.75 $plano próximo ao cone de vidro intermediário
26 px 10.87 $limite esquerdo do eixo do rotor
28 px 1.332 $ base do alvo de tungstênio
29 px 0.4 $ base do alvo de tungstênio
30 px -0.448 $ topo do alvo de tungstênio
31 px 0.074 $ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
32 k/x -0.517 0 73.1 36.01801 1 $ superfície cônica do alvo de tungstênio

```

```

33    rpp -3.12 0.28 -2 2 68.241 68.304 $ janela de berílio
c ***** limite do sistema considerado *****
100    so 100 $ esfera centrada no isocentro
200    rpp -30 30 -30 30 61.816 61.821 $filtro de Ag=0,05mm
c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
300 s -5.22 -3 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.12 cm)**
400 rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
500 s 2 -3.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
700 s -4 -4.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
800 s -2.22 0 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
900 s -5 -7.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
1000 s -6 -1.22 5.86 0.6203 $esfera de ar

c ***** CARTÕES DE DADOS*****
mode p e
phys:p 10 0 0 0 0 $ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
c ***** fonte de elétrons de 31 KeV *****
sdef par=3 erg=0.031 pos -1.997 0 70.308 vec=0.592 0 0.099 &
  dir=1 x=d1 y=d2 z=d3
si1 -10 10
sp1 0 1
si2 -15 15
sp2 0 1
si3 -20 20
sp3 0 1
c ***** materiais *****
m1 6000. -0.000124 $ ar, rho = 0.001205 g/cm3
    7000. -0.755268
    8000. -0.231781
    18000. -0.012827
m2 74000. -1 $ tungstênio, rho = 19.30 g/cm3
m3 6000. -0.005000 $ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
    26000. -0.995000
m4 5000. -0.040064 $ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
    8000. -0.539562
    11000. -0.028191
    13000. -0.011644
    14000. -0.377220
    19000. -0.003321

```

```

m5 4000.      -1 $berílio, rho = 1.848 g/cm3
m20 47000.    -1 $filtro de Ag = 10.50 g/cm3
m71 1000.     -0.055491 $policarbonato
      6000.    -0.755751
      8000.    -0.188758

```

```

c ***** tally *****

```

```

*f8:p (110 130 150 160 170 180)

```

```

e8 0.5E-03 1E-03 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
    3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
    5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
    8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
    10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
    13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
    15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
    18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
    20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
    23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
    25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
    28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
    30.5E-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
    33e-03 33.5E-03

```

```

ctme 900

```

```

print 10 110 170

```

```

c          COMENTÁRIOS

```

```

c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality

```

```

c control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessment" e

```

```

c "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector
c in a breast tomosynthesis system"

```

```

c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".

```

```

c 4. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23

```

```

c 5. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18

```

2.6 Inputs do tubo T2, para a obtenção dos espectros

- Obs.8: não é necessário mudar os *bins* de energia. Porém, obviamente a energia irá variar com a tensão do tubo. Por exemplo, se a tensão no tubo for de 28 kVp, os *bins* de energia registrarão o número de fótons por centímetro quadrado, até aproximadamente 28,5 keV. Após este valor, será registrado o valor zero.
- Obs.9: para mudar a tensão no tubo, modifique os valores nos parâmetros *phys:p*, *phys:e* e

o *erg*, localizados no cartão de dados. Por exemplo: para simular com a tensão de 30 kV, insira no *phys:p* 0.030 (o primeiro número **imediatamente** após este comando), 0.030 no *phys:e* (o primeiro número **imediatamente** após este comando), e *erg* = 0.030 no *sdef*.

2.7 Input da combinação W/Al (26 kVp)

```
c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO W/Al - ângulo de 0
c grau
c TUBO T2
c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 26 KeV.
c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<
c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****
c ***** anodo e ampola de vidro *****
1 3 -7.82 25 -24 -5 -2 imp:p,e=1 vol=0.058 $ parafuso 1 do alvo de tung
2 2 -19.3 24 -23 -31 -6 imp:p,e=1 vol=22.077 $ alvo de tungstênio
3 3 -7.82 (23 -22 -1):(22 -21 -2):(21 -19 -4):&
(19 -18 -2):(18 -33 -2):(-20 -21 1) imp:p,e=1 vol=100.19 $ rotor
4 3 -7.82 26 -25 -1 imp:p,e=1 vol=0.00706 $ parafuso 2 do alvo de molibd
5 4 -2.23 (17 -16 -14):(16 28 13 -14):&
(-27 28 14 -12):(-28 -30 11 -12):(-11 8 29 -30):(29 7 -8 -32):&
(32 -34 3 -8):(19 -32 3 -10) imp:p,e=1 vol=123.99 $ ampola vidro
c ***** catodo *****
6 3 -7.82 (37 -36 -39):(36 -15 38 -39) imp:p,e=1 vol=0 $catodo
c ***** vácuo *****
7 0 ((28 -13 16):(-28 16 -11 -23):(23 -11 -29 1 20):&
(29 4 -7 -32):(19 -32 10 -4))#1 #2 #3 #4 #6 #8 imp:p,e=1 vol=0 $vácuo na ampola
c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****
8 5 -1.848 -35 imp:p,e=1 vol=2.24 $ janela de berílio
c ***** ar fora do case *****
52 1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #54 #120 #130 &
#150 #151 #152 #153 #170 #180 #190 &
#200 #201 #202 imp:p,e=1 vol=0 $ar fora do case
c ***** vácuo fora do sistema *****
53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 $ vácuo fora do sistema
54 20 -2.69 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 $filtro de Al
c ***** Placa de suporte *****
120 72 -1.20 -400 500 imp:p,e=1 vol=129.6
c ** Pele **
130 73 -1.19 -500 700 701 702 703 imp:p,e=1 vol=864
c ** Espaçadores **
150 73 -1.19 -700 imp:p,e=1 vol=0.70686 $espaçador 1
151 73 -1.19 -701 imp:p,e=1 vol=0.70686 $espaçador 2
152 73 -1.19 -702 imp:p,e=1 vol=0.70686 $espaçador 3
153 73 -1.19 -703 imp:p,e=1 vol=0.70686 $espaçador 4
```

c ***** Esfera detector 1 *****
 170 1 -0.001205 -301 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 2 *****
 180 1 -0.001205 -302 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 3 *****
 190 1 -0.001205 -303 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 4 *****
 200 1 -0.001205 -304 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 5 *****
 201 1 -0.001205 -305 imp:p,e=1 vol=33.51
 c ** Esfera detector 6 *****
 202 1 -0.001205 -306 imp:p,e=1 vol=33.51

c ***** CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****

c ***** tubo de R-X *****
 1 c/x 0 72.1 0.15 \$ eixo do rotor
 2 c/x 0 72.1 0.9 \$ parafuso do alvo de tungstênio
 3 c/x 0 72.1 1 \$ entalhe do eixo do rotor
 4 c/x 0 72.1 1.8 \$ lateral do rotor
 5 c/x 0 72.1 0.4 \$ eixo 2 do rotor
 6 c/x 0 72.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
 7 c/x 0 72.1 2.1 \$face interna do vidro junto ao rotor
 8 c/x 0 72.1 2.35 \$face externa do vidro junto ao rotor
 9 c/x 0 72.1 1 \$face interna do vidro, próxima ao bocal
 10 c/x 0 72.1 1.24 \$face externa do vidro, próxima ao bocal
 11 c/x 0 72.1 4.35 \$face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
 12 c/x 0 72.1 4.6 \$face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
 13 c/x 0 72.1 2.75 \$face interna do vidro, atrás do alvo de tungstênio
 14 c/x 0 72.1 3 \$face externa do vidro, atrás do alvo de tungstênio
 15 p 0.98639357557843 0 0.1644013831322 11.008152152944 \$ plano direito catodo
 16 px -7.75 \$ face interna do vidro, parte de trás do tubo
 17 px -8 \$ face externa do vidro, parte de trás do tubo
 18 px 11.483 \$ entalhe no eixo do rotor
 19 px 11.383 \$ limite direito do rotor
 20 k/x 1.754 0 72.1 6.097 1 \$entalhe 1 do rotor
 21 px 1.283 \$ limite esquerdo do rotor
 22 px 2.279 \$ entalhe 2 do rotor
 23 px 0.723 \$ base do alvo de tungstênio
 24 px 0.04 \$ topo do alvo de tungstênio
 25 px -0.03 \$ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
 26 px -0.113 \$ plano da cabeça do eixo 2 do alvo de tungstênio
 27 k/x -10.483 0 72.1 0.333 1 \$ cone de vidro ao fundo, face externa
 28 k/x -10.003 0 72.1 0.333 1 \$ cone de vidro ao fundo, face interna
 29 k/x 3.77 0 72.1 2.039 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
 30 k/x 4.05 0 72.1 2.039 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa

```

31 k/x -0.283 0 72.1 26.46 1 $ superfície cônica do alvo de tungstênio
32 px 12.801 $ face vertical interna do vidro, próxima ao bocal
33 px 13.656 $ limite esquerdo do eixo do rotor
34 px 13 $ limite do fundo da ampola
35 rpp -3.5 0.7 -4 4 67.02 67.12 $ janela de Berílio de 1mm
36 p 0.98639520854389 0 0.16439141042643 10.407455491643 $ plano interm catodo
37 p 0.98639510146702 0 0.16439172922352 8.2470449308877 $ plano esquerdo catodo
38 gq 0.02690223 1 0.9730977 0 0 -0.3235954 22.65149 0 -136.2325 4767.773
39 gq 0.02690223 1 0.9730977 0 0 -0.3235954 22.65149 0 -136.2325 4766.656
c ***** limite do sistema considerado *****
100 so 100 $ esfera centrada no isocentro
c ** Filtro **
200 rpp -4.5 2.5 -10 10 65.816 65.886 $filtro de Mo=0.7mm
c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
301 s -4 3 0.3 2 $esfera de ar
c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
302 s -13 3 0.3 2 $esfera de ar
c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
303 s -13 -6 0.3 2 $esfera de ar
c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
304 s -9 3 0.3 2 $esfera de ar
c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
305 s -4 -6 0.3 2 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
306 s -9 -6 0.3 2 $esfera de ar
c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.3 cm)**
400 rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 $suporte pras mamas 28x30x0.3cm
c ** Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;2 cm)**
500 rpp -13.7 4.3 -12 12 3.3 5.3 $fantoma PMMA 18x24x2cm
c ** placa de compressão (x,y,z)=(29 cm, 30 cm, 0.3 cm)**
c 600 rpp -14 15 -15 15 5.7 6 $comprime as mamas 29x30x0.3cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 0.1 cm)**
700 rcc -11.21 -9.71 5.3396 0 0 0.1 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
701 rcc -11 9.71 5.3396 0 0 0.1 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702 rcc 2 -9.71 5.3396 0 0 0.1 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703 rcc 2 9.71 5.3396 0 0 0.1 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma
c ***** CARTÕES DE DADOS *****
mode p e
phys:p 0.026 0 0 0 0 $ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
phys:e 0.026 0 0 1 0 1000 1 0 0 0
c phys:e emax ides iphot ibad istrg bnum xnum rnok numb efac
c (cartão PHYS:E no manual)
c ***** fonte de elétrons de 26 KeV *****
sdef par=3 erg=0.026 pos -1.07 0 69.73 rad=d1 vec=0.592 0 0.099 &
axs=0.592 0 0.099 dir=1

```


SII 0 0.005 \$ radial sampling range: 0 to Rmax (=0.05 cm)
 SP1 -21 1 \$ radial sampling weighting: r^1 for disk
 c ***** materiais *****
 m1 6000. -0.000124 \$ ar, rho = 0.001205 g/cm3
 7000. -0.755268
 8000. -0.231781
 18000. -0.012827
 m2 74000. -1.000000 \$ tungstênio, rho = 19.30 g/cm3
 m3 6000. -0.005000 \$ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
 26000. -0.995000
 m4 5000. -0.040064 \$ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
 8000. -0.539562
 11000. -0.028191
 13000. -0.011644
 14000. -0.377220
 19000. -0.003321
 m5 4000. -1.000000 \$ berílio, rho = 1.848 g/cm3
 m20 13000. -1.000000 \$ alumínio
 m72 1000. -0.055491 \$ policarbonato
 6000. -0.755751
 8000. -0.188758
 m73 1000. -0.080538 \$ PMMA(polimetacrilato)
 6000. -0.599848
 8000. -0.319614
 fcl:p 1 5r 0 1 0 r 13r
 c ***** tally *****
 f5:p -4 1 0.3 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e5 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
 3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03
 f15:p -13 3 0.3 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e15 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
 3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03

8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03

f25:p -13 -6 0.3 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e25 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03

f35:p -9 3 0.3 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e35 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03

f45:p -4 -6 0.3 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)

e45 1.5E-03 2E-03 2.5E-03

3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03

8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03
 f55:p -9 -6 0.3 0.5 \$ Ver comentários (75 cm do alvo)
 e55 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
 3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
 5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03
 8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03
 ctme 3000

c COMENTÁRIOS

- c 1. Sobre o detector, ver os artigos "Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessmentent" e "Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system"
- c 2. as composições dos materiais foram obtidas do "MCNPX material comp".
- c 3. Ver comentários sobre o cartão "PHYS" no "MCNP Primer-1", pág 23
- c 4. Ver comentários sobre o tally "F5z:p" no "MCNP Primer-1", final da pág 18
- c 5. Sobre o comando PHYS:E, ler o MCNPX User's Manual, v .2.7.0, páginas 5-45 a 5-47

- Obs. 10: Para o ajuste da espessura de PMMA, modifique os comandos abaixo no cartão de superfícies, para 29 kV:

c Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm; 24 cm; 3 cm)**
 500 rpp -13.7 4.3 -12 12 3.3 6.3 \$fantoma PMMA 18x24x3cm
 c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm; 0,2 cm)**
 700 rcc -12.21 0 6.3396 0 0 0.2 1.5 \$espaçador 1,acima do fantoma

```

701   rcc -7.71 0 6.3396 0 0 0.2 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702   rcc -3.21 0 6.3396 0 0 0.2 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703   rcc 1.29 0 6.3396 0 0 0.2 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

```

- Obs. 11: Para o ajuste da espessura de PMMA, modifique os comandos abaixo no cartão de superfícies, para 30 kV:

```

c ** Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;4cm)**
500   rpp -13.7 4.3 -12 12 3.3 7.3 $fantoma PMMA 18x24x4.0cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 0.5 cm)**
700 rcc -11.21 -9.71 7.3396 0 0 0.5 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
701 rcc -11 9.71 7.3396 0 0 0.5 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702 rcc 2 -9.71 7.3396 0 0 0.5 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703 rcc 2 9.71 7.3396 0 0 0.5 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

```

- Obs. 12: Para o ajuste da espessura de PMMA, modifique os comandos abaixo no cartão de superfícies, para 33 kV:

```

c ** Fantoma que representa pele (x,y,z)=(18 cm;24 cm;5 cm)**
500   rpp -13.7 4.3 -12 12 3.3 8.3 $fantoma PMMA 18x24x5cm
c ** 4 espaçadores (diâmetro, espessura)=(3 cm, 1 cm)**
700 rcc -11.21 -9.71 8.3396 0 0 1 1.5 $espaçador 1,acima do fantoma
701 rcc -11 9.71 8.3396 0 0 1 1.5 $espaçador 2,acima do fantoma
702 rcc 2 -9.71 8.3396 0 0 1 1.5 $espaçador 3,acima do fantoma
703 rcc 2 9.71 8.3396 0 0 1 1.5 $espaçador 4,acima do fantoma

```

2.8 Input do tubo T2, para a obtenção da energia depositada na célula

- Obs. 13: não é necessário mudar os *bins* de energia. Porém, obviamente a energia irá variar com a tensão do tubo. Por exemplo, se a tensão no tubo for de 28 kVp, os *bins* de energia registrarão o número de fótons por centímetro quadrado, até aproximadamente 28,5 keV. Após este valor, será registrado o valor zero.
- Obs. 14: para mudar a tensão no tubo, modifique os valores nos parâmetros *phys:p*, *phys:e* e o *erg*, localizados no cartão de dados. Por exemplo: para simular com a tensão de 30 kV, insira no *phys:p* 0.030 (o primeiro número **imediatamente** após este comando), 0.030 no *phys:e* (o primeiro número **imediatamente** após este comando), e *erg* = 0.030 no *sdef*.

```

c TÍTULO: SIMULAÇÃO DE UM TUBO DE RAIOS X DE ANODO/FILTRO W/AL - ângulo de 5
c graus
c TUBO T2

```

c NOTAS DESTA VERSÃO: Anodo, catodo, ampola, vácuo. Fonte de elétrons de 25 KeV.

c >>>>> VERIFIQUE OS COMENTÁRIOS NO FINAL DO ARQUIVO <<<<<

c ***** CARTÕES DE CÉLULAS *****

c ***** anodo e ampola de vidro *****

1 3 -7.82 25 -24 -5 -2 imp:p,e=1 vol=0.058 \$ parafuso 1 do alvo de tungstênio

2 2 -19.3 24 -23 -31 -6 imp:p,e=1 vol=22.077 \$ alvo de tungstênio

3 3 -7.82 (23 -22 -1):(22 -21 -2):(21 -19 -4):&

(19 -18 -2):(18 -33 -2):(-20 -21 1) imp:p,e=1 vol=100.19 \$ rotor

4 3 -7.82 26 -25 -1 imp:p,e=1 vol=0.00706 \$ parafuso 2 do alvo de tungstênio

5 4 -2.23 (17 -16 -14):(16 28 13 -14):&

(-27 28 14 -12):(-28 -30 11 -12):(-11 8 29 -30):(29 7 -8 -32):&

(32 -34 3 -8):(19 -32 3 -10) imp:p,e=1 vol=123.99 \$ ampola vidro

c ***** catodo *****

6 3 -7.82 (37 -36 -39):(36 -15 38 -39) imp:p,e=1 vol=0 \$catodo

c ***** vácuo *****

7 0 ((28 -13 16):(-28 16 -11 -23):(23 -11 -29 1 20):&

(29 4 -7 -32):(19 -32 10 -4))#1 #2 #3 #4 #6 #8 imp:p,e=1 vol=0 \$vácuo na ampola

c ***** janela de berílio, próxima ao alvo e ao catodo *****

8 5 -1.848 -35 imp:p,e=1 vol=2.1168 \$ janela de berílio

c ***** ar fora do case *****

52 1 -0.001205 (-100) #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #54 #110 #120 #130 &

#150 #160 #170 #180 imp:p,e=1 vol=0 \$ar fora do case

c ***** vácuo fora do sistema *****

53 0 100 imp:p,e=0 vol=0 \$ vácuo fora do sistema

54 20 -2.69 -200 imp:p,e=1 vol=10.8 \$filtro de Al

c ***** Esfera detector 1 *****

110 1 -0.001205 -300 400 imp:p,e=1 vol=0.99

c ***** Placa de suporte *****

120 71 -1.19 300 -400 500 imp:p,e=1 vol=252

c ** Esfera detector 2 *****

130 1 -0.001205 -500 imp:p,e=1 vol=0.99

c ** Esfera detector 3 *****

150 1 -0.001205 -700 imp:p,e=1 vol=0.99

c ** Esfera detector 4 *****

160 1 -0.001205 -800 imp:p,e=1 vol=0.99

c ** Esfera detector 5 *****

170 1 -0.001205 -900 imp:p,e=1 vol=0.99

c ** Esfera detector 6 *****

180 1 -0.001205 -1000 imp:p,e=1 vol=0.99

c *****CARTÕES DE SUPERFÍCIES *****

c ***** tubo de R-X *****

1 1 c/x 0 72.1 0.15 \$ eixo do rotor

2 1 c/x 0 72.1 0.9 \$ parafuso do alvo de tungstênio

3 1 c/x 0 72.1 1 \$ entalhe do eixo do rotor

4 1 c/x 0 72.1 1.8 \$ lateral do rotor
 5 1 c/x 0 72.1 0.4 \$ eixo 2 do rotor
 6 1 c/x 0 72.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
 7 1 c/x 0 72.1 2.1 \$face interna do vidro junto ao rotor
 8 1 c/x 0 72.1 2.35 \$face externa do vidro junto ao rotor
 9 1 c/x 0 72.1 1 \$face interna do vidro, próxima ao bocal
 10 1 c/x 0 72.1 1.24 \$face externa do vidro, próxima ao bocal
 11 1 c/x 0 72.1 4.35 \$face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
 12 1 c/x 0 72.1 4.6 \$face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
 13 c/x 0 72.1 2.75 \$face interna do vidro, atrás do alvo de tungstênio
 14 c/x 0 72.1 3 \$face externa do vidro, atrás do alvo de tungstênio
 15 1 p 0.98639357557843 0 0.1644013831322 11.008152152944 \$ plano direito catodo
 16 px -7.75 \$ face interna do vidro, parte de trás do tubo
 17 px -8 \$ face externa do vidro, parte de trás do tubo
 18 1 px 11.483 \$ entalhe no eixo do rotor
 19 1 px 11.383 \$ limite direito do rotor
 20 k/x 1.754 0 72.1 6.097 1 \$entalhe 1 do rotor
 21 px 1.283 \$ limite esquerdo do rotor
 22 px 2.279 \$ entalhe 2 do rotor
 23 1 px 0.723 \$ base do alvo de tungstênio
 24 1 px 0.04 \$ topo do alvo de tungstênio
 25 1 px -0.03 \$ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
 26 1 px -0.113 \$ plano da cabeça do eixo 2 do alvo de tungstênio
 27 k/x -10.483 0 72.1 0.333 1 \$ cone de vidro ao fundo, face externa
 28 k/x -10.003 0 72.1 0.333 1 \$ cone de vidro ao fundo, face interna
 29 k/x 3.77 0 72.1 2.039 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
 30 k/x 4.05 0 72.1 2.039 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa
 31 k/x -0.283 0 72.1 26.46 1 \$ superfície cônica do alvo de tungstênio
 32 px 12.801 \$ face vertical interna do vidro, próxima ao bocal
 33 px 13.656 \$ limite esquerdo do eixo do rotor
 34 px 13 \$ limite do fundo da ampola
 35 1 rpp -3.5 0.7 -4 4 67.02 67.083 \$ janela de Berílio de 0.63mm
 36 1 p 0.98639520854389 0 0.16439141042643 10.407455491643 \$ plano interm catodo
 37 1 p 0.98639510146702 0 0.16439172922352 8.2470449308877 \$ plano esquerdo catodo
 38 1 gq 0.02690223 1 0.9730977 0 0 -0.3235954 22.65149 0 -136.2325 4767.773
 39 1 gq 0.02690223 1 0.9730977 0 0 -0.3235954 22.65149 0 -136.2325 4766.656
 c ***** limite do sistema considerado *****
 100 rcc 0 0 -20 0 0 140 60 \$cilindro representando o universo
 200 1 rpp -4.5 2.5 -10 10 65.816 65.886 \$filtro de Al=0.07mm
 c ** Esfera 1 de volume 1 cm3 **
 300 s -4.22 -3 5.86 0.6203 \$esfera de ar
 c ** Placa de suporte (x,y,z)=(28cm, 30 cm, 0.12 cm)**
 400 rpp -14 14 -15 15 2.8 3.1 \$suporte pras mamas 28x30x0.3cm
 c ** Esfera 2 de volume 1 cm3 **
 500 s 2 -3.22 5.86 0.6203 \$esfera de ar

```

c ** placa de compressão (x,y,z)=(29 cm, 30 cm, 0.24 cm)**
c 600 rpp -14 15 -15 15 8 8.3 $comprime as mamas 29x30x0.3cm
c ** Esfera 3 de volume 1 cm3 **
  700 s -4 -4.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 4 de volume 1 cm3 **
  800 s -2.22 0 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 5 de volume 1 cm3 **
  900 s -5 -7.22 5.86 0.6203 $esfera de ar
c ** Esfera 6 de volume 1 cm3 **
  1000 s -6 -1.22 5.86 0.6203 $esfera de ar

c ***** CARTÕES DE DADOS *****
mode p e
phys:p 10 0 0 0 0 $ 10 MeV, brems, coh scat, no photonuc, Doppler $ ver coments
c ***** fonte de elétrons de 30 KeV *****
sdef par=3 erg=0.030 pos -1.07 0 69.73 rad=d1 vec=0.592 0 0.099 &
axs=0.592 0 0.099 dir=1
SI1 0 0.005 $ radial sampling range: 0 to Rmax (=0.05 cm)
SP1 -21 1 $ radial sampling weighting: r^1 for disk
*tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 95 5
c *tr1 0 0 0 0 90 90 90 1.25 88.75
c ***** materiais *****
m1 6000. -0.000124 $ ar, rho = 0.001205 g/cm3
  7000. -0.755268
  8000. -0.231781
  18000. -0.012827
m2 74000. -1.000000 $ tungstênio, rho = 19.30 g/cm3
m3 6000. -0.005000 $ aço carbono, rho = 7.82 g/cm3
  26000. -0.995000
m4 5000. -0.040064 $ vidro, borosilicato (pyrex), rho = 2.23 g/cm3
  8000. -0.539562
  11000. -0.028191
  13000. -0.011644
  14000. -0.377220
  19000. -0.003321
m5 4000. -1.000000 $ berílio, rho = 1.848 g/cm3
m20 13000. -1.000000 $ alumínio
m71 1000. -0.055491 $policarbonato
  6000. -0.755751
  8000. -0.188758
c ***** tally *****
*f8:p (110 130 150 160 170 180)
e8 0.5E-03 1E-03 1.5E-03 2E-03 2.5E-03
  3e-03 3.5E-03 4E-03 4.5E-03 5E-03
  5.5e-03 6E-03 6.5E-03 7E-03 7.5E-03

```

8e-03 8.5E-03 9E-03 9.5E-03 10E-03
 10.5e-03 11E-03 11.5E-03 12E-03 12.5E-03
 13e-03 13.5E-03 14E-03 14.5E-03 15E-03
 15.5e-03 16E-03 16.5E-03 17E-03 17.5E-03
 18e-03 18.5E-03 19E-03 19.5E-03 20E-03
 20.5e-03 21E-03 21.5E-03 22E-03 22.5E-03
 23e-03 23.5E-03 24E-03 24.5E-03 25E-03
 25.5e-03 26E-03 26.5E-03 27E-03 27.5E-03
 28e-03 28.5E-03 29E-03 29.5E-03 30E-03
 30.5e-03 31E-03 31.5E-03 32E-03 32.5E-03
 33e-03 33.5E-03
 ctme 4320
 print 10 110 170

- Obs. 15: Para o ajuste do ângulo, insira as linhas abaixo no cartão de superfícies (não é necessário para o ângulo de zero grau):

c ***** tubo de R-X *****
 1 1 c/x 0 72.1 0.15 \$ eixo do rotor
 2 1 c/x 0 72.1 0.9 \$ parafuso do alvo de tungstênio
 3 1 c/x 0 72.1 1 \$ entalhe do eixo do rotor
 4 1 c/x 0 72.1 1.8 \$ lateral do rotor
 5 1 c/x 0 72.1 0.4 \$ eixo 2 do rotor
 6 1 c/x 0 72.1 3.55 \$ lateral do alvo de tungstênio
 7 1 c/x 0 72.1 2.1 \$face interna do vidro junto ao rotor
 8 1 c/x 0 72.1 2.35 \$face externa do vidro junto ao rotor
 9 1 c/x 0 72.1 1 \$face interna do vidro, próxima ao bocal
 10 1 c/x 0 72.1 1.24 \$face externa do vidro, próxima ao bocal
 11 1 c/x 0 72.1 4.35 \$face interna do vidro, altura do alvo de tungstênio
 12 1 c/x 0 72.1 4.6 \$face externa do vidro, altura do alvo de tungstênio
 13 c/x 0 72.1 2.75 \$face interna do vidro, atrás do alvo de tungstênio
 14 c/x 0 72.1 3 \$face externa do vidro, atrás do alvo de tungstênio
 15 1 p 0.98639357557843 0 0.1644013831322 11.008152152944 \$ plano direito catodo
 16 px -7.75 \$ face interna do vidro, parte de trás do tubo
 17 px -8 \$ face externa do vidro, parte de trás do tubo
 18 1 px 11.483 \$ entalhe no eixo do rotor
 19 1 px 11.383 \$ limite direito do rotor
 20 k/x 1.754 0 72.1 6.097 1 \$entalhe 1 do rotor
 21 px 1.283 \$ limite esquerdo do rotor
 22 px 2.279 \$ entalhe 2 do rotor
 23 1 px 0.723 \$ base do alvo de tungstênio
 24 1 px 0.04 \$ topo do alvo de tungstênio
 25 1 px -0.03 \$ plano da cabeça do parafuso do alvo de tungstênio
 26 1 px -0.113 \$ plano da cabeça do eixo 2 do alvo de tungstênio
 27 k/x -10.483 0 72.1 0.333 1 \$ cone de vidro ao fundo, face externa

28 k/x -10.003 0 72.1 0.333 1 \$ cone de vidro ao fundo, face interna
 29 k/x 3.77 0 72.1 2.039 -1 \$ cone de vidro intermediário, face interna
 30 k/x 4.05 0 72.1 2.039 -1 \$ cone de vidro intermediário, face externa
 31 k/x -0.283 0 72.1 26.46 1 \$ superfície cônica do alvo de tungstênio
 32 px 12.801 \$ face vertical interna do vidro, próxima ao bocal
 33 px 13.656 \$ limite esquerdo do eixo do rotor
 34 px 13 \$ limite do fundo da ampola
 35 1 rpp -3.5 0.7 -4 4 67.02 67.083 \$ janela de Berílio de 0.63mm
 36 1 p 0.98639520854389 0 0.16439141042643 10.407455491643 \$ plano interm catodo
 37 1 p 0.98639510146702 0 0.16439172922352 8.2470449308877 \$ plano esquerdo catodo
 38 1 gq 0.02690223 1 0.9730977 0 0 -0.3235954 22.65149 0 -136.2325 4767.773
 39 1 gq 0.02690223 1 0.9730977 0 0 -0.3235954 22.65149 0 -136.2325 4766.656

Agora, para o ajuste do ângulo, insira no *input* **uma das linhas abaixo**, referente ao cartão de transformação TR para um determinado ângulo (PELOWITZ, 2011) no cartão de dados:

*tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 90.625 0.625 \$ ângulo de 0.625 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 91.25 1.25 \$ ângulo de 1.25 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 91.875 1.875 \$ ângulo de 1.875 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 92.5 2.5 \$ ângulo de 2.5 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 93.125 3.125 \$ ângulo de 3.125 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 93.75 3.75 \$ ângulo de 3.75 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 94.375 4.375 \$ ângulo de 4.375 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 95 5 \$ ângulo de 5 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 95.625 5.625 \$ ângulo de 5.625 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 96.25 6.25 \$ ângulo de 6.25 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 96.875 6.875 \$ ângulo de 6.875 graus
 *tr1 0 -20 0 0 90 90 90 30 60 90 97.5 7.5 \$ ângulo de 7.5 graus

Obs. 14: Não é necessário inserir o cartão de transformação para o ângulo de zero grau.